

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**MEDİKAL İMPLANTLARDA KULLANILAN
MALZEMELERİN
MANYETİK REZONANS CİHAZI
UYUMLULUĞUNUN VE GÜVENİLİRLİĞİNİN ANALİZİ**

**Hazırlayan
Ömer Burak İSTANBULLU**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN**

Yüksek Lisans Tezi

**Temmuz 2016
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**MEDİKAL İMPLANTLARDA KULLANILAN
MALZEMELERİN
MANYETİK REZONANS CİHAZI
UYUMLULUĞUNUN VE GÜVENİLİRLİĞİNİN ANALİZİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Hazırlayan
Ömer Burak İSTANBULLU**

**Danışman
Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN**

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından FYL-2015-6051 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Temmuz 2016
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.



Ömer Burak İSTANBULLU

YÖNERGEYE UYGUNLUK

“Medikal İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemelerin Manyetik Rezonans Cihazı Uyumluluğunun ve Güvenilirliğinin Analizi” adlı Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.



Tezi Hazırlayan

Ömer Burak İSTANBULLU



Danışman

Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN

Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı Başkanı

Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL



Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN danışmanlığında **Ömer Burak İSTANBULLU** tarafından hazırlanan “**Medikal İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemelerin Manyetik Rezonans Cihazı Uyumluluğunun ve Güvenilirliğinin Analizi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

21 / 07 / 2016

JÜRİ:

Başkan : Doç. Dr. İsa YILDIRIM

Üye : Doç. Dr. Fehmi NAİR

Üye : Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN

ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

..... / /

Prof. Dr. Mehmet AKKURT
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmalarım sırasında tecrübe ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN'a, projemin yürütülmesi sırasında vermiş oldukları destekten dolayı, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne ve Erciyes Üniversitesi Klinik Mühendisliği Araştırma ve Uygulama Merkezi'ne teşekkürlerimi sunarım.

Deneylerin yürütülmesi sırasında vermiş oldukları desteklerden ötürü Radyoloji A.B.D'na, değerli hocam Doç. Dr. Kazım Ziya GÜMÜŞ'e ve MRG cihazının kullanımı hususundaki yardımlarından dolayı MR Teknikeri Sn. İrfan KIZILÖZ'e, üniversitemiz Gıda Mühendisliği Bölümünden Yrd. Doç. Dr. Mustafa FİNCAN'a teşekkür ederim.

Ayrıca tez çalışmamda; analizleri yapılan deney numuneleri desteğini sağladıkları için Onur Medikal (Kayseri), Aysam Ortopedi&Tıbbi Aletler (Samsun) ve İmplant Döküm San. Tic. A.Ş. (İzmir) firmalarına, vermiş oldukları desteklerden ötürü Osensa Innovations (Coquitlam/KANADA) ve Zurich Med Tech (Zürih/İSVİÇRE) firmalarına da teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım boyunca büyük sabır göstererek maddi ve manevi her daim yanımda olan aileme en içten şükranlarımı sunarım. Desteklerini her zaman yanımda hissettiğim değerli arkadaşlarıma ve tezimin ortaya çıkmasında katkısı bulunan herkese teşekkür ederim.


Ömer Burak İSTANBULLU

Kayseri, Temmuz 2016

**MEDİKAL İMPLANTLARDA KULLANILAN BİYOMALZEMELERİN
MANYETİK REZONANS CİHAZI
UYUMLULUĞU VE GÜVENİLİRLİĞİNİN ANALİZİ**

Ömer Burak İSTANBULLU

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2016

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Gülşen AKDOĞAN

ÖZET

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) cihazı; insan sağlığına zararsız olması ve yüksek çözünürlükteki görüntü kalitesi nedeniyle diğer teşhis cihazlarına göre tercih edilebilir. Ancak, vücutta bulundurulmuş herhangi bir implantın MRG ile uyumsuz olabileceği endişesi ile kullanımından kaçınılmaktadır. MRG ortamında, elektriksel iletkenliğe sahip ve ferromanyetik özellikteki tıbbi amaçlı biyomalzemeler; yüksek güçteki statik manyetik alan, manyetik radyo frekans dalgaları ve gradient manyetik alan ile elektromanyetik etkileşime girme potansiyeline sahiptir. Bu etkileşimin MRG uyumlu olmayan malzemelerde; sıcaklık artışı, manyetik kuvvet ve tork oluşumu gibi fiziksel etkileri meydana gelmesiyle biyomalzemeyi çevreleyen sağlıklı dokular zarara uğramaktadır. İmplantların MRG uyumlu olanlarının ayırt edilmesi amacıyla üretim aşamasında iken MRG uyumluluk/güvenilirlik testlerinin yapılmış olması problemi giderecektir. Bu çalışmada ise öncelikle vücuttaki farklı organların elektriksel iletkenlik seviyeleri tespit edilmiş, ardından Sim4Life paket programı aracılığı ile insan vücut şartlarına yakın koşullar bilgisayar ortamında simüle edilmiştir. Simulasyon ortamında fantom ve malzemeler türetilerek, MRG sırasındaki elektromanyetik enerji dağılımı ve malzemenin ısınma etkisi incelenmiştir. Gerçek MRG ortamındaki malzemelerin davranışlarının analizi için ise 3 farklı tasarımda, 7 farklı malzeme içeriğine sahip, 21 ayrı deney numunesi kullanılmıştır. Numunelerin RF etkili ısınma ve MR görüntülerinde oluşan bozulma miktarları 4 ayrı MRG koşulu olan; “Aksiyal ve Sagittal T₁ Gradient Eko” ve “Aksiyal ve Sagittal T₂ Turbo Spin Eko” görüntüleme sekanslarında incelenmiştir. Test edilen numunelerin MR uyumluluk seviyelerini belirlemede ASTM standartları referans alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: MR Uyumlu Biyomalzemeler, Medikal İmplant, Manyetik Rezonans Görüntüleme, RF Etkili Isınma, MR Uyumluluğu, MR Güvenilirliği

**MAGNETIC RESONANCE DEVICE
COMPATIBILITY AND SAFETY ANALYSIS
OF BIOMATERIALS USED IN MEDICAL IMPLANTS**

Ömer Burak İSTANBULLU

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, July 2016

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Gülşen AKDOĞAN

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) device is preferred in comparison with the other diagnostic devices due to being harmless to human health and high resolution image quality. However, usage is avoided owing to the apprehension of whatsoever implant inside the body might be MRI incompatible. Electrically conductive and ferromagnetic featured medical aimed biomaterials have electromagnetic interaction potential with quite strong static magnetic field, magnetic radio frequency pulses and gradient magnetic fields inside the MRI environment. Healthy tissues surrounding biomaterials suffer damage due to the fact that physical effects of mentioned interaction such as temperature increase, magnetic force and torque formation on the MRI incompatible material. In an attempt to distinguish implants which are MRI compatible, doing compatibility/safety tests at the production phase will overcome the problem. In this study, firstly electrical conductivity level of different organs in the body is determined then conditions close to body circumstances are simulated by Sim4Life packaged software in computer environment. Electromagnetic energy distribution and heating effect of material is examined by creating phantom and materials in simulation environment. 21 individual test samples which are 3 different designed and have 7 different material content are used to analyse behavior of material inside real MRI environment. RF induced heating and deformation level of MR images of samples are examined in 4 different MRI conditions which are “Axial and Sagittal T₁ Gradient Echo” and “Axial and Sagittal T₂ Turbo Spin Echo” imaging sequences. ASTM standards are used as reference for determining MRI compatibility level of test samples.

Keywords: MRI Compatible Biomaterials, Medical Implant, Magnetic Resonance Imaging, RF Induced Heating, MRI Compatibility, MRI Safety

İÇİNDEKİLER

MEDİKAL İMPLANTLARDA KULLANILAN BİYOMALZEMELERİN MANYETİK REZONANS CİHAZI UYUMLULUĞU VE GÜVENİLİRLİĞİNİN ANALİZİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK	ii
KABUL ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER	xvii
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

1.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış	4
1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme: Fiziksel Prensipler	9

1.2.1. Görüntüleme Kaynağı.....	9
1.2.2. MRG Parametreleri-I: Statik Manyetik Alan	9
1.2.2.1. Spin, Presesyon ve Manyetizasyon.....	10
1.2.3. MRG Parametreleri-II: RF Darbesi.....	13
1.2.3.1. Rezonans ve MR Sinyali.....	13
1.2.4. MRG Görüntülerinin Oluşturulması ve Puls Sekansları	15
1.2.4.1. Proton, T_1 ve T_2 Ağırlıklı Görüntüleme.....	15
1.2.4.2. Spin Eko Görüntüleme.....	16
1.2.4.3. Gradient Eko Görüntüleme	17
1.3. Manyetik Alan ve Manyetizma	18
1.3.1. Manyetik Alan	18
1.3.2. Manyetizma ve Manyetik Malzemelerin Sınıflandırılması	20
1.3.2.1. Diamanyetizma	21
1.3.2.2. Paramanyetizma	22
1.3.2.3. Ferrimanyetizma	23
1.3.2.4. Ferromanyetizma.....	26
1.3.2.5. Antiferromanyetizma	28
1.4. Medikal İmplantlarda Kullanılan Malzemeler: Biyomalzemeler	28
1.4.1. Biyomalzeme Teknolojisine Genel Bakış	28
1.4.2. Biyomalzemelerin Tarihsel Gelişim Süreci.....	31
1.4.3. Tıbbi Amaçlı Malzemelerde Biyouyumluluk.....	36
1.4.4. Biyomalzemelerin MRG Uyumluluğu	37
1.4.4.1. Biyometaller ve MRG Uyumluluğu	39
1.4.4.2. Biyoseramikler ve MRG Uyumluluğu	40
1.4.4.3. Biyopolimerler ve MRG Uyumluluğu	41
1.3.4.2. Biyokompozitler ve MRG Uyumluluğu	42
1.5. Literatür Taraması	43

2. BÖLÜM

MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. MRG Sırasında Medikal İmplantlar ile Elektromanyetik Etkileşim.....	53
2.1.1. Statik Manyetik Alanın Etkileri	54
2.1.1.1. Manyetik Kuvvet.....	54
2.1.1.2. Tork Oluşumu	57
2.1.2. Gradient Manyetik Alanın Etkileri	59
2.1.3. RF Manyetik Darbelerinin Etkileri.....	60
2.2. Sim4Life Programıyla Simülasyonların Hazırlanması	62
2.2.1. MRG Ortamının Oluşturulması	63
2.2.2. ASTM Fantomunun Modellenmesi	67
2.2.3. İmplant Modeli	67
2.3. Deneylerde Kullanılan Numuneler	70
2.4. Deney Düzenegi	73
2.4.1. Manyetik Etkili Kuvvetin Ölçülmesi	73
2.4.2. RF Etkili Isınmanın Ölçülmesi.....	75
2.4.3. İmplantlardan Kaynaklı Görüntü Artefaktları.....	78

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. Simülasyon Sonuçları	79
3.1.1. MRG Kabini İçerisindeki Elektromanyetik Alan Dağılımı	79
3.1.2. İmplant Yüzeyi ve Etrafındaki Elektromanyetik Alan.....	81
3.1.3. MRG Sonucunda İmplant Yüzeyindeki Isınma	83
3.2. DeneySEL Çalışma Sonuçları.....	83

3.2.1. Manyetik Alan Etkili Kuvvet Ölçümleri	83
3.2.2. RF Etkili Isınma Sonuçları.....	84
3.2.3. Numunelerin MR Görüntüleri Üzerindeki Etkileri	97

4. BÖLÜM

TARTIŞMA - SONUÇ VE ÖNERİLER

KAYNAKÇA	122
ÖZ GEÇMİŞ	126

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.1.	Tıbbi görüntüleme sistemlerinin sınıflandırılması.....	5
Tablo 1.2.	Atomların MR aktif olma şartları	11
Tablo 1.3.	Farklı bölgelerdeki manyetik alanlar ve değerleri	118
Tablo 1.4.	Medikal implantların tarihsel gelişim süreci	35
Tablo 2.1.	İmplant modelinin fiziksel parametreleri ve değerleri.....	68
Tablo 2.2.	Deney numunelerinin XRF analiz sonuçları.....	72
Tablo 2.3.	Deneylerde kullanılan numunelerin adlandırılması.....	76
Tablo 2.4.	Doku ve organların elektriksel iletkenlik değerleri	77
Tablo 2.5.	MRG sekanslarının TR ve TE değerleri	78
Tablo 3.1.	Dört farklı MRG sekansında görüntüleme yapılan 21 numunede oluşan maksimum sıcaklık değişimi.....	96
Tablo 3.2.	Deneylerde kullanılan numunelerin MRG görüntülerinde oluşturduğu bozulma miktarları	117

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Röntgen Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b).....	6
Şekil 1.2. Ultrason Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b).....	7
Şekil 1.3. PET Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)	8
Şekil 1.4. Hidrojen Atomunun Yapısı.....	9
Şekil 1.5. MRG Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)	10
Şekil 1.6. B_0 Manyetik Alan Etkisi Altındaki Bir Atomun Spin ve Presesyon Hareketi	12
Şekil 1.7. Atomların Manyetik Alan Etkisi Dışında (a) ve Manyetik Alan Etkis Altında Yaptıkları (b) Presesyon Hareketleri ve Manyetik Vektörleri	13
Şekil 1.8. MR Sinyalinin Oluşumu	14
Şekil 1.9. T_1 , T_2 ve Proton Ağırlıklı MR Görüntüleri.....	16
Şekil 1.10. Spin Eko Sekansı (a) ve Bu Sekans ile Elde Edilen MR Görüntüsü (b).....	17
Şekil 1.11. Gradient Eko Sekansı (a) ve Bu Sekans ile Elde Edilen MR Görüntüsü (b).....	17
Şekil 1.12. Mıknatıs Etrafındaki Manyetik Alan Çizgileri	19
Şekil 1.13. Dünyanın Manyetik Alanı	20
Şekil 1.14. Akım Taşıyan İletken Tel Etrafındaki Manyetik Alanın Yönü	20
Şekil 1.15. Diamanyetik Malzemelerin İçerisinde Bulunduğu Manyetik Alan Şiddetine Duyarlılığı (a) Ve Bu Duyarlılığın Sıcaklığa Bağlı Değişim Grafiği (b)	23
Şekil 1.16. Paramanyetik Malzemelerin İçerisinde Bulunduğu Manyetik Alan Şiddetine Duyarlılığı (a) Ve Bu Duyarlılığın Sıcaklığa Bağlı Değişim Grafiği (b)	24
Şekil 1.17. Ferromanyetik Malzemelerin Manyetik Alan Altındaki Davranışı	25
Şekil 1.18. Ferromanyetik Malzemelerin Manyetik Alan Altındaki Mıknatıslanması ..	26
Şekil 1.19. Ferrimanyetik Malzemelerin Manyetik Alan Altındaki Davranışı	27
Şekil 1.20. Mıknatısın Kristal Yapısı	28
Şekil 1.21. Sıcaklığın Manyetizasyona Etkisi	29
Şekil 1.22. Malzemelerin Fonksiyonunu Etkileyen 4 Bileşen	30
Şekil 1.23. Fonksiyonunu yitirmiş veya tamamen yok olmuş organların yerine kullanılan veya organın fonksiyonunu destekleyen farklı türdeki biyomalzemelerin vücutta kullanıldığı bölgeler	31

Şekil 1.24. Biyomalzemelerin üç uygulaması: Titanyum alaşımlı diş implantı (a), Polietilen kafatası desteği (b), Kulak içi implant (c).	32
Şekil 1.25. Kemik kırıklarında kullanılan plakalara ait ilk tasarımlar: (a) Lane, (b) Sherman.	293
Şekil 1.26. Kalça Artroplastisinde Kullanılan Judet İmplantı.....	34
Şekil 1.27. Starr-Edwards tarafından metal kafes ve silikon kauçuk bir top kullanılarak üretile kalp kapakçığına ait bir örnek	34
Şekil 1.28. Metalik Biyomalzemeler: Diş İmplantı (a) ve Diz Kapağı Protezi (b).....	39
Şekil 1.29. Kemiğin doğal dokusu (a) ve Hidroksi Apatitin görünümü (b).....	41
Şekil 1.30. Polimerik Biyomalzemelerden PMMA Lens (a) ve damar içi balon (b).....	41
Şekil 2.1. MRG Gantrisi ve İç Bölge Manyetik Alan Dağılımı.....	54
Şekil 2.2. Ferromanyetik Objenin Manyetik Alan İçerisinde Sapması.....	56
Şekil 2.3. Ferromanyetik Objedeki Manyetik Torkun Gösterimi	58
Şekil 2.4. Yalıtılmış bir tel üzerinde indüklenen elektrik akımları	60
Şekil 2.5. RF Darbesinin Şekli	61
Şekil 2.6. Sim4Life Program Arayüzü	62
Şekil 2.7. Sim4Life Programında Modellenen MRG Kabini ve RF Sargı Modeli	63
Şekil 2.8. MRG Manyetik Alanı Oluşturulurken Yararlanılan Elektrik Akımları, Frekansları ve Uygulanma Zamanlamasının Ayarları.....	64
Şekil 2.9. Manyetik Alan Homojenitesini Sağlamak İçin Kullanılan RC Filtre.....	65
Şekil 2.10. Manyetik Alan Dağılımındaki Homojeniteyi Sağlayan Eşdeğer Devre Modeli.....	66
Şekil 2.11. Modellenen ASTM Fantomu ve Ayarları	67
Şekil 2.12. Simülasyonda kullanılan implant modeli ve özellikleri	68
Şekil 2.13. Oluşturulan Simülasyonun Çalışma Diyagramı.....	69
Şekil 2.14. İmplant Deney Numunesi-1: İnce	70
Şekil 2.15. İmplant Deney Numunesi-2: Kalın	71
Şekil 2.16. İmplant Deney Numunesi-3: Sivri	71
Şekil 2.17. Pasif medikal implantın statik manyetik alandan etkilenme miktarını ölçmek için kurulan deney düzeneği (a) ve deney sırasında test numunesi üzerinde kontrol edilen parametreler (b)	74
Şekil 2.18. RF etkili ısınmanın ölçümü deney düzeneğinin şematik görünümü.....	75

Şekil 2.19. Fiber Optik Probların A ve B kanallarının Numuneler Üzerindeki Yerleşim Düzeni	76
Şekil 3.1. MRG Cihazında Akım Taşıyan Tellerin Etrafındaki Elektrik Alan Dağılımı (a: x eksen, b: z ekseninden görüntü)	79
Şekil 3.2. Gantri içerisindeki ASTM fantomu ve MRG sırasındaki elektrik alanların yönelimleri (a: x eksen, b: 0° Faz z eksen, c: 135° Faz z eksen)	81
Şekil 3.3. MRG sırasında implant yüzeyindeki elektromanyetik alan dağılımı (a: 0° Faz, b: 135° Faz).....	82
Şekil 3.4. İmplant etrafındaki elektromanyetik alanın dağılımı.....	83
Şekil 3.5. MRG sonunda implant yüzeyindeki sıcaklığın dağılımı	83
Şekil 3.6. Dört farklı MRG Sekansında Numune-1'in A bölgesindeki RF Etkili Isınma	84
Şekil 3.7. Dört farklı MRG Sekansında Numune-1'in B bölgesindeki RF Etkili Isınma	85
Şekil 3.8. Dört farklı MRG Sekansında Numune-2'nin A bölgesindeki RF Etkili Isınma	85
Şekil 3.9. Dört farklı MRG Sekansında Numune-2'nin B bölgesindeki RF Etkili Isınma	86
Şekil 3.10. Dört farklı MRG Sekansında Numune-3'nin A bölgesindeki RF Etkili Isınma	86
Şekil 3.11. Dört farklı MRG Sekansında Numune-3'nin B bölgesindeki RF Etkili Isınma	87
Şekil 3.12. Dört farklı MRG Sekansında Numune-4 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	87
Şekil 3.13. Dört farklı MRG Sekansında Numune-5 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	88
Şekil 3.14. Dört farklı MRG Sekansında Numune-6 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	88
Şekil 3.15. Dört farklı MRG Sekansında Numune-7'nin A bölgesindeki RF Etkili Isınma	89
Şekil 3.16. Dört farklı MRG Sekansında Numune-7'nin B bölgesindeki RF Etkili Isınma	89
Şekil 3.17. Dört farklı MRG Sekansında Numune-8'in A bölgesindeki RF Etkili Isınma	90
Şekil 3.18. Dört farklı MRG Sekansında Numune-8'in B bölgesindeki RF Etkili Isınma	90

Şekil 3.19. Dört farklı MRG Sekansında Numune-9'un A bölgesindeki RF Etkili Isınma	91
Şekil 3.20. Dört farklı MRG Sekansında Numune-9'un B bölgesindeki RF Etkili Isınma	91
Şekil 3.21. Dört farklı MRG Sekansında Numune-10 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	92
Şekil 3.22. Dört farklı MRG Sekansında Numune-11 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	92
Şekil 3.23. Dört farklı MRG Sekansında Numune-12 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	93
Şekil 3.24. Dört farklı MRG Sekansında Numune-13 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	93
Şekil 3.25. Dört farklı MRG Sekansında Numune-14 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	94
Şekil 3.26. Dört farklı MRG Sekansında Numune-15 Üzerindeki RF Etkili Isınma	94
Şekil 3.27. Dört farklı MRG Sekansında Numune-19 Üzerindeki RF Etkili Isınma	95
Şekil 3.28. Dört farklı MRG Sekansında Numune-20 Üzerindeki RF Etkili Isınma	95
Şekil 3.29. Dört farklı MRG Sekansında Numune-21 Üzerindeki RF Etkili Isınma.....	96
Şekil 3.30. Fantom olarak kullanılan implant yerleştirilmemiş kalp ventrikülüne ait T_1GRE aksiyal (a), T_2TSE aksiyal (b), T_1GRE sagittal (c), T_2TSE sagittal (d) kesitlerden alınan görüntüler	98
Şekil 3.31. İmplantlardan elde edilen <i>İnce</i> numunelerin <i>Sagittal</i> $T_1 GRE$ ve $T_2 TSE$ görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e), Numune-13 (f)	99-101
Şekil 3.32. İmplantlardan elde edilen <i>Kalın</i> numunelerin <i>Sagittal</i> $T_1 GRE$ ve $T_2 TSE$ görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e), Numune-14 (f)	101-103
Şekil 3.33. İmplantlardan elde edilen <i>Sivri</i> numunelerin <i>Sagittal</i> $T_1 GRE$ ve $T_2 TSE$ görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e), Numune-15 (f)	104-106
Şekil 3.34. İmplantlardan elde edilen <i>İnce</i> numunelerin <i>Aksiyal</i> $T_1 GRE$ ve $T_2 TSE$ görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e), Numune-13 (f)	106-108

Şekil 3.35. İmplantlardan elde edilen *Kalın* numunelerin *Aksiyal T_1 GRE ve T_2 TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e), Numune-14 (f)109-111

Şekil 3.36. İmplantlardan elde edilen *Sivri* numunelerin *Aksiyal T_1 GRE ve T_2 TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e), Numune-15 (f)112-116



KISALTMALAR VE SİMGELER

$^{\circ}\text{C}$	: Santigrat Derece
$^{\circ}\text{K}$	: Kelvin Sıcaklığı
μ	: Manyetik Geçirgenlik
μ_0	: B_0 yönünde oluşan manyetizma
μ_{xy}	: B_1 uyarılması sonrası oluşan manyetizma
μ_z	: B_1 uyarılması öncesindeki manyetizma
316LVM	: Low Carbon Vacumm Melt Stainless Steel (Düşük Karbonlu Vakum Altında Eritilmiş Paslanmaz Çelik)
A	: Kesit Alanı
Al	: Alüminyum
ASTM	: American Society for Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzeme Kurumu)
B	: Bor
B	: Manyetik Alan
B_0	: MRG Cihazının İçerisindeki Statik Manyetik Alan
B_1	: RF Manyetik Alan Darbesi
C	: Karbon
C	: Curie Katsayısı
Cl	: Klor
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
CT/BT	: Computed Tomography / Bilgisayarlı Tomografi
EM	: Elektromanyetik
F	: Flor

F	: Lorenz Kuvveti
FDTD	: Finite Difference Time Domain Method (Zaman Uzayında Sonlu Farklar Yöntemi)
Fe	: Demir
F_M	: Manyetik Kuvvet
GF	: Gradient Frequency Encoding (Frekans Kodlama Gradienti)
GP	: Gradient Phase Encoding (Faz Kodlama Gradienti)
GRE	: Gradient Eko Görüntüleme
GS	: Slice Selection Gradient (Kesit Seçim Gradienti)
H	: Hidrojen
H	: Manyetik Alan Şiddeti
HA	: Hidroksiapatit
Hz / MHz	: Frekans Birimi
IEC	: International Electrotechnical Commission (Uluslararası Elektroteknik Komisyonu)
ISO	: International Standards Organization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
J	: Spin Açısal Momentum
kg	: Kilogram
l	: Uzunluk
m	: Kütle
M	: Manyetizasyon Miktarı
Mo	: Molibden
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme

ms	: Milisaniye
N	: Azot
n	: Yük Sayısı
N	: Newton
Na	: Sodyum
Ni	: Nikel
O	: Oksijen
P	: Fosfor
PET	: <i>Pozitron</i> Emisyon Tomografisi
PMMA	: Poly Methyl Methacrylate
q	: Elektriksel Yük
RF	: Radyofrekans
RG	: Radyonüklid Görüntüleme
S	: Kükürt
S	: Siemens
SAR	: Specific Absorption Rate (Özgül Soğurma Oranı)
SPECT	: Single Photon Emmission Computed Tomography (Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi)
STIR	: Short T ₁ Inversion Recovery (Kısa T ₁ Evirme Düzeltimi)
T	: Tesla
TAUM	: Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi
T_C	: Curie Sıcaklığı
TE	: Time of Echo (Eko Sinyali Algılama Süresi)
Ti	: Titanyum
TR	: Time of Repetition

(RF Darbesi Tekrarlanma Süresi)

TSE	:	Turbo Spin Eko Görüntüleme
UHMWPE	:	Ultra High Molecular Weight Polyethylene (Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen)
US	:	Ultrasonografi
V	:	Vanadyum
V	:	Hız
w	:	Larmor Frekansı
W	:	Watt
XRF	:	X Ray Fluorescence (X Işınlı Flüoresansı)
Zr	:	Zirkonyum
γ	:	Larmor Sabiti
ρ	:	Kütle Yoğunluğu
ρ	:	Dipol Moment
χ_m	:	Molar Duyarlılık

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), üretildiği ilk günden itibaren sürekli olarak geliştirilmiş ve tanı ile teşhis amaçlı olarak oldukça yaygın bir şekilde kullanılır hale gelmiştir. Yalnızca muayene amaçlı kullanımının yaygınlaşması ile kalmamış, yumuşak doku görüntülemeye diğer tıbbi görüntüleme sistemlerine olan üstünlüğü sayesinde, kanser teşhisinin erken konulmasında ve bilimsel araştırmaların yapılması amacıyla tercih edilen bir görüntülenme sistemi haline dönüşmüştür. Günümüzde tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de MRG; bazı belirli rahatsızlıklar hakkında güvenilir bilgi veren tek görüntüleme yöntemi olarak da oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır [1]. MRG; oldukça yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilmesini sağlamanın yanında iyonizan radyasyon içermemesi nedeniyle oldukça güvenli bir tanı-teşhis cihazı olarak kabul edilmektedir. Bu sayede MRG; kullanılan radyolojik görüntüleme yöntemlerinin başında gelmektedir. Ancak, çok yüksek güçlü statik manyetik alan, radyofrekansta manyetik darbeler ve gradient manyetik alanlar gibi elektromanyetik alanların kullanılıyor olması; stent, diş implantı, kalça ve femur protezi ile kalp pili gibi vücudunda metal içerikli medikal implant bulunduran kişilerin bu görüntüleme yönteminden yararlanmasından mahrum kalmasına neden olabilmektedir [2].

Son zamanlarda sağlık teknolojilerinde ciddi bir yol katedilmiş olması sonucunda, biyomalzemelerin hem vücut destek ekipmanları olarak hem de estetik açıdan kullanımı da oldukça yaygınlaşmıştır. Örneğin; kalça kemiğinin işlevini yitirmesi sebebiyle femur kemiğinin ucuna titanyum alaşımlı veya medikal paslanmaz çelikten bir kalça protezi yerleştirilerek kişinin eski sağlığına kavuşması sağlanırken, silisyum içerikli implantlar da dış görünümün iyileştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde insan vücudunda, farklı amaçlar için farklı türde malzeme içeren implantlar kullanılmaktadır.

Manyetik alan, gradient alan ve RF alanlarının fiziksel etkileri ise malzeme türüne göre değişkenlik göstermektedir. RF alanları kalp pili kablolarında ve metalik implantlarda göreceli olarak yüksek seviyede elektrik akımı indüklenmesine sebep olabilmektedir. Bu elektriksel akımlar; biyomalzemenin temas halinde olduğu biyolojik dokuda oluşan sıcaklık artışı sonucunda yaralanmalara sebep olabileceği gibi kalp pilleri için de kalbin yanlış şekilde uyarılarak daha ciddi problemlere yol açması riski söz konusudur [3]. Bu tehlikelerin meydana gelmemesi için, MRG ortamındaki bir kişinin bulundurduğu biyomalzeme ve implant MRG ile uyumlu türde malzeme gruplarından üretilmelidir.

Manyetik alan altında bulunan farklı malzemelerde farklı seviyelerde manyetik dipol moment oluşmaktadır. Malzemeler; manyetik özelliklerine göre ferromanyetik, paramanyetik ve diamanyetik olarak sınıflandırılmaktadır. Biyomalzemeler de buna göre gruplandırılarak MR cihazı için güvenilir veya tehlikeli olarak ayrıştırılabilir. Buna bağlı olarak; biyomalzemelerin, MR cihazı ortamında bulunması durumunda hem insan sağlığı için hem de MR cihazı için uyumlu ve güvenilir olabilecekleri gibi, tehlike de teşkil edebilirler. Yüksek güçlü statik manyetik alan; ferromanyetik objelerde ciddi seviyelerde manyetik kuvvet ve tork oluşumuna sebep olur. Diamanyetik malzemelerde ise manyetik kuvvet ve tork oluşumu yok denecek kadar düşük seviyelerdedir. Bu nedenle medikal implant, protez ve stentlerin ferromanyetik özellikte olmamasına dikkat edilmelidir. [4]. Yüksek güçlü statik manyetik alan altındaki bir malzeme üzerinde oluşacak manyetik moment değeri ise malzemenin dipol momentine ve manyetik alanın şiddetine bağlı olarak hesaplanabilir. RF manyetik alan darbeleri ve gradient alanların etkisiyle oluşan elektrik akımlarından kaynaklanan sıcaklık değişimi de matematiksel olarak hesap edilebilir. Tüm bu fiziksel parametrelerdeki değişimlerin bilgisayar ortamında simülasyonu da yapılabilir.

Çalışmamızda; MR cihazı ortamında herhangi bir sağlık problemi oluşturmaksızın kullanılabilecek biyomalzemelerin belirlenmesi ve ayırt edilmesi amacıyla farklı türdeki malzemeler için MR cihazı uyumluluk ve güvenilirlik analizleri yapılmıştır. Bunun için malzeme ve biyolojik doku üzerinde manyetik etkileşimden meydana gelebilecek manyetik kuvvet ve tork oluşumu ile RF etkili ısınma gibi fiziksel değişimler matematiksel olarak hesaplanmıştır. Bu parametrelerdeki değişim için bilgisayar ortamında bir simülasyon geliştirilmiştir. Ayrıca piyasadan elde edilen biyomalzeme numuneleri, hazırladığımız MR güvenlik/uyumluluk test düzenekleri ve üniversite

hastanemizde bulunan MR cihazı kullanılarak deneysel analizler yapılmıştır. Deneylerde; implant üzerindeki manyetik kuvvet oluşumu, farklı MR görüntüleme tipleri sırasında meydana gelen RF etkili ısınmanın görüntüleme ve malzeme tipine göre kıyaslanması ve implant yerleştirilmiş bir organdan elde edilen MR görüntüleri üzerindeki görüntü bozulmaları analiz edilmiştir.

Bu tez çalışmasının birinci bölümünde; tıbbi görüntüleme sistemlerinin çalışma prensipleri özetlenmiştir. Bu görüntüleme sistemlerinden MRG cihazının yapısı ve çalışma prensibi ise ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Bölümün devamında, biyomalzemelerin temelleri ve özellikleri anlatılarak hem biyomalzeme kaynaklı hem MR cihazı ile malzemenin etkileşimi sonucunda karşılaşılan bazı problemlere değinilmiştir. Tezin ana konusu olan Biyomalzemelerin MR Uyumluluğu ve Güvenilirliği üzerinde durulmuştur. Bölümün son kısmında ise konu ile ilgili olarak daha önce yapılan çalışmalara değinilerek literatür taraması sunulmuştur.

İkinci bölümde; konu ile ilgili olarak yapılan matematiksel hesaplamalar, simülasyonlar ve deneysel çalışmalardan ayrı ayrı bahsedilmektedir. MRG sırasında kullanılan manyetik alanların MR ortamındaki bir biyomalzeme ile etkileşimi sırasında malzemede oluşturabileceği manyetik sapma ve tork matematiksel olarak açıklanmaktadır. Bölümün devamında; biyomalzeme ve çevre dokuda meydana gelebilecek RF etkili ısınmanın nedenleri matematiksel, teorik ve deneysel olarak açıklanarak simülasyonu sunulmaktadır. Bölümün sonunda ise MR sırasında vücutta bulunabilecek bir biyomalzemenin MR görüntülerine olan etkilerine değinilmiştir.

Üçüncü bölümde ise tez çalışmamızda yapılan tüm deneysel analizlerde elde edilen sonuçlar ayrı ayrı belirtilmektedir. Bu sonuçların simülasyonlar ile karşılaştırılması için hazırlanan RF etkili ısınma analizi testleri ve görüntü artefaktı miktarının belirlenmesi analizi sonuç tabloları yine bu bölümde hazırlanmıştır.

Tez çalışmasının son bölümünde; tez çalışması ve çalışma boyunca elde edilen sonuçlar özetlenerek yorumlanmış, bu çalışmanın sağladığı katkılardan bahsedilmiştir. Çalışmamız sırasında karşılaşılan bazı problemler ve zorluklara değinilerek bunlarla ilgili tavsiyelere yer verilmiştir. Ayrıca gelecekte konuyla ilgili olarak yapılabilecek çalışmalara da değinilmiştir.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER VE LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

1.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

Tıbbi görüntüleme sistemleri; insan vücudunun içyapısını gözle görülebilir hale getirerek anatomik ve fizyolojik açıdan incelemeyi sağlayan cihazlardır. Bu sistemlerin tarihsel gelişimi; 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfine dayanmaktadır. İkinci Dünya Savaşı'nın ardından bilgisayar teknolojinde yaşanan devrim niteliğindeki değişimler de tıbbi görüntüleme tekniklerinin gelişmesini hızlandırmıştır. Geliştirilen görüntüleme yöntemlerinin her biri farklı fiziksel prensiplere dayanmaktadır. Tıbbi tanı ve teşhis amacıyla *Röntgen*, *Bilgisayarlı Tomografi (BT)* ve *Mamografi* gibi enerji kaynağı olarak *X-Işını* kullanılan sistemler geliştirilmiştir. Yine aynı amaç için geliştirilen *Ultrasonografi (US)* cihazında ise enerji kaynağı olarak; *Çok Yüksek Frekanslı Ses* kullanılmaktadır. *Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) Cihazında* vücuda enjekte edilen pozitron yayıcı radyofarmasötikler sayesinde yayılan *Gamma Işınları*, *Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Cihazında* ise yine insan vücudundan sinyal elde etmek için kullanılan *Manyetik Alan Uyarımları* görüntü oluşturmada enerji kaynağı olarak kullanılmaktadır [5].

Tıbbi görüntüler; cihazda kullanılan enerjinin, doku ve organlara göre değişen seviye farkı bilgisi kullanılarak oluşturulmaktadır. Yararlanılan enerji kaynağı; doğrudan hastadan elde edilebildiği gibi enerji salan bir maddenin hastaya verilmesi şeklinde hasta dışından da oluşturulabilir. Tablo 1.1.'de görüldüğü gibi; bu enerjinin kullanım tipine göre tıbbi tanı ve teşhis amaçlı olarak kullanılan sistemler üç ana prensibe göre görüntüleme yapmaktadır [6].

1. Transmisyon (Geçme) Görüntüleme,
2. Refleksiyon (Yansıma) Görüntüleme,
3. Emisyon (Yayma) Görüntüleme

Yararlanılan enerji kaynağına bağlı olarak tıbbi görüntüleme sistemlerinin bazı avantajları ve dezavantajları mevcuttur. X-ışını kullanan sistemlerde zararlı radyasyonun bulunması bu cihazların dezavantajları olmakla birlikte, yüksek çözünürlükte anatomik incelemeye imkan sağlamaları avantajlarıdır. Ultrasonografi cihazlarında ise herhangi bir zararlı yan etkinin bulunmamasına karşın, görüntü kalitesi diğer görüntüleme cihazlarına göre düşüktür. MRG cihazları; hem zararlı etkisinin bulunmaması hem de yüksek çözünürlükte yumuşak doku görüntüleyebilme özellikleri bakımından tercih edilmektedir.

Tablo 1.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Sınıflandırılması

Ana Prensiptir	Enerji	Görüntüleme Yöntemi	Risk
Transmisyon	X-Işını	Röntgen	İyonizan Radyasyon
		Bilgisayarlı Tomografi (BT)	İyonizan Radyasyon
		Mamografi	İyonizan Radyasyon
Refleksiyon	Ultra Frekansta Ses	Ultrasonografi (US)	Bilinen Risk Yok
Emisyon	Gamma Işını	PET	İyonizan Radyasyon
	Manyetik Alan	Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	Bilinen Risk Yok

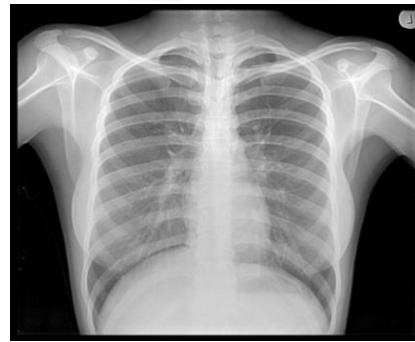
Transmisyon Görüntüleme; vücudun görüntüsünü alabilmek amacıyla gönderilen enerji; farklı dokular tarafından farklı miktarlarda soğurularak algılayıcılara ulaşır. Detektörler tarafından algılanan enerji miktarının farkına ve bu enerjinin hangi konumdan alındığı bilgisine göre tıbbi görüntü oluşturulur. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Röntgen ve Mamografi cihazlarında, görüntü oluşturulma prensibi; kullanılan enerjinin farklı dokulardaki absorpsiyon seviyelerindeki farka dayandığı için

transmisyon görüntüleme söz konusudur. Bu tip sistemlerde; X-ışını gibi yüksek enerjili radyasyon kullanılır. Transmisyon görüntüleme prensibi ile çalışan bir tıbbi görüntüleme cihazı olan röntgen ve bu cihaz ile elde edilen görüntü Şekil 1.1’de gösterilmektedir.

Röntgen ve Mamografi cihazlarında görüntüleme tek kesitten yapıldığından iki boyutlu görüntü, Bilgisayarlı Tomografi cihazlarında ise çok sayıda kesitten görüntü alındığı için üç boyutlu görüntü elde edilebilmektedir. Bu sistemler; vücut içerisindeki kemik gibi sert yapıdaki organların görüntülenmesinde, diğer cihazlara göre daha başarılı sonuçlar vermeleri ve görüntüleme işlemini hızlı yapabilmeleri açısından avantajlıdır. Ancak enerji kaynağı olarak kullanılan X-ışınlarının canlı hücrelerdeki iyonlaştırıcı etkisi sağlıklı dokuların yapısını bozmaktadır. Bu bakımdan X-ışınlı tıbbi görüntüleme sistemleri diğer cihazlara göre dezavantajlıdır. Bu prensibi kullanan cihazlarda kemik gibi sert yapıdaki dokuların anatomik açıdan incelenmesi sağlanmaktadır [6].



(a)



(b)

Şekil 1.1. Röntgen Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)

Refleksiyon Görüntüleme; kullanılan enerji kaynağı ve alıcı aynı bölgededir. Görüntüleme refleksiyon prensibini kullanan cihazlarda, belirli bir frekans ve genlikte oluşturulan enerji vücuda gönderilir. Dokuya veya organa çarpan bu enerjinin frekans ve genliği; bölgenin anatomik yapısına bağlı olarak değişerek geri yansır. Görüntüler ise gönderilen enerjinin frekans ve genlikteki fark bilgisinin alıcılar tarafından algılanmasıyla oluşturulmaktadır. Refleksiyon görüntüleme prensibi ile çalışan bir tıbbi

görüntüleme cihazı olan ultrason cihazı ve bu cihaz ile elde edilen görüntü Şekil 1.2.'de gösterilmektedir.

Ultrason cihazlarında görüntüleme tek kesitten yapıldığından iki boyutlu görüntü elde edilebilmektedir. Bu sistemlerde görüntüleme işlemi hızlı yapılabilmektedir ancak görüntü çözünürlüğü açısından diğer görüntüleme sistemlerine göre dezavantajlı durumdadır [6].



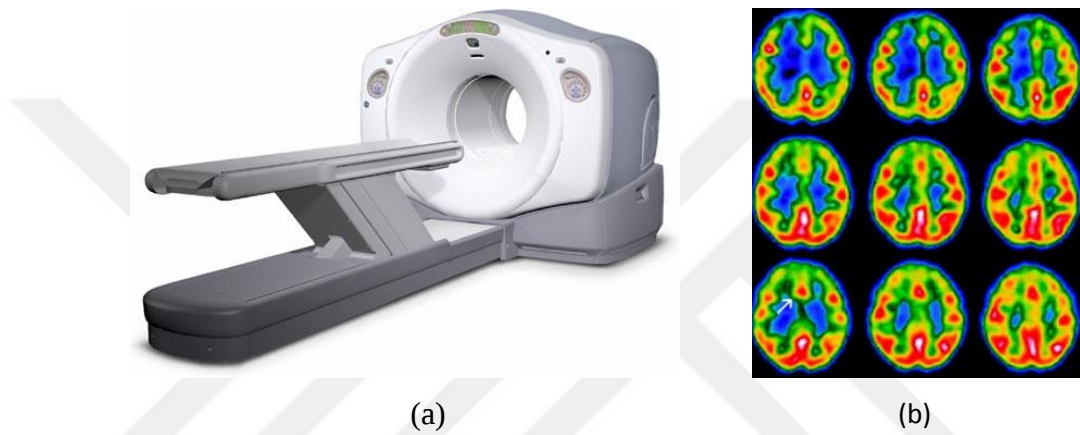
Şekil 1.2. Ultrason Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)

Emisyon görüntüleme; kullanılan enerji kaynağı vücuttan yayılan ışımlar veya elektriksel sinyallerdir. Vücut tarafından yayılan enerji cihazda bulunan detektörler tarafından algılanır. Farklı doku ve organlardan yayılan enerji seviyesi farklıdır. Bu bilgi kullanılarak görüntüler elde edilmektedir. Vücudun enerji yayması için; MRG'de radyofrekans seviyesindeki manyetik alan ile vücudun uyarılması veya Radyonüklid Görüntülemede pozitron yayan radyofarmasötiklerin doku ve organlara zerk edilmesi gerekmektedir. Emisyon görüntüleme prensibi ile çalışan bir tıbbi görüntüleme cihazı olan PET cihazı ve bu cihaz ile elde edilen görüntü Şekil 1.3.'te gösterilmektedir.

Radyonüklid görüntülemenin geliştirilmesi ve tıpta kullanılması; 1896 yılında Becquerel'in Uranyum elementini, Marie-Pierre Curie'nin ise Polonium elementini kullanımlarına dayanmaktadır. Bu elementler; radyoaktif özelliklerinden ötürü ışıma yaparlar. Işıma miktarı ise doku veya organ tarafından absorbe edilme miktarlarına göre değişir. Bir radyoaktif element hastaya verildiğinde; vücut içerisindeki tümör gibi yapılar daha aktif olduklarından bu radyoaktif elementleri daha fazla miktarda absorbe etmekte ve bu bölgeler görüntülerde daha belirgin hale gelmektedir. Radyonüklid görüntüleme; doku ve organların fonksiyonel görüntülerini elde etmeyi sağladıkları için

onkolojide yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Nükleer tıp sistemlerinde, hastaya verilen radyoaktif maddelerin ışıması; *Sintilasyon Dedektörleri* vasıtasıyla algılanarak görüntüler oluşturulur.

Radyoaktif maddelerin ışıma miktarını algılayarak görüntüleme yapan sistemler; Gama Kameralar, Tek Foton Emisyon Tomografisi (SPECT), PET ve Sintigrafi cihazlarıdır. Hastaya radyoaktif elementlerin enjekte edilmesi, kişiye ve etrafındakilere zarar vermektedir. Bu bakımdan söz konusu sistemler dezavantajlıdır [6].



Şekil 1.3. PET Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)

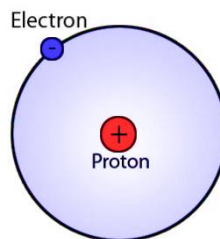
Emisyon prensibine göre tıbbi görüntü oluşturan, cihazın çalışma prensibi ve elde edilen görüntülerin incelenmesi açısından en karmaşık yapıda olan bir diğer sistem ise MRG cihazlarıdır. Bu cihazlarda; dokuların manyetik alan içerisinde iken yine manyetik darbeler ile uyarılması sonucu farklı seviyelerde enerji yaymaları prensibi ile görüntü oluşturulmaktadır. MRG cihazının tarihi; 1970’li yılların sonuna dayanmaktadır. 1978 yılında 0.1 T manyetik alan kullanılarak ilk beyin resmi görüntülenmiş, 1980’de ise 0.15 T manyetik alan içeren ilk ticari MR cihazı üretilmiştir. Günümüzde yaygın bir şekilde kullanılan 1.5 T MR sistemleri 1984’de üretilmiş ve ülkemizde ise ilk kez 1989 yılında bu cihazlar kullanılmaya başlanılmıştır. Günümüzdeki teknolojik gelişmelerin hızlanması ile birlikte MRG yöntemi oldukça gelişmiş ve hızlanmış, uzaysal çözünürlüğü 100 mikrona kadar arttırılabilen görüntülerin dakikalar ve saniyeler içerisinde alınması mümkün hale gelmiştir. Klinik uygulamalarda 3.0 T MRG cihazları yaygınlaşmaya başlamıştır. Detaylı anatomik ve fizyolojik görüntüleme sağlamanın yanı sıra kanıtlanmış herhangi bir zararlı radyasyon etkisinin bulunmaması sebebiyle tıpta tanı ve teşhis amacıyla MRG yönteminin kullanımı da oldukça yaygınlaşmıştır [6].

MRG cihazında kullanılan manyetik alanın doğrudan insan vücuduna herhangi bir zararlı etkisi bulunmamaktadır. Ancak MR ortamında bulunabilen metalik objelerden veya medikal implantlardan kaynaklanarak ciddi tehlikeler meydana gelebilmektedir. Bunun nedenini incelemek için MRG cihazının fiziksel çalışma prensibini ayrıntılı bir şekilde incelemek gerekmektedir.

1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazı: Fiziksel Prensipler

1.2.1. Görüntüleme Kaynağı:

Her maddede olduğu gibi insan vücudu da atomlardan meydana gelmektedir. Atomlar; bir ya da daha fazla elektronun, proton veya nötron içeren bir çekirdeğin etrafını sarmasıyla oluşan yapıdır. Atomların birleşimi ile moleküller meydana gelmektedir. İnsan vücudunun % 60'ı ise su moleküllerinden oluşmaktadır. 1 su molekülünün içerisinde 2 adet H atomu, 1 adet O atomu bulunmaktadır. Aynı şekilde insan vücudundaki yağ moleküllerinde de H atomu fazlaca mevcuttur. Dolayısıyla insan vücudunda en fazla miktarda bulunan atom; H atomudur. H atomunun çekirdeğinde; 1 proton olmasına rağmen nötron bulunmamaktadır (Şekil 1.4.). Hem vücuttaki bütün dokularda oldukça bol miktarda bulunması hem de yalnızca 1 adet proton içermesi nedeniyle MRG cihazında görüntüleme parametresi olarak H atomunun kullanılmaktadır. MRG teknolojisinde; H atomlarının manyetizasyonundan elde edilen elektriksel sinyaller kullanılmaktadır [7].



Şekil 1.4. Hidrojen Atomunun Yapısı

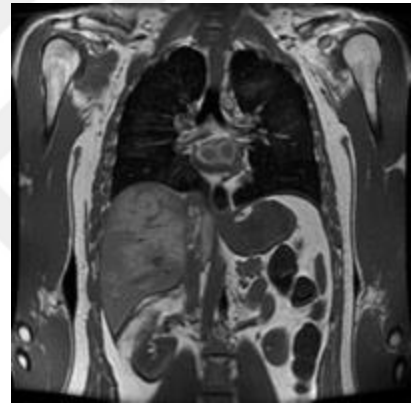
1.2.2. MR Parametreleri-I: Statik Manyetik Alan

Manyetik rezonans görüntülemenin temeli; insan vücudunu kuvvetli bir mıknatısın etkisi altına alarak belirli moleküllerin veya atomların *spin hareketlerinden* dolayı oluşan *manyetik moment* yönelimlerini aynı doğrultuya getirmek ve bir uyarın

vasıtasıyla bu moleküllerden yayılan bir elektrik sinyali elde etmeye dayanmaktadır. İnsan vücudunda bolca bulunan H atomlarının manyetik yönelimlerini aynı doğrultuda dizilmesini sağlamak için *Tesla (T)* seviyesinde **statik manyetik alan** oluşturulur. Klinik uygulamalarda kullanılan 1.5 ~ 3.0T MRG cihazlarındaki manyetik alanın büyüklüğü; dünyanın doğal manyetik alanından 30.000 ~ 60.000 kat daha büyüktür. İnsan vücudunda en fazla bulunan molekül su molekülüdür. Su moleküllerinin içerisinde Hidrojen atomları daha fazla bulunmaktadır. Dolayısıyla klinik uygulamalarda kullanılan MRG'deki görüntüleme parametresi hidrojen atomudur. Vücut içerisindeki hidrojen atomunun yoğunluğuna bağlı olarak görüntüler oluşturulmaktadır. MRG cihazı ve bu cihaz ile elde edilen bir MR görüntüsü Şekil 1.5.'te gösterilmektedir.



(a)



(b)

Şekil 1.5. MRG Cihazı (a) ve Bu Cihaz ile Elde Edilen Tıbbi Görüntü (b)

1.2.2.1. Spin, Presesyon ve Manyetizasyon

Atom altı parçacıklardan; proton, elektron ve nötron kendi eksenleri etrafında dönerler. Bu harekete *spin hareketi* adı verilir. Spin hareketi yapan her parçacığın bir manyetik vektörü oluşur. Bu manyetik vektör; spin hareket yönüne dik doğrultudadır. Ancak Pauli'nin dışlama ilkesine göre, aynı atom içerisinde bulunan iki parçacık aynı yönde değil, tam olarak birbirlerine zıt yönlerde spin hareketi yaparlar. Dolayısıyla her iki parçacığın spin hareketinden kaynaklanan manyetik moment vektörleri de zıt yönlerde doğru olur ve birbirini sönmeler. Bu nedenle; çift sayıda proton ve nötron içeren atomlarda spin hareketinden kaynaklanan manyetik vektör oluşmaz. Bir atomun manyetik vektörünün oluşabilmesi için tek sayıda proton veya nötron içermelidir. Bu tür atomlar MR aktif atomlar olarak adlandırılır (Tablo 1.2.). MR aktiflik; MR

görüntülerinin oluşması için gerekli olan MR sinyallerini, manyetik moment oluşturmaları sayesinde üretebilen atomlardır [8].

Tablo 1.2. Atomların MR Aktif Olma Şartları

Proton	Nötron	MR Aktivlik	Örnek İzotoplar
Tek	Tek	✓	^{12}C , ^{16}O , ^{32}S
Tek	Çift	✓	^1H , ^{15}N , ^{19}F , ^{31}P
Çift	Tek	✓	^{13}C , ^{17}O
Çift	Çift	×	^2H , ^{14}N , ^{10}B

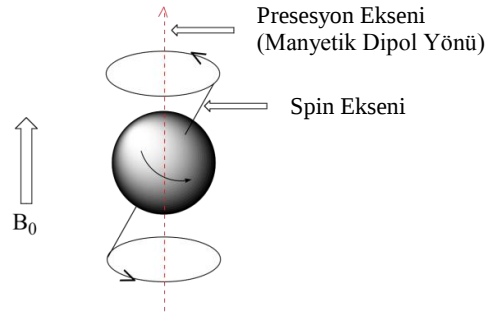
Bir atomun *Manyetik Moment* (μ) değeri; *Larmor Sabitine* (γ) ve *Spin Açısall Momentumuna* (J) bağlıdır. *Larmor Sabiti* aynı zamanda *Jiromanyetik Oran* olarak da adlandırılmaktadır. Bu oran, bir atomda manyetik kuvvet altında iken oluşan *Manyetik Dipol Momentinin Açısall Momentumuna* oranı ile belirlenir ve her element için ayrı bir değerdedir [9].

$$\gamma = \frac{\mu}{J} \quad (1.1)$$

Manyetik alan içerisindeki bir atomda oluşan *Manyetik Moment* değeri de şu şekilde ifade edilmektedir:

$$\mu = \gamma \cdot J \quad (1.2)$$

H atomunun manyetik özelliği de çekirdeğinde bulunan 1 adet protondan kaynaklanmaktadır. Serbest halde spin yapan H atomlarının manyetik vektör dizilimleri rastgeledir. Ancak bu atomlara kuvvetli bir dış manyetik alan uygulandığında, atomların manyetik vektörleri de bu manyetik kuvvetin doğrultusuna dizilerek doğrultu eksenini etrafında topaç hareketine benzer bir şekilde dönmeye başlarlar. (Şekil 1.6.). Parçacığın hem kendi eksenini etrafında hem de dik bir manyetik alan çevresindeki bu topaç hareketine ise *presesyon hareketi* denmektedir.

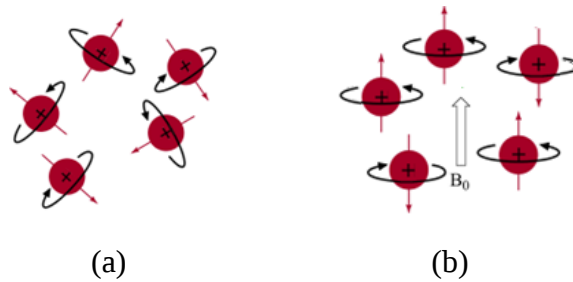


Şekil 1.6. B_0 Manyetik Alan Etkisi Altındaki Bir Atomun Spin ve Presesyon Hareketi

Atomun birim zamandaki dönme sayısı ise *presesyon frekansı* veya *Larmor frekansı* olarak adlandırılır. *Larmor frekansı*; manyetik alan (B_0) içerisindeki bir atomun birim zaman içerisindeki dönme miktarı olarak tanımlanmaktadır ve w ile ifade edilir. Frekansın değeri; uygulanan *manyetik alanın şiddeti* ve *Larmor sabiti* ile doğru orantılı olarak değişmektedir [10]. Matematiksel ifadesi ise şu şekildedir:

$$w = \gamma \cdot B_0 \quad (1.3)$$

Dengedeki bir sistemde herhangi bir uyarılmış enerji düzeyindeki atom veya molekül sayısı Boltzman Dağılımı ile bulunmaktadır. MRG’de ise bu dağılım; manyetik alana paralel ve antiparalel protonların sayısı hakkında bilgi vermektedir. Dış manyetik alan etkisindeki atomların çok büyük kısmının presesyon yönü; manyetik alanın yönü ile aynıdır (Şekil 1.7.). Manyetik momenti sönmüleyecek, negatif yönde spin yapan farklı bir protonun veya nötronun olmayışı, manyetik alan duyarlılığı ve vücutta fazla miktarda bulunuşu; H atomunun manyetik vektörünün daha baskın olmasını sağlamaktadır. Dolayısıyla kuvvetli bir manyetik alan içerisinde bulunan bir kişinin, uygulanan dış manyetik alan ile aynı yönde bu H atomlarının toplam manyetik vektörleri nedeniyle *net manyetizasyon vektörü* meydana gelir [10].



Şekil 1.7. Atomların Manyetik Alan Etkisi Dışında (a) ve Manyetik Alan Etkisi Altında Yaptıkları (b) Presesyon Hareketleri ve Manyetik Vektörlerinin Durumu

1.2.3. MR Parametreleri II: RF Darbesi

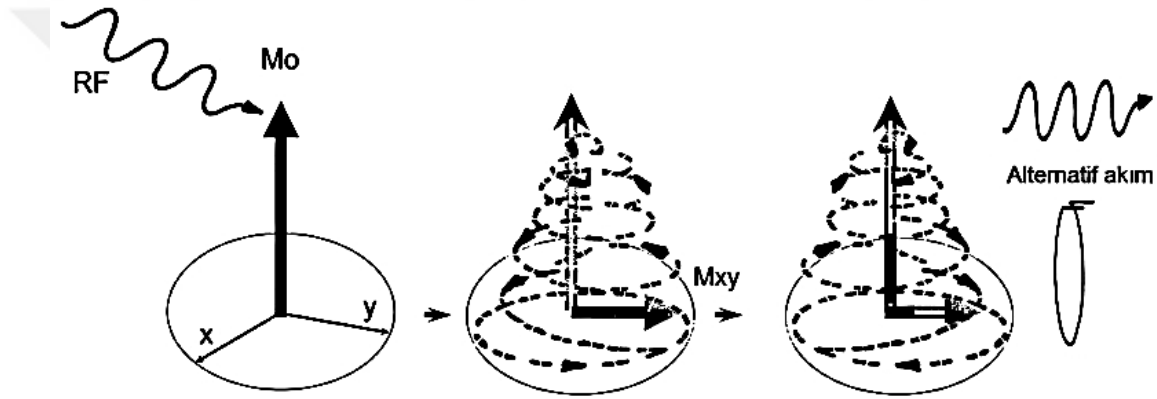
1.2.3.1. Rezonans ve MR Sinyali

Rezonans; belirli bir frekans ve genlikte titreşim yapan bir sistemin, aynı frekanstaki dış titreşim enerjisinin etkisiyle frekans değişimine uğramadan daha yüksek genlikte titreşmesi olayıdır. Bu olay; 1940 yılında ABD’de tamamlanan Tacoma Narrows köprüsünün açıldıktan 4 ay sonra yıkılmasına sebep olmuştur. Rezonans frekansında esen rüzgarların köprüyü etkilemesiyle rezonansa giren köprü, 67 km/sa hızla esen rüzgarlar tarafından yıkılmıştır. [11].

Manyetik rezonans görüntülemeye *rezonans*; vücudun belirli bir (ω) frekansında presesyon yapan bir kesitine aynı frekansta manyetik darbeler göndererek bu kesitten daha yüksek seviyede elektriksel sinyal elde edilebilmesini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Buradaki rezonans kavramı da yine gönderilen manyetik darbelerin frekansı ile dokudaki atomların presesyon frekansının eşdeğer olmasından kaynaklanmaktadır. Fiziğin bu kuralından yararlanıldığı için görüntüleme tekniğinin adı Manyetik Rezonans Görüntüleme olmuştur.

Vücuda uygulanan manyetik darbeler MHz, yani Radyo Frekansı mertebesinde oldukları için *Radyofrekans (RF) Darbesi* olarak adlandırılır. Vücudun belirli bölgesine gönderilen RF manyetik darbeleri; bu bölgede (B_0)’a ek olarak yeni bir (B_1) manyetik alanı oluşturarak (B_0) manyetik alan vektörüne paralel durumdaki (μ_0) net manyetizasyon vektörünün yönü, büyüklüğü ve açısını değiştirmektedir. RF yok iken (B_0) yönünde olan (μ_0) konumundaki spinler, uygun rezonans frekansındaki RF darbelerinin etkisiyle (μ_{xy}) düzlemine yatırılır ve bu sırada da presesyon hareketlerine devam ederler. Sonuçta RF darbesi uygulanan bölgenin (μ_0) vektörünün büyüklüğü ve açısı değişir. Bu açı *flip açısı* olarak adlandırılır ve farklı türde MR görüntüleri elde etmek için RF manyetik darbelerinin şiddetine ve süresine bağlı olarak değiştirilir. H atomlarının net manyetizasyon vektöründe 90° flip açısı oluşturan RF darbesi 90° darbe, tam zıt konuma getirecek şekilde 180° flip açısı oluşturan manyetik RF darbesi ise 180° darbe olarak adlandırılır. Her iki RF darbesi arasında geçen süre; *TR (Tekrarlanma Süresi-Time of Repetition)* olarak adlandırılmaktadır. TR’nin süresi MRG cihazı operatörü tarafından belirlenir ve MR görüntüleri üzerinde de etkisi bulunur.

Faraday'ın yasasına göre; iletken bir tel içerisinde geçen manyetik akı miktarındaki değişim bu telde elektrik akımı oluşturabilmektedir. RF darbesi kapatıldığında bütün atomlar eski konumlarına tekrar dönerler. RF manyetik darbeleri kapatıldığında manyetizasyon vektöründe meydana gelen büyüklük ve açı değişimi; MR cihazındaki antenler vasıtasıyla algılanarak alternatif akımın, yani MR sinyalinin oluşmasını sağlamaktadır (Şekil 1.8.). Bir RF darbesinin ardından yayılan MR sinyalinin algılanmasına kadar geçen süre ise *TE (Yankı Süresi -Time of Echo)* olarak adlandırılmaktadır. TE süresi; MRG cihazı operatörü tarafından belirlenmekte ve MR görüntüleri üzerinde etkilidir [7].



Şekil 1.8. MR Sinyalinin Oluşumu

Vücudun belirli bir bölgesinden yayılan MR sinyallerini kullanarak görüntü elde edebilmek için kullanılan bir diğer parametre ise *gradient manyetik alandır*. Gradient alan sayesinde MR gantrisinin içerisindeki manyetik alan dağılımı x, y, z yönünde lineer olarak değiştirilir. Böylece; *Larmor prensibi* gereğince, farklı kesitlerde bulunan protonların farklı seviyede presesyon yapmaları sağlanır. Dolayısıyla; uygulanan RF darbelerinin frekansı değiştirildiğinde, ilgili frekansta presesyon yapan kesitte rezonans durumunun meydana gelmesi ve bu bölgeden kuvvetli bir elektriksel sinyal elde edilmesiyle istenilen kesitten görüntünün oluşturulması sağlanmaktadır [7].

1.2.4. MR Görüntülerinin Oluşturulması ve Puls Sekansları

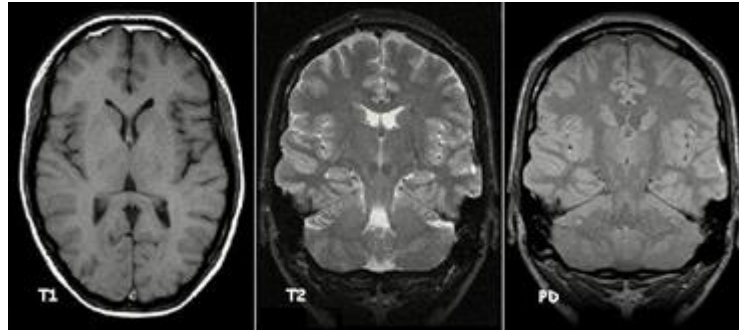
1.2.4.1. Proton, T_1 ve T_2 Ağırlıklı Görüntüleme

(B_0) manyetik alan vektörünün yönünün (z) eksenini doğrultusunda olduğunu varsayalım. Bu manyetik alan içerisinde bulunan bir kişide oluşan manyetizasyon vektörü de yine (z) eksenini doğrultusunda oluşmakta, (μ_0) = (μ_z) olmaktadır. Bu durumda xy düzleminde manyetik vektör (μ_{xy}) ise 0 olmaktadır. RF darbesi uygulandığında; (μ_z) azalırken (μ_{xy}) artmaktadır. RF kesildiğinde ise bu durumun tam tersi meydana gelmektedir. Yani zamanla (μ_{xy}) azalmakta, (μ_z) ise artmaktadır. Bu sırada MR cihazındaki antenler aracılığı ile manyetik vektör değişimleri algılanmakta ve MR sinyallerini oluşturmaktadır. Farklı dokulardaki H yoğunluğu farklı olduğu için, farklı dokularda RF manyetik darbelerinden etkilenen atom sayısı da farklı olmaktadır. Dolayısıyla antenler aracılığı ile algılanan sinyallerde de dokular arasında fark meydana gelmektedir. Bu da kontrast farkının meydana gelmesini, yani MR görüntülerinin oluşmasını sağlamaktadır.

Bu şekilde dokulardan gelen sinyallerin genliğine bağlı olarak oluşturulan MR görüntüleri *proton ağırlıklı görüntüler* olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.9.).

RF etkisine giren atomların defaze olma süreleri, yani spin yönlerinin değişimine kadar geçen süre ile tekrar eski konumlarına gelme süreleri birbirinden farklıdır. (μ_{xy}) vektörünün % 37 oranına düştüğü süre (T_2) süresi, (μ_z) vektörünün % 63 oranına tekrar yükseldiği süre ise T_1 süresi olarak adlandırılır. (T_1) süresi her zaman (T_2) süresinden uzundur. Vücut içerisindeki farklı dokuların (T_1) ve (T_2) süreleri de farklıdır. Saf suyun (T_1) değeri 2~3 sn iken yağ dokusu için bu değer 150~250 msn seviyelerindedir. (T_2) değeri ise (T_1) değerinin yaklaşık olarak % 10~20'si kadardır. (T_1) ile (T_2) süreleri arasındaki fark sıvılarda az iken katılarda fazladır. Manyetik alanın gücü de bu sürelerin değişiminde etkilidir.

Dokular arasındaki T_1 ve T_2 sürelerinin farklı olması, belirli bir zamanda bu dokulardan gelen sinyallerin de farklı seviyelerde olmasını sağlamaktadır. Bu fark bilgisini kullanarak da MR görüntüleri oluşturulmaktadır. İlgili görüntüler de (T_1) ve (T_2) ağırlıklı görüntüler olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.9.).



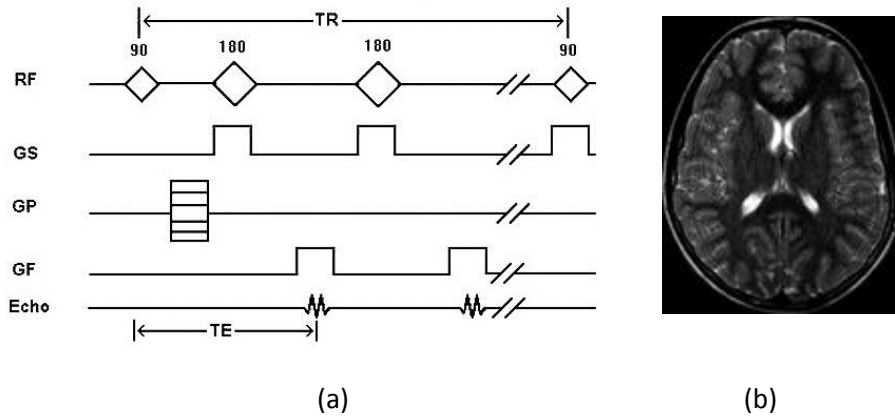
Şekil 1.9. T₁, T₂ ve Proton Ağırlıklı MR Görüntüleri

MR cihazında kullanılan RF darbelerinin kullanım süresi, miktarı ve genliğine bağlı olarak farklı özellikte MR görüntüleri oluşturulmaktadır. MRG sırasında RF darbelerinin uygulanma tipi, gradient alanlar ve MR sinyallerinin algılanma aşamalarının sırası pratik olarak bir diyagram ile ifade edilmektedir. Buna *puls sekansı* adı verilmektedir. Bir MR görüntüsünün T₁ ağırlıklı, T₂ ağırlıklı, proton yoğunluklu, Gradient Eko veya Spin Eko olmasını; RF darbesinin uygulanma zamanı ve MR sinyalinin algılanma zamanı belirlemektedir. Böylece farklı amaçlar için farklı tipte görüntüleri elde etmek mümkün olmaktadır. Klinikte Eko-Planar görüntüleme, Inversion Recovery Görüntüleme, Difüzyon Ağırlıklı Sekanslar gibi çok çeşitli puls sekansları uygulayarak farklı MR görüntüleri elde edilebiliyor olsa da, en yaygın şekilde kullanılan Puls Sekansları; Spin Eko ve Gradient Eko sekanslarıdır [12].

1.2.4.2. Spin Eko Görüntüleme

Bu görüntüleme çeşidinde 90° ve 180° olmak üzere iki tip RF darbesi uygulanır ve MR sinyali algılanarak görüntü oluşturulur (Şekil 1.10.). Kullanılan 180° RF darbesi proton spinlerini faz konumuna getirerek T₂ ağırlıklı ve kaliteli görüntülerin elde edilmesini sağlamaktadır. Ancak bu görüntüleme çekim süresinde fazla sayıda RF darbesi kullanıldığı için uzundur [13].

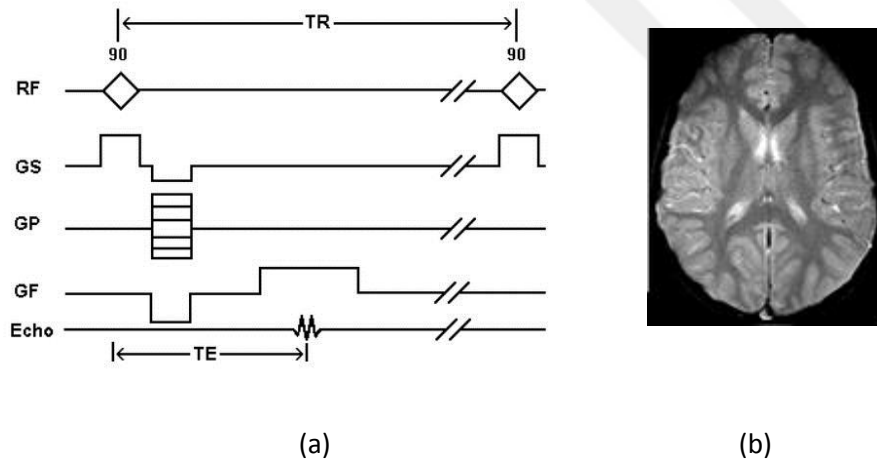
Puls sekanslarının şematik gösteriminde GS ile belirtilen sinyal; görüntünün hangi kesitten alınacağını belirleyen *kesit seçim gradientidir*. GP ve GF ise sırasıyla seçilen MR görüntüsü kesitinde y ve x yönünde bilgi yazılmasını sağlayan *faz gradienti* ve *frekans gradientidir*.



Şekil 1.10. Spin Eko Sekansı (a) ve Bu Sekans ile Elde Edilen MR Görüntüsü (b)

1.2.4.3. Gradient Eko Görüntüleme

Bu görüntüleme çeşidinde flip açısı 90° veya daha düşük olan RF darbeleri uygulanır ve MR sinyali algılanarak görüntü oluşturulur (Şekil 1.11.). Düşük flip açısı ve tek tipte RF darbesi uygulandığı için çekim süresi kısadır ve görüntü kalitesi daha düşüktür [14].



Şekil 1.11. Gradient Eko Sekansı (a) ve Bu Sekans ile Elde Edilen MR Görüntüsü (b)

Diyagramlardan da anlaşılacağı üzere, MR görüntüleme yapılırken manyetik karakteristikte birçok parametreden yararlanılmaktadır. Bu parametrelerin her birinin genlik ve uygulanma süreleri değişmektedir. Dolayısıyla farklı sekanslarda görüntüleme yapılan bir kişinin vücuduna aktarılan enerjinin miktarı da değişmektedir.

1.3. Manyetik Alan ve Manyetizma

1.3.1. Manyetik Alan

Manyetik alan; hareket eden elektrik yükleri tarafından veya zamanla değişen elektrik alanlardan oluşmaktadır. Manyetik alan vektörel bir büyüklüktür. Yani herhangi bir noktada yönü ile şiddeti mevcuttur ve en genel şekilde hareket eden elektrik yüküne etki eden *Lorentz* kuvveti ile tanımlanır. Manyetik alan, elektrik alanı, akım ve onları yaratan yükler arasındaki bağlantı *Maxwell* denklemleri ile açıklanır. Özel görelilik kuramında; elektrik ve manyetik alan, bir nesnenin birbiriyle alakalı iki özelliğidir. Kuantum fiziğinde ise elektromanyetik etkileşimler foton değişimi sonucunda oluşur [15].

Manyetik alanla karşılaşılacak farklı örnekler vardır. Dünya kendi manyetik alanını üretir ve bu manyetik alan pusulanın temel çalışma prensibini oluşturur. Dönen manyetik alan elektrik motorlarında ve jeneratörlerde kullanılır. MRG ve manyetoterapi gibi tıbbi uygulamalardaki kullanımı da teknolojinin gelişmesi ile yaygınlaşmıştır.

Manyetik alan; bir mıknatısın kendi özelliğini gösterebildiği alandır. Mıknatısın çevresinde oluşan çizgilere de, mıknatısın o bölgede oluşturduğu manyetik alan çizgileri denir (Şekil 1.12.). Manyetik alan çizgilerinin yönü kuzeyden (N) güneye (S) doğrudur.

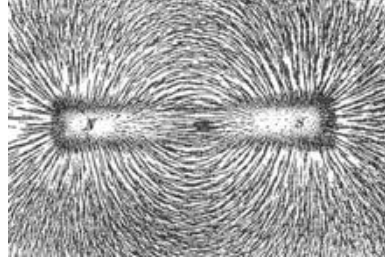
Manyetik alan; SI biriminde B harfiyle temsil edilir ve Nikola Tesla'nın. Adı ile anılır. Tesla günlük olaylar için çok büyük bir birim olduğundan pratikte, Gauss (G) kullanılmaktadır. 1 T; 10^4 G 'a denk gelmektedir. Tablo 1.3.'te; doğal ve yapay olarak karşımıza çıkan bazı manyetik alan büyüklüklerinin değerleri verilmiştir [16].

Tablo 1.3. Farklı bölgelerdeki manyetik alanlar ve değerleri

Alan kaynağı	Alan büyüklüğü (T)
Kuvvetli süperiletken laboratuvar mıknatısı	30
Kuvvetli sıradan laboratuvar mıknatısı	0.1
Tıpta kullanılan MRI birimi	1.5 ~ 3.0
Güneşin yüzeyi	10^{-2}
Dünyanın yüzeyi	$0,5 \times 10^{-4}$
İnsan beyni (Sinirsel iletimden kaynaklanan)	10^{-13}

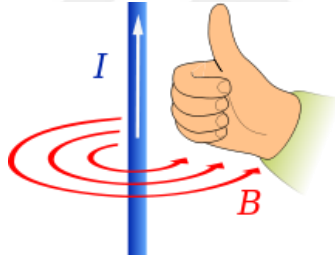
Manyetik alan yoğunluğu; birim yüzeydeki manyetik alan miktarıdır. Manyetik alan birimi Tesla olduğundan, manyetik alan yoğunluk birimi de *Tesla/m²* 'dir. Manyetik alan çizgilerinin N kutbundan S kutbuna doğru olduğu kabul edilir. Bir pusulayı manyetik alanın içine koyarsak pusula manyetik alan yönünde uzanır.

Manyetik alan vektörü, bu çizgilere teğet durumdadır. Çizgilerin sık geçtiği yerlerde manyetik alanın şiddeti fazladır.



Şekil 1.12. Mıknatıs etrafındaki manyetik alan çizgileri

Elektron gibi hareket eden yüklü parçacıklar da bir manyetik alan oluşturur. Oluşan bu manyetik alan; yükün etrafını dairesel olarak sarar. Bunu matematiksel olarak açıklayan kişiler olan Jean-Baptiste Biot ve Félix Savart; manyetik alan şiddetinin yükten uzaklaştıkça azaldığını göstermişlerdir.



Şekil 1.14. Akım taşıyan iletken tel etrafındaki manyetik alanın yönü

Akım taşıyan bir tel heliks şekline getirildiğinde oluşan manyetik alan miktarı artmaya başlar. Kıvrımlarının sayısı artırılarak yoğunluğu artırılan manyetik alandan yararlanılarak mıknatıstan çok daha güçlü çekim kuvvetleri oluşturulabilir. Bu yöntem kullanılarak elektromıknatıslar üretilmiştir. [15].

B manyetik alanında, V hızıyla hareket eden q yüklü parçacığa etki eden manyetik kuvvet *Lorentz Kuvveti* olarak bilinir:

$$F = qV \times B \quad (1.4)$$

Lorentz kuvveti; manyetik alan vektörüne ve parçacığın hız vektörüne diktir. V ve B arasındaki vektörel çarpımdan dolayı, parçacık manyetik alana paralel hareket ederse etkiyen kuvvet sıfır olur. İki vektör birbirine dik olduğunda *Lorentz* kuvveti en büyük değerini alır.

Hızı ve yükü olan bir parçacık manyetik alan içerisine girdiğinde dairesel hareketler yapmaya başlar ve manyetik kuvvet bu dairesel harekette merkezci kuvvet görevi görür. Akım taşıyan teldeki her bir elektrik yüküne Lorentz kuvveti etki eder ve parçacık sayısı ile kuvvet çarpılarak toplam kuvvet bulunur. Bir tel parçasındaki parçacıkların sayısı; birim hacimdeki yük sayısı (n), kesit alanı (A), uzunluğu (l) 'nin çarpımı ile bulunmaktadır. Hareket halindeki bir tel parçasına etki eden toplam manyetik kuvvet (F) ise *Lorentz* kuvveti ile toplam parçacık sayısının çarpımına eşittir. Dolayısıyla bu kuvvetin büyüklüğü;

$$F = qVBnAL \quad (1.5)$$

olur. Akımın $I=nqvA$ tanımı kullanılırsa;

$$F = IL \times B \quad (1.6)$$

olarak bulunur [17].

1.3.2. Manyetizma ve Manyetik Malzemelerin Sınıflandırılması

Akım taşıyan bir iletken, bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde, hem akıma hem de manyetik alana dik yönde bir potansiyel farkı üretilir. Bu olay; ilk kez 1879'da Edwin Hall tarafından gözlemlendiği için Hall Etkisi olarak adlandırılmıştır. Hall etkisi olayı, yük taşıyıcılarının manyetik alandan ötürü gördükleri manyetik kuvvet nedeniyle, iletkenin bir tarafına doğru sapmalarından kaynaklanır. Hall etkisi, yük taşıyıcıların işareti ve yoğunluğu hakkında bilgi verir ve manyetik alanların büyüklüklerini ölçmek için de kullanılabilir. Farklı manyetizma tiplerini göstermenin en iyi yolu malzemelerin manyetik alana karşı nasıl tepki gösterdiğini tanımlamaktır [18].

Doğada bulunan bütün maddeler manyetik özellik gösterir. Yalnız, bazı malzemeler diğer malzemelerden daha çok manyetik özellik gösterirler. Bu malzemeler arasındaki temel ayrım, bazı malzemelerde toplam atomik manyetik moment etkileşimi yoktur. Ancak diğer malzemelerde, atomik manyetik momentleri arasında güçlü bir etkileşim vardır.

Bir malzeme; H manyetik alanı içerisine yerleştirildiğinde bu malzeme içerisinde μ gibi bir manyetizasyon durumu meydana gelir. Bu manyetizasyon ise k olarak verilen hacimsel duyarlılığa ve uygulanan H manyetik alan şiddetine bağlı olarak

değişmektedir. Manyetizasyon seviyesini göstermede daha kullanışlı bir parametre olan molar duyarlılık χ_m ise şu denklem ile ifade edilir.

$$\chi_m = kV_m = k \frac{M}{\rho} \quad (1.7)$$

Denklemde k ; sabit, V_m ; numunenin molar hacmini, M molar kütesini, ρ ise kütle yoğunluğunu temsil etmektedir. χ_m manyetizasyonunun birimi ise SI birimine göre $\text{m}^3\text{mol}^{-1}$ olmaktadır[19].

Malzemelerin manyetik alan altındaki manyetizasyonuna bağlı davranışı beş ana grupta sınıflandırılabilir :

1. Diamanyetizma
2. Paramanyetizma
3. Ferrimanyetizma
4. Ferromanyetizma
5. Antiferromanyetizma

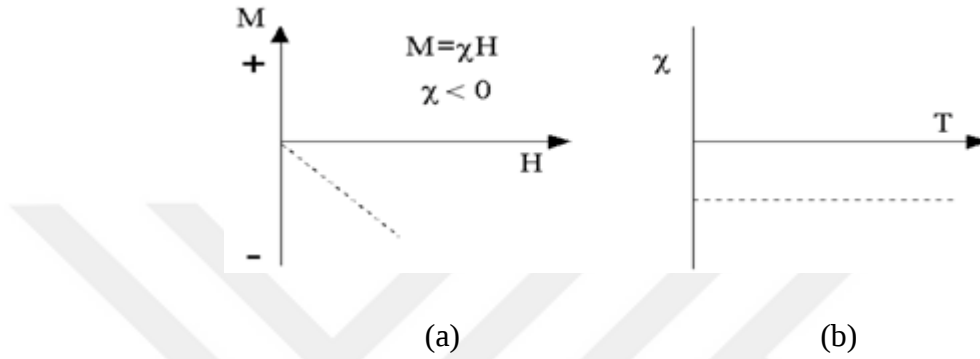
İlk iki gruptaki manyetizasyona sahip malzemeler manyetik olarak düzensizdir ve toplam manyetik etkileşim göstermezler. Son üç gruptaki manyetizasyona sahip malzemeler ise Curie Sıcaklığı olarak adlandırılan belirli bir kritik sıcaklık altında uzun menzilli manyetik düzen gösterirler. Ferromanyetik ve ferrimanyetik malzemeleri genellikle manyetik olarak düşünürüz. Diğer üçü manyetik olarak çok zayıftır ve genellikle “*Manyetik Olmayan Malzemeler*” oldukları düşünülür [20].

1.3.2.1. Diamanyetizma

Diamanyetiklik, manyetikliğin ters yönelmesi olarak ifade edilebilir. Bağlı manyetik geçirgenliği $\mu_r < 1$ 'in altında olan bu tür maddeler; güçlü bir manyetik alana dik şekilde kendilerini yönlendirirler. Manyetik özellikleri genellikle çok zayıftır. Bu özellik; malzemenin manyetik alana maruz kaldığında, yörüngesindeki elektronların ortak bir davranış gösterememesinden kaynaklanmaktadır. Diamanyetik maddeler; net manyetik momente sahip olmayan atomlardan oluşur. Ancak, manyetik alana maruz kaldıklarında; uygulanan manyetik alana karşı zıt bir manyetizasyon gösterirler. Bu nedenle diamanyetik malzemelerin, manyetik alana olan duyarlılıkları (χ) negatiftir.

Diamanyetik malzemelerin bir diğer karakteristik davranışı; doygunluğun (χ) sıcaklığa bağlı olmamasıdır. SiO_2 , CaCO_3 , Civa, Radyum, Potasyum, Magnezyum, Hidrojen, Bakır, Gümüş, Altın ve Su diamanyetik gruba girerler [20].

Diamanyetik bir malzemenin manyetizasyon (M) – manyetik alan (H) grafiği ile duyarlılığın sıcaklığa bağlı değişim grafiği Şekil 1.15’te verilmiştir.



Şekil 1.15. Diamanyetik malzemelerin içerisinde bulunduğu manyetik alan şiddetine duyarlılığı (a) ve bu duyarlılığın sıcaklığa bağlı değişim grafiği (b)

Manyetik alan sıfır olduğunda manyetizasyon da oluşmamaktadır. Yani, diamanyetik bir malzeme; bir manyetik alana maruz bırakıldığında manyetik momentleri alanın tersi yönünde yönelim gösterirler. Manyetik alan kaldırıldığında manyetik moment tekrar sıfır olur.

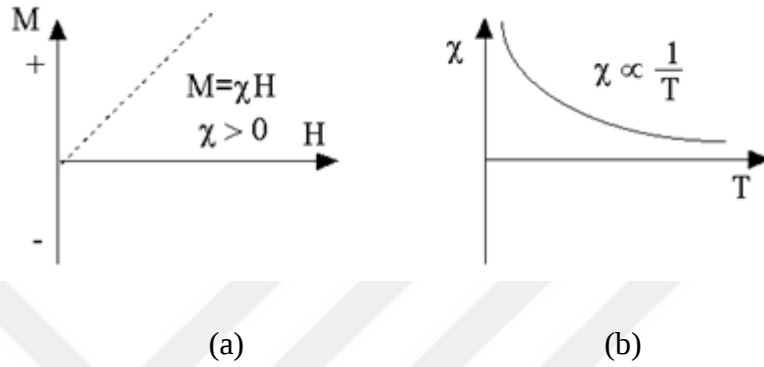
1.3.2.2. Paramanyetizma

Paramanyetik maddeler; herhangi bir mıknatısın manyetik alanı içerisindeyken o mıknatısın manyetik alan çizgileri ile aynı yönde mıknatıslanabilen Alüminyum, Kalsiyum, Krom, Magnezyum, Platin, Tungsten, Bakır gibi maddelerdir. Bağlı manyetik geçirgenlikleri $\mu_r > 1$ olan bu tür maddeler; güçlü bir manyetik alana paralel şekilde kendilerini yönlendirirler.

Paramanyetik malzemeler; malzemedeki iyonlar veya atomların bazılarının kısmen dolu yörüngelerinde çiftlenmemiş elektronlarından dolayı net bir manyetik momente sahiptir. Çiftlenmemiş elektronlara sahip atomlardan biri demir atomudur. Ancak, manyetik momentleri birbirleriyle manyetik olarak etkileşmeler ve uygulanan alan kaldırıldığında manyetizasyonu diyamanyetik malzemelerinki gibi sıfır olur. Manyetik alanın varlığında paramanyetik malzemelerin manyetik momentleri uygulanan alan ile aynı

yönde kısmen yönelim gösterirler. Bu yönelim pozitif manyetizasyon ve pozitif doygunluğa yol açar.

Paramanyetik bir malzemenin manyetizasyon (M) – manyetik alan (H) grafiği ile duyarlılığın sıcaklığa bağlı değişim grafiği Şekil 1.16’te verilmiştir.



Şekil 1.16. Paramanyetik malzemelerin içerisinde bulunduğu manyetik alan şiddetine duyarlılığı (a) ve bu duyarlılığın sıcaklığa bağlı değişim grafiği (b)

Paramanyetik bir malzemede, malzemenin mıknatıslanması genel olarak uygulanan manyetik alanla orantılıdır. Bu kavram “Curie Yasası” olarak bilinmektedir.

$$M = C \frac{B}{T} \quad (1.7)$$

Bu formülde;

M: Mıknatıslanma Miktarı

B: Manyetik Alan

T: Sıcaklık

C: Curie Katsayısı

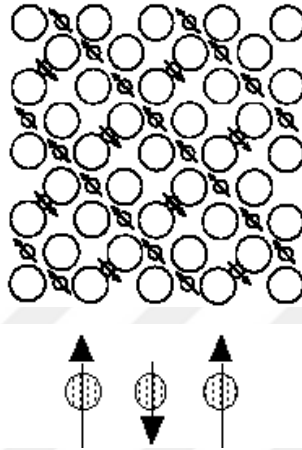
Bu ilişki *Pierre Curie* tarafından deneysel olarak; sonuçları doğru tahmin edilmiş modellere uydurularak keşfedilmiştir. [20].

1.3.2.3. Ferrimanyetizma:

Ferrimanyetizma; maddede paramanyetik atomlar tarafından iki veya daha fazla türde moment oluşturulmuşsa gözlenebilen bir özelliktir. Farklı değerlerdeki momentlerin zıt yönlerde dizilişlerinden bu momentlerin farklarına eşit bir moment doğar. Bunun sonucu olarak bu tür malzemelerde net bir mıknatıslanma gözlenir. Böylece ferrimanyetizma durumu ortaya çıkar. Ferrimanyetik malzemeler

ferromanyetiklere benzer şekilde oda sıcaklığında kendiliğinden manyetizasyonu olan, endüstriyel açıdan daha fazla önemi olan manyetik malzemelerdir.

Bir ferromanyetik oksitin manyetik spinlerinin durumu Şekil 1.19.'da gösterilmiştir.

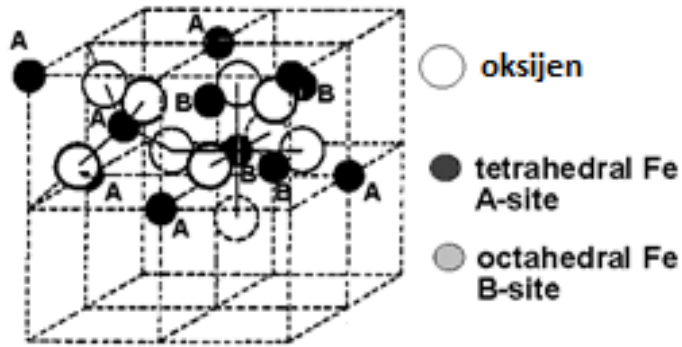


Şekil 1.19. Ferrimanyetik atomların manyetik alan altındaki davranışı

Manyetik yapı, oksijen tarafından ayrılmış A ve B denilen iki tane manyetik alt örgüden oluşur. Değişim etkileşimlerine oksijen anyonları aracılık eder. Bu durumda, bu etkileşimlere direk olmayan veya süper değişim etkileşimleri denir. En güçlü süper değişim etkileşimleri A ve B alt örgüleri arasındaki spinlerin antiparalel dizilmesine yol açar. Ferrimanyetlerde A ve B alt örgülerinin manyetik momentleri eşit değildir ve net bir manyetik momente yol açarlar. Bu nedenle ferrimanyetizm, ferromanyetize benzer. Bu doğal manyetizasyon, Curie sıcaklığı, hysteresis eğrisi ve artık mıknatıslanma gibi ferromanyetik davranışların tüm özelliklerini gösterir. Ancak, ferro ve ferrimanyetler çok farklı manyetik düzene sahiptirler. Manyetit (mıknatıs) iyi bilinen bir ferrimanyetik malzemedir.

Manyetit; (Fe_3O_4) spinel yapısı ile kristallenir. Büyük oksijen iyonları kübik bir düzene yakın sıkıştırılır ve daha küçük Fe iyonları boşlukları doldurur. Boşluklar iki kuşumdan meydana gelmektedir:

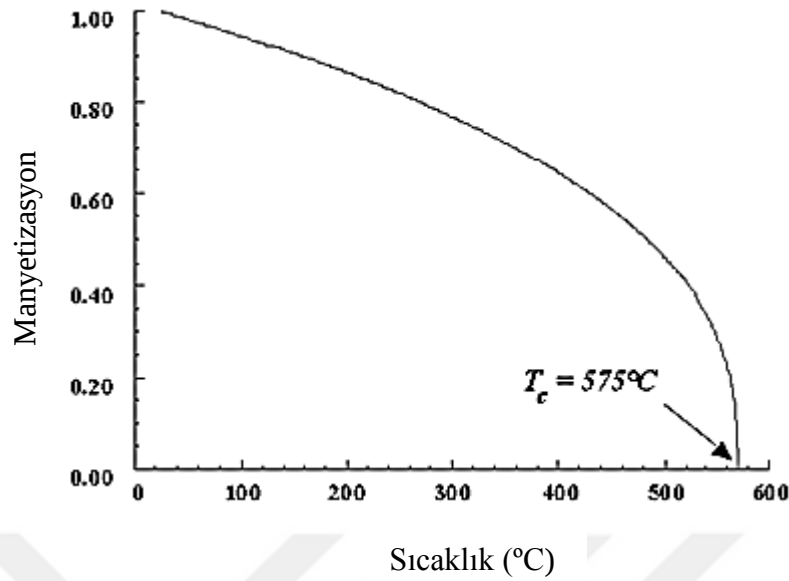
1. Tetrahedral kısım: Fe iyonu dört oksijen tarafından çevrilir.
2. Octahedral kısım: Fe iyonu altı oksijen tarafından çevrilir.



Şekil 1.20. Mıknatısın kristal yapısı

Tetrahedral ve oktahedral kısımları A ve B olmak üzere iki manyetik alt örgüden oluşur (Şekil 1.20). A alt örgüsü üzerindeki spinler B alt örgüsündekilere antiparaleldir. İki kristal kısım çok farklıdır ve iki kısım içinde ve arasında demir iyonlarının değişim etkileşimlerinin karmaşık oluşumlarına yol açarlar. Mıknatıs için yapısal formül $[\text{Fe}^{3+}]_A[\text{Fe}^{3+}, \text{Fe}^{2+}]_B\text{O}_4$ ile verilir. A ve B alt örgüleri üzerindeki katyonların özel düzenlenmesine ters spinel yapı denir. Negatif AB değişim etkileşimleriyle mıknatısın net manyetik momenti B kısmındaki Fe^{2+} den kaynaklanmaktadır [20].

Curie Sıcaklığı: Ferromanyetlerin elektronik değişim kuvvetleri çok büyük olmasına rağmen termal enerjileri zamanla değişimin üstesinden gelir ve rastgele bir etki yaratır. Bu oluşan etki Curie sıcaklığı (T_c) olarak adlandırılan özel bir sıcaklıkta oluşur. Curie sıcaklığının altında ferromanyet düzenlidir ve üstünde ise düzensizdir. Doyum manyetizasyonu Curie sıcaklığında sıfıra gider. Tipik olarak bir manyetizasyon (M)-sıcaklık(T) grafiği Şekil 1.21.'de gösterilmiştir.

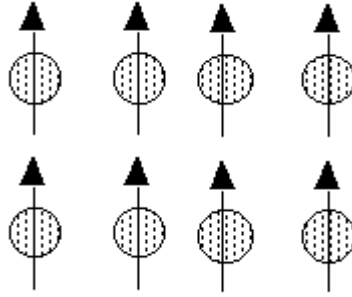


Şekil 1.21. Sıcaklığın manyetizasyona etkisi

Ayrıca Curie sıcaklığı minerallerin kimliğini belirlemek için kullanılabilen tanımlayıcı bir parametre ve yapısal bir özelliktir. Ancak, farklı manyetik mineraller aynı Curie sıcaklığına sahip olabilir [20].

1.3.2.4. Ferromanyetizma

Ferromanyetik malzemeler, herhangi bir mıknatısın manyetik alanı içerisindeyken o mıknatısın manyetik alan çizgileri ile aynı yönde mıknatıslanabilen (Şekil 1.17.) Demir, Nikel, Kobalt ve bunların alaşımını içeren malzemelerdir. Paramanyetik malzemelerin aksine ferromanyetik malzemelerin atomik momentleri çok güçlü bir etkileşim gösterirler. Bu etkileşimler elektronik değişim kuvvetleri tarafından üretilir ve atomik momentlerin paralel ya da antiparalel dizilimine yol açarlar. Ferromanyetik malzemeler, bağlı manyetik geçirgenlikleri 1'den çok büyük olan malzemelerdir ve kendisini mıknatıslastıran cisim tarafından çekilirler. Sadece demir, nikel ve kobalt oda sıcaklığında ferromanyetiktir. Ferromanyetik atom içeren alaşımların çoğu da ferromanyetik davranış sergilerler. Bu malzemelerin manyetik momentleri, manyetik alanın yokluğunda dahi büyük bir net manyetizasyona yol açarlar. Ancak Curie sıcaklığından (T_c) sonra ferromanyetik özelliklerini kaybederek paramanyetik özellik kazanırlar.

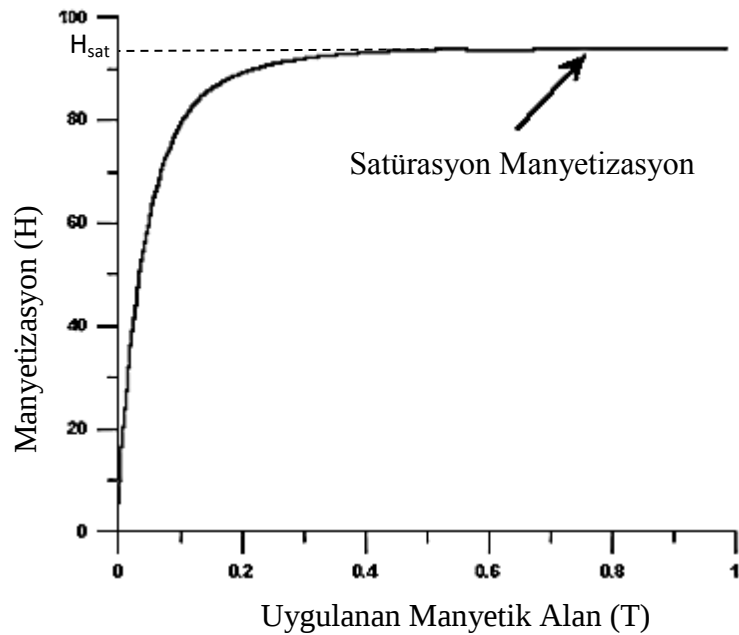


Şekil 1.17. Ferromanyetik atomların manyetik alan altındaki davranışı

Ferromanyetik malzemelerin belirgin iki özelliği vardır. Bunlar;

- 1- Doğal manyetizasyon,
- 2- Manyetik düzenlenme sıcaklığı

Doğal manyetizasyon; manyetik alanın yokluğunda, homojen olarak mıknatıslanmış mikroskobik hacim içinde var olan net manyetizasyondur. Bu manyetizasyonun büyüklüğü 0 °K’ de elektronların spin manyetik momentlerine bağlıdır. Bir diğer kavram laboratuvarında ölçebileceğimiz satürasyon (doyum) manyetizasyondur. Doyum manyetizasyonu, bir manyetik alanda elde edilebilecek maksimum manyetik momenttir (H_{sat}). Bu alanın ötesinde manyetizasyonda bir artış oluşmaz (Şekil 1.18.).



Şekil 1.18. Ferromanyetik malzemelerin manyetik alan altındaki mıknatıslanma durumu

Paramanyetik ve ferromanyetik doygunluk arasında büyük bir fark vardır. Paramanyetik malzemelerle kıyaslandığında, ferromanyetik malzemelerin manyetizasyonu oda sıcaklığında ve orta dereceli manyetik alanlarda doygunluğa ulaşır [20].

1.3.2.5. Antiferromanyetizma

Antiferromanyetizma; paramanyetik atomlardan oluşan malzemelerde gözlenir. Malzemeyi oluşturan atomlar aynı büyüklükte moment meydana getirmiş ve bunlar karşılıklı etkileşme ile zıt yönlerde düzenlenmiş ise oluşan momentler birbirlerini yok ederler. Sonuçta madde diamanyetizma benzeri bir davranışa sahip olacaktır. Bu özelliğe antiferromanyetizma denir. Antiferromanyetik malzemelerde tüm sıcaklıklarda düşük doygunluk değerleri verirler. Antiferromanyetik maddelerde sıcaklıkla doygunluğun değişimi bir kritik sıcaklıkta (*Neel sıcaklığı*) maksimum değeri verir. *Neel sıcaklığının* altında antiferromanyetik davranış gösterirken, üstünde paramanyetik davranış gösterirler [20].

1.4. Medikal İmplantlarda Kullanılan Malzemeler: Biyomalzemeler

1.4.1. Biyomalzeme Teknolojisine Genel Bakış

Tıbbi amaçlar için üretilen ve kullanılan malzemeler **biyomalzemeler** olarak adlandırılmaktadır. Üretilecek bir biyomalzemenin; kullanım amacını karşılayacak yapı ve özellikte olması gerekmektedir. Bir malzemenin yapısı, içerdiği bileşenlerin oluşturdukları düzen ile ilişkilidir. *Atomsal mertebedeki yapı*; atomların veya moleküllerin oluşturdukları düzeni içerir. *Atom altı yapı* ise; her bir atomun elektronları ve elektronların çekirdekleri ile etkileşimlerini kapsamaktadır. Çok sayıda atomun bir araya gelmesiyle oluşan yapı mikroskop ile incelendiği için *mikroyapı* olarak adlandırılır. Çıplak gözle görülebilen yapılara *makroyapı* adı verilmiştir.

Kullanım sırasında, bütün malzemeler maruz kaldıkları dış etkenlere karşı belirli bir tepki verirler. *Malzeme Özellikleri*; belirli bir dış etkiye karşılık olarak, cins ve büyüklük bakımından malzemenin kendine özgü bir biçimde verdiği bir cevap veya tepkidir. Katı malzemelerin özellikleri; *mekanik, elektrik, ısı, manyetik, optik ve bozulma* gibi alt kategorilere de ayrılabilir. *Elastiklik modülü, dayanım ve tokluk* kavramları *mekanik özelliklere* örnek olarak verilebilir. *Manyetik özellikler* ise, malzemenin uygulanan bir manyetik alan etkisi altındaki davranışını belirtir. Malzeme

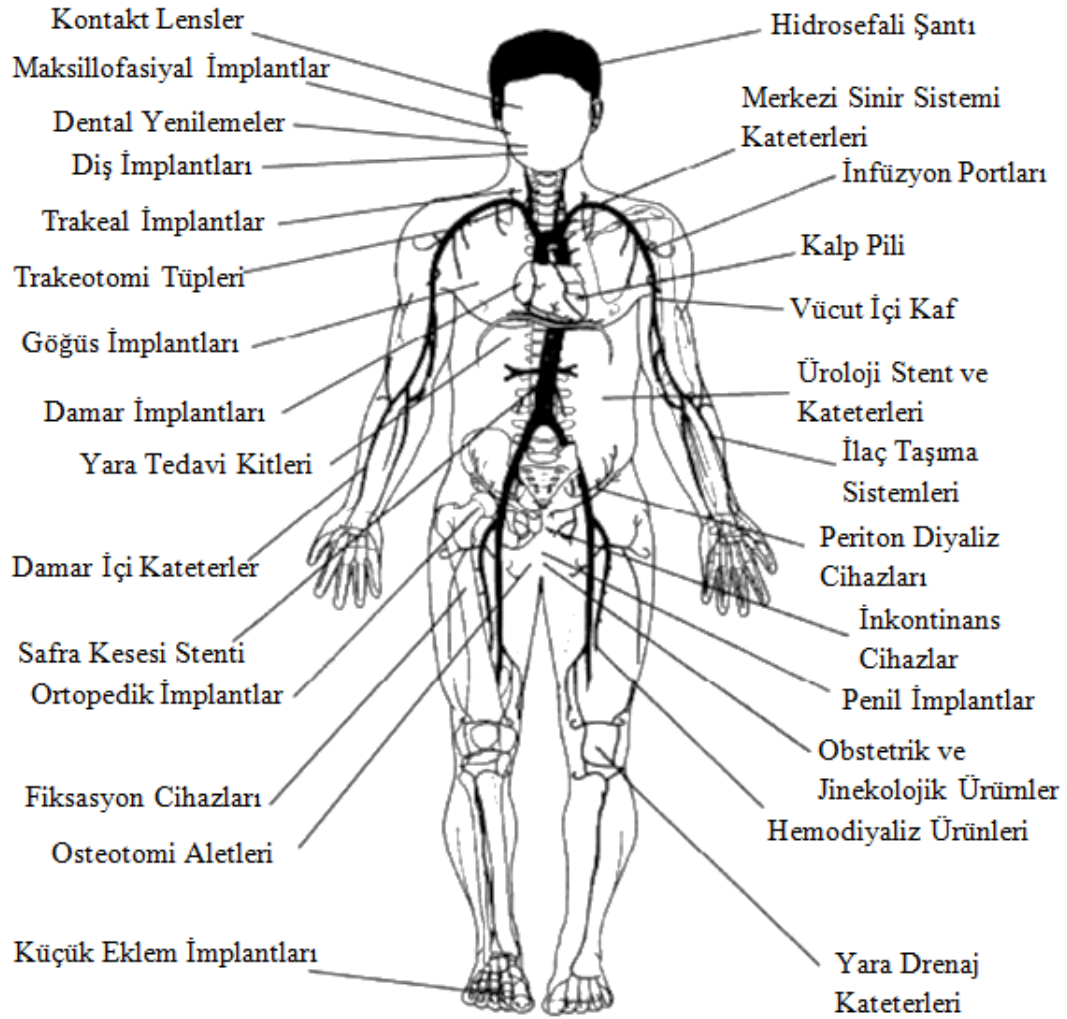
bilimi ve mühendisliğinin ilgi alanında, yapı ve özelliklerin yanında malzemelerin işlenmesi ve performansı olmak üzere iki bileşen daha bulunmaktadır (Şekil 1.22.). Bahsi geçen bu dört bileşen arasındaki ilişki açısından malzemelerin yapısı, nasıl işlem gördüklerine bağlı iken malzemelerin performansı da özelliklerinin bir fonksiyonudur.



Şekil 1.22. Malzemelerin fonksiyonunu etkileyen 4 bileşen [21]

Biyomalzeme Bilimi; malzeme bilimini oluşturan bu dört bileşen açısından doğal ve yapay malzemelerin doku ve organlar ile etkileşimini inceleyen bilim dalıdır. *Biyomalzemeler*; insan vücudundaki fonksiyonunu yitirmiş olan canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya organı desteklemek amacıyla kullanılan anatomik ve fizyolojik açıdan vücut ile uyumlu, güvenli, ekonomik, doğal ya da sentetik malzemelerdir. Bu malzemeler; sürekli olarak veya belirli aralıklarla kan gibi vücut akışkanları, doku ve diğer organlar ile temas halinde bulunmaktadır [22]. Vücudun farklı organları için biyomalzemelerin kullanımı da farklılık gösterebilmektedir (Şekil 1.23). Göz için tasarlanan yumuşak, saydam, su ve hava geçişine izin veren bir lens malzemesini, yüksek dayanım gerektiren bir kemik kırığında kullanmak imkansızdır. Bu nedenle uygulama yerine göre malzeme tasarımı oldukça önemlidir. Eğer üretilen biyomalzemenin MR cihazında kullanılabilir olması isteniyor ise manyetik olmayan biyouyumlu malzemeler kullanılarak üretim yapılmalıdır.

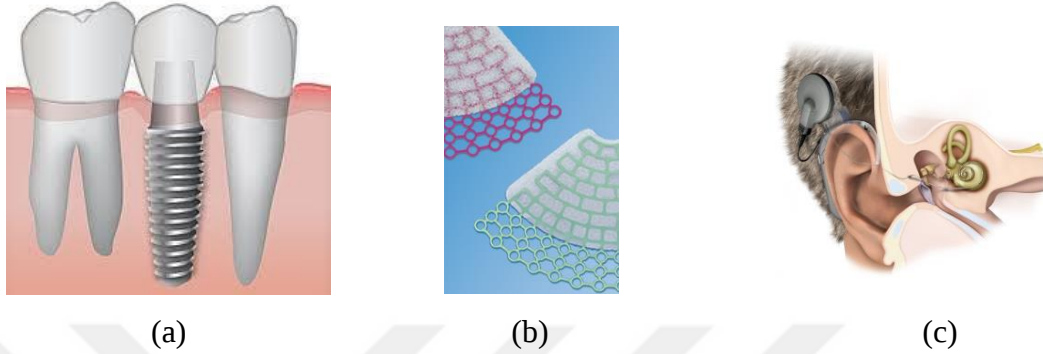
Şekil 1.23.'de; fonksiyonunu yitirmiş veya tamamen yok olmuş organların yerine kullanılan veya organın fonksiyonunu destekleyen farklı türdeki biyomalzemelerin vücutta kullanıldığı bölgeler gösterilmektedir.



Şekil 1.23. Fonksiyonunu yitirmiş veya tamamen yok olmuş organların yerine kullanılan veya organın fonksiyonunu destekleyen farklı türdeki biyomalzemelerin vücutta kullanıldığı bölgeler [23]

Vücutta kullanılan biyomalzemeler ve implantlar; fonksiyonel özelliklerine göre *pasif implant* ve *aktif implant* olarak adlandırılırlar (Şekil 1.24.). Pasif implantlar, fonksiyonlarını ve desteklerini herhangi bir elektronik güce ihtiyaç duymadan sağlayan medikal implantlardır. Omuz veya kol eklemlerinin işlevlerini yitirmesi sonucunda, anatomik ve fonksiyonel olarak bölgeye uygun şekilde üretilmiş titanyum alaşımlı bir eklem implantı pasif implantlara örnek olarak verilebilir. Aktif implantlar; işlevlerini yerine getirebilmek için elektronik bir güç ünitesine ihtiyaç duyarlar ve kişinin anlık durumuna bağlı olarak farklı şekillerde destek sağlayabilirler. Görme veya işitme kaybı ya da kalpte bir aritmi problemi gibi durumlarda; problemin yaşandığı bölgeye ve

problemin kaynağına uygun olarak tasarlanarak üretilen, elektronik fonksiyonu olan kalp pili veya kulak içi implantları gibi cihazlar yerleştirilir. Bu türdeki implantlar ise aktif implantlara örnektir.



Şekil 1.24. Biyomalzemelerin üç uygulaması: Titanyum alaşımlı diş implantı (a), Polietilen kafatası desteği (b), Kulak içi implant (c).

Biyomalzeme mühendisliği sayesinde günümüzde kullanılan biyomalzemeler; zaman içerisinde geliştirilmiş ve üzerilerine yeni fonksiyonlar kazandırılarak verimlilikleri artırılmıştır.

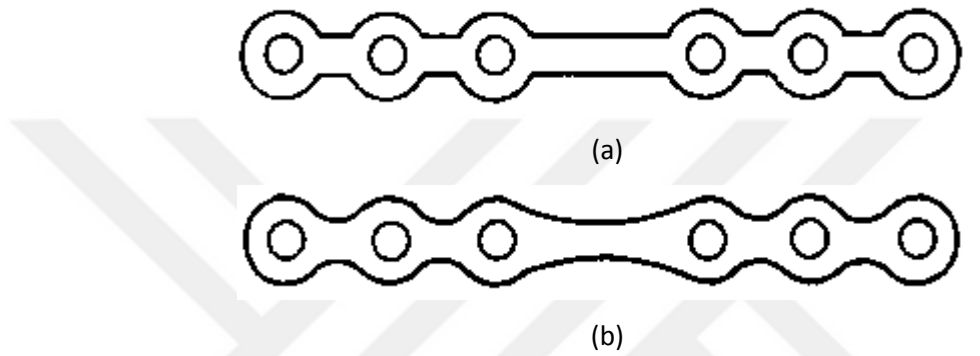
1.4.2. Biyomalzemelerin Tarihsel Gelişim Süreci

Tarih boyunca doğadan elde edilen farklı türdeki malzemeler; vücutta işlevini yitiren uzuvların görevini üstlenmesi amacıyla kullanılmıştır. Mısırlılar günümüzden 3000 yıl önce bir ayak protezi kullandığı gibi, Romalılar, Çinliler ve Aztekler de günümüzden 2000 yıl önce diş implantlarının ilk uygulamalarını gerçekleştirmişlerdir. Mayalılar ise milattan sonra 600'lü yıllarda; bugün kullanılan osseointegrasyonun temelini oluşturan uygulamayı gerçekleştirmişlerdir.

Dr. Lister'in 1860'larda steril cerrahi tekniğini geliştirmesine kadar, medikal implant olarak üretilen biyomalzemelerin yapısında kullanılan Demir, Altın, Gümüş ve Platin gibi metaller implantasyondan sonra yaşanan enfeksiyon problemlerinden dolayı başarısız kalmışlardır. Bu durum, sterilizasyonun önem kazanmasından sonra ise hızla düzelmeye başlamıştır [23].

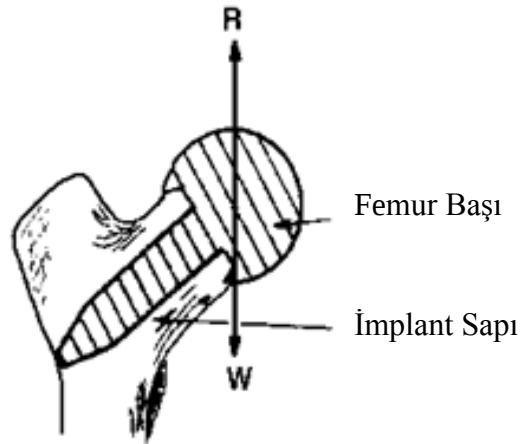
Lane; 1900'lerin başlarında çelikten üretilen kırık plakalarını üretmiştir (Şekil 1.25. a). Sherman ise Lane'in ürettiği bu plakadaki köşeli ve sivri yapıları modifiye ederek, malzeme üzerindeki gerilim dağılımını düşürmüştür (Şekil 1.25. b). Ürünün sertlik ve

sünekliğini iyileştirmek için ise Vanadyum alaşımlı Çelik kullanmıştır. Daha sonra, 1924'te Zierold tarafından kullanılan ve implantasyon için en inert malzeme olan Co-Cr alaşımlı Çelik fark edilmiştir. Paslanmaz çelik emsallerine göre tuzlu çözelti içerisinde korozyona karşı direncinin yüksek olması ile öne çıkmıştır. 1939'da asil metallerden olan Tantalyum bulunmuş, ancak düşük mekanik özellikleri ve işlenmesindeki zorluklar nedeniyle ortopedide yaygın bir şekilde kullanılmasa da beyin ve plastik cerrahide yararlanılmıştır [23].



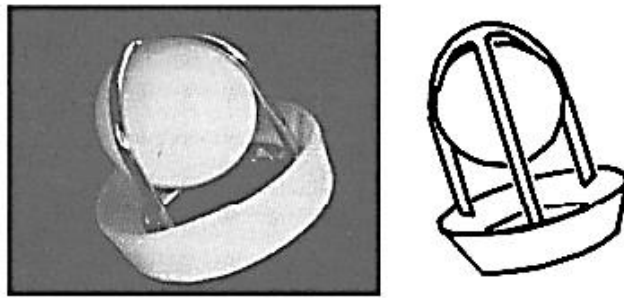
Şekil 1.25. Kemik kırıklarında kullanılan plakalara ait ilk tasarımlar:
Lane Plakası (a), Sherman Plakası (b)

1926 yılında Hey-Groves marangoz vidalarını kullanana kadar femur boyun kırıklarının tedavisine başlanamamıştır. Daha sonra, Smith-Petersen 1931 yılında femur başının rotasyon hareketini mümkün hale getiren ilk paslanmaz çelik yapıyı tasarlamıştır. Bu ürün daha sonraları vitalyum kullanılarak üretilmiştir. 1939'da ise Smith-Petersen eklem rahatsızlıklarını tedavisi uygulamasında yeni yüzeyleri oluşturmak amacıyla, femur başında kullanılması için yapay bir başlık tasarlamıştır. Bunun için; Cam, Pireks, Bakalit ve Vitalyumdan yararlanılmıştır. Pireksin biyolojik açıdan daha uyumlu olduğu saptanmış ve hastaların % 30~40'lık kesiminde kullanılmıştır. Benzer şekilde, Artroplasti cerrahisindeki başarılı uygulamalarıyla bilinen, Fransız Judet kardeşler tarafından, ilk biyomekanik tasarımlı akrilik protez kullanılmıştır (Şekil 1.26.) [24]. 1940 ve 1950 yıllarında ise mükemmel saydamlık ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde aynı tip akrilik polimer, aynı zamanda kornea uygulamalarında kullanılmıştır.



Şekil 1.26. Kalça artroplastisinde kullanılan Judet İmplantı

Cerrahi tekniklerdeki zorluklardan ve malzeme problemlerinden dolayı, kardiyovasküler implant uygulamaları 1950'lere kadar başlamamıştır. Bu yıllarda, kan damarı implantları Polietilen, Akrilik Polimer, Altın, Gümüş ve Alüminyumdan yapılan rijit tüpler olarak üretilmiştir, ancak bu yapılar zamanla pıhtılaşmaya sebep olmuştur. Damar implantlarındaki en büyük gelişme ise 1952 yılında Voorhees, Jaretzta ve Blackmore tarafından Polivinil Klorid ve Poliakrilonitrilden yapılan kumaş implantların kullanılmasıyla yaşanmıştır. Daha sonra bu implantlar Naylon, Orlon, Dakron, Teflon ve Ivalon ile denenmiştir. Kalp kapağı implantasyonu ise 1950'lerin ortasında gerçekleşen açık kalp ameliyatının gelişmesi ile mümkün olmuştur. Starr ve Edwards, metal bir yapı içerisine yerleştirdiği Silikon Kauçuk top (Şekil 1.27.) kullanarak ilk ticari kalp kapakçığını 1960'da üretmiştir [23]. Bununla birlikte yapay kalp ve kalp destek cihazları da geliştirilmiştir. Tablo 1.4.'te implantlardaki tarihsel gelişmelerin kısa bir özeti verilmektedir.



Şekil 1.27. Starr-Edwards tarafından metal kafes ve silikon kauçuk bir top kullanılarak üretilen kalp kapakçığına ait ilk örnek

Tablo 1.4. Medikal implantların tarihsel gelişim süreci

Yıl	Araştırmacı	Gelişme
18. yy ve 19. yy sonları		Kırık tedavisinde kullanılan metal aletler, Fe, Au, Ag ve Pt'den üretilen tel ve iğneler
1860-1870	J. Lister	Aseptik cerrahi teknikler
1886	H. Hansmann	Ni alaşımlı çelikten kırık plakası
1893-1912	W.A. Lane	Kırık tedavisi için çelik vida ve plakalar
1909	A. Lambotte	Pirinç, Al, Ag ve Cu plakalar
1912	Sherman	Vanadyum çelik plaka, tıbbi amaçlar için özel olarak kullanılan ilk alaşım
1924	A.A. Zierold	Çelik (CoCrMo alaşımı), Cu, Zn, çelik, Mg, Fe, Ag, Au ve Al alaşımından daha iyi bir malzeme
1926	M.Z. Lange	18-8 Mo (%2-4 Mo) paslanmaz çelik, 18-8 paslanmaz çelikten çok daha iyi korozyon direnci
1926	E.W. Hey-Groves	Femur boyun kırığında marangoz vidası kullanılmıştır
1931	M.N. Smith-Petersen	Orijinal olarak Paslanmaz Çelik olan ve daha sonra Vitalyum ile değiştirilen ilk femur boyun kırığı tedavi çivisini tasarlamıştır
1936	C.S. Venable, W.G. Stuck	Vitalyum; 19-9 Cr-Ni Paslanmaz Çelik
1938	P. Wiles	İlk total kalça protezi
1940'lar	M.J. Dorzee, A. Franceschetti	Kornea implantları için Akrilikler
1946	J. and R. Judet	Biyomekanik olarak tasarlanan ilk kalça protezi ve eklem protezinde plastiğin kullanımı
1947	J. Cotton	Ti ve alaşımları
1952	A.B. Voorhees, A. Jaretzta, A.H. Blackmore	Kumaştan yapılan ilk kan damar protezi
1958	S. Furman, G. Robinson	İlk başarılı doğrudan kalp uyarılması
1958	J. Charnley	Akrilik kemik çimentosunun total kalça protezinde ilk uygulaması
1960	A. Starr, M.L. Edwards	Kalp kapakçığı
1970'ler	W.J. Kolff	Kalp nakli
1990'lar		Kemik büyümesine izin veren iyileştirilmiş implantlar
1990'lar		Silikon göğüs implantları tartışmaları
2000'ler		Doku mühendisliği
2000'ler		Nanomalzemeler

Tarih boyunca medikal implantlarda yaşanan tüm bu gelişmeler; tasarlanacak implantın vücutta kullanım amacına en uygun şekilde üretilmesini kapsadığı gibi, üretim için kullanılacak en uygun biyomalzemenin belirlenmesini de sağlamaya yöneliktir. Bu

noktada, medikal implantlarda kullanılan malzemelerin özellikleri ve biyouyumluluğu kavramlarının önemi ortaya çıkmıştır.

1.4.3. Tıbbi Amaçlı Malzemelerde Biyouyumluluk

Hiçbir protez malzemesinin, insan kemniğinin yerini tutmayacağı bir gerçektir. Fakat henüz yeterli olmasa da günümüzde kullanılmakta olan birçok implant ve protez malzemesi mevcuttur. Bunların bir kısmının ISO, DIN, ASTM ve TSE gibi kuruluşlar tarafından standartları hazırlanmıştır. Vücut içi malzemelerin kullanılacağı bölgelere göre; yorulma dayanımı, gerilme, gerinme, tokluk, korozyon direnci, sürtünme ve aşınma direnci, biyolojik uyumluluk, hafiflik, süngerimsi doku, manyetiklik ve imalat özellikleri gibi bir takım değerlerin optimum düzeyde karşılanması gereklidir [25].

Biyoyumluluk; bir biyomalzemenin vücudun fiziksel, kimyasal, biyolojik ve mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur. Biyouyumluluk terimi ilk olarak 1970 yılındaki makalelerde R.J. Hegyeli ve C.A. Homsy tarafından ortaya konulmuştur. Ancak bu terimin kullanımının yaygınlaşması sonraki yirmi yılı bulmuştur [26]. Biyomalzemelerin, çeşitli şartlar altındaki davranışları ile ilişkili olarak malzemelerin vücut ile biyolojik, fizyolojik, anatomik ve kimyasal açıdan nasıl tepki verdiğini ortaya koymaktadır. Biyouyumluluk, doku ve organ gibi canlı sistemler ile doğrudan temas halinde malzemelerin vücut ile teması sonucunda herhangi bir yan etki oluşturmaması yeteneğidir [27].

Biyoyumluluk; bir biyomalzemenin mekanik dayanımının yanında en önemli özelliğidir. Biyouyumlu malzemelerin; etrafını çevreleyen dokular üzerinde iltihaplanma, pıhtı oluşumu v.b. olumsuz etkileri yoktur. Vücudun bu malzemelere karşı verdiği tepkiler de son derece farklıdır. Metalik biyomalzemeler; pH değeri 1-9 arasında değişen farklı vücut doku ve akışkanları ile sürekli veya zaman zaman temas halindedir. İyi mekanik özellik, biyouyumluluk, korozyona dayanım, üstün sürtünme ve aşınma dayanımı biyomalzemelerden beklenen özelliklerdir. Ayrıca, biyomalzemeler alerjik reaksiyonlara neden olmamalı, zehirli ürünler salgılamamalı, kolay şekillendirilebilir olmalı ve sterilizasyon işlemlerinde özelliklerini kaybetmemelidirler. Biyomalzemelerin; üstün mekanik özelliklere ve biyouyumluluğa sahip olmaları gerektiğinden, kullanım yerlerine göre uygun özellikleri taşıması açısından seçimleri büyük önem arz etmektedir [28].

İnsan vücudu; protein içeren oksijenli tuzlu çözeltiler içerdiğinden, metalik malzemeler için korozif bir ortamdır. Bu malzemelerden uzun süreli korozyon dayanımı göstermesi beklenir. Uygun seçilmeyen bir metalik malzeme, vücutta korozyon sonucu çözünmekte ve doku içerisine girerek zarar vermektedir.

Son yıllarda biyomalzeme-doku etkileşimleri üzerine önemli çalışmalar yapılarak, vücudun doğal dokularının yeniden yapılanmasını sağlayacak ve vücut sıvıları ile uyumlu biyomalzemeler geliştirilmektedir.

Biyolojik uyumluluk; vücudun biyomalzemeyi kabul edebilirliğidir. Bu yüzden hem biyomalzeme, hem biyomalzemenin takıldığı vücut ortamı incelenmelidir. Seramikler, metaller, polimerler ve kompozitler uygun özellikte seçildikleri takdirde biyomalzeme olarak kullanılabilir ve insan vücuduna uyum sağlamaktadırlar. Biyomalzemelerin; mekanik özelliklerinin yanı sıra biyouyumluluğu da vücut uzuvları ve organların tedavisinde/değiştirilmesinde oldukça öneme sahiptir. Yeni biyomalzemeler piyasaya çıkmadan önce, vücut içerisinde istenmeyen bir etkiye neden olmamaları için detaylı biyolojik testlere tabi tutulurlar. İlk olarak vücut dışında, daha sonra da vücut içerisinde testler yapılmalı, bunu takiben klinik denemelerle malzemenin biyolojik güvenilirliği ve performansı tespit edilmelidir. Biyomalzeme çevresinden alınan doku örneklerinin patolojik incelemesi, biyomalzemenin biyolojik uyumluluğu hakkında fikir verebilir. Ortopedi ve travmatolojide kullanılan biyomalzemeler; biyouyumluluk onayından sonra kullanım alanına girerler. Tüm bu testlere rağmen biyomalzemelerin alerjik, bağışıklığı ve genetik yapıyı bozucu, kanser ve iltihaplara neden olabilecek etkileri olabilir. Bu yüzden, kullanılacak biyomalzemenin test sonuçları da çok önemlidir [29].

1.4.4. Biyomalzemelerin MRG Uyumluluğu

İnsan vücudunun; göz, damar içi, omurga, femur ve patella gibi, farklı bölgelerindeki kullanım amaçlarına göre tasarlanmış biyomalzemelerin, farklı mekanik, kimyasal ve optik özelliklerde olması beklenir. Dolayısıyla her bir bölge için kullanılan implantlar farklı türde biyomalzemelerden üretilmelidir. Halen kullanılmakta olan biyouyumluluğu yüksek biyomalzemeler; biyometaller, biyoseramikler, biyopolimerler ve biyokompozitlerdir. Biyomalzemelerin biyouyumluluk ve biyomekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yönelik oldukça geniş araştırmalar sürmektedir.

Üretilen biyomalzemelerin; biyouyumluluğunun yanı sıra, tanı ve teşhis amaçlı kullanılan tıbbi görüntüleme sistemleri ile de uyum içerisinde olması beklenir. Bu açıdan, biyomalzeme taşıyan kişide; US, Röntgen, BT gibi tıbbi görüntüleme cihazları kullanıldığında; uygulanan enerji ile vücuttaki biyomalzeme etkileşimi sonucu oluşan sağlığa zararlı bir etki meydana gelmemektedir. Yalnızca tıbbi görüntülerde biyomalzemenin yakın çevresinde görüntü bozuklukları oluşabilmektedir.

Tıbbi görüntüleme sistemlerinden Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) cihazı, insan sağlığına zararsız olması ve yüksek çözünürlük özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir. Ancak, MRG cihazının görüntüleme prensibi diğer tıbbi görüntüleme cihazlarına göre oldukça farklı olduğundan implant taşıyan kişiler için bazı riskleri de mevcuttur. Kişinin MRG ortamında iken herhangi bir zarar görmemesi için taşınan biyomalzemenin; MRG cihazı için uyumlu ve güvenilir olduğu belirlenmelidir [23].

MRG sırasında; oldukça yüksek güçte statik manyetik alan, manyetik radyo frekans darbeleri ve zamana bağlı olarak değişen gradient alanlar kullanılmaktadır. Manyetik alanlar; tıbbi amaçlarla kullanılan; implant, stent, protez veya elektrotlar gibi biyomalzemelerin yapısını ve fonksiyonunu etkileyerek çevrelerindeki biyolojik dokularda elektromanyetik etkileşim oluşturma potansiyeline de sahiptir. Elektromanyetik etkileşimin; sıcaklık artışı, manyetik kuvvet ve tork oluşumu gibi fiziksel değişimler ile sonuçlanması, kişinin ciddi şekilde yaralanmasına sebep olabilmektedir [31]. Günümüze kadar MRG ile ilişkili olarak kayıt altına alınmış olan 15 adet ölümle sonuçlanmış vaka mevcuttur. Bunlardan 10 tanesi implant edilmiş kalp pili, 2 tanesi insülin pompası, 1 tanesi nörostimülatör ve 1 tanesi de damarındaki genişlemeyi engelleyecek kısıkaç kullanan hastalarda meydana gelmiştir [25, 26]. Bir çocuk ise oksijen tankının MRG ortamında bulundurulması sonucu yaşamını yitirmiştir [34]. Bunlara ek olarak, MRG ortamında bulundurulan ferromanyetik objelerden kaynaklanan, yüzlerce ciddi derecede doku yanması ve sakatlanma olayları da rapor edilmiştir [35].

Meydana gelen tüm bu risklerin sebebi; MRG cihazında kullanılan elektromanyetik alanlar ve bu alanlar ile etkileşime giren MRG cihazına uyumsuz vücut içi tıbbi biyomalzemelerdir. İlgili problemlerin engellenmesi için vücutta kullanılacak implantların MRG cihazı ile uyumlu ve güvenilir olması gerekmektedir. Değişik implantlarda kullanılan biyomalzemeler; MRG cihazı için uyumlu ve güvenilir ise

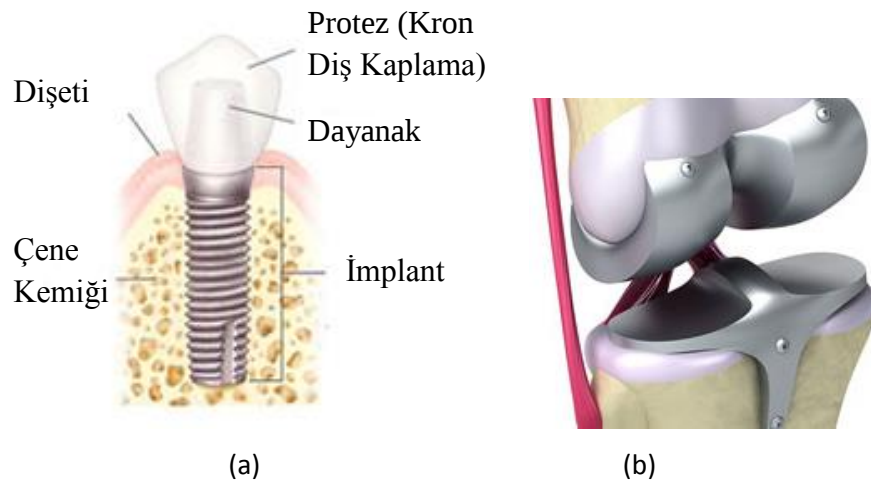
herhangi bir sorun yaşanmadan, yüksek güçte manyetik alan içeren ortamda bulundurulabilecektir.

Bir biyomalzemenin MRG sistemi ile uyumlu ve güvenilir olması durumu, biyomalzeme üretiminde kullanılan malzemelerin yapısı ile ilişkilidir. Biyomalzemenin yapısı/manyetik özellikleri incelenerek ve konuyla ilgili standart test metodları uygulanarak, kullanılan implantın MRG ile uyumlu ve güvenilir olması durumuna karar verilebilir. Bununla ilgili olarak, medikal implantlarda kullanılan malzemelerin yapısal ve manyetik özelliklerini incelemekte fayda vardır.

1.4.4.1. Biyometaller ve MRG Uyumluluğu

Biyometaller; uygun mekanik ve biyolojik veya elektriksel özellikleri sayesinde insan vücudundaki işlevini yitiren sert doku ve organların yerini tutması veya desteklemesi amacıyla kullanılmaktadırlar (Şekil 1.28.).

316L düşük karbon alaşımlı Paslanmaz Çelik, Vitalyum, Gümüş, CoCrMo alaşımları, Ti ve Ti alaşımı malzemeler; süneklik, darbe ve aşınmaya karşı yüksek mekanik mukavemet davranışı gibi avantajları sayesinde genellikle yapay kalça protezi, kemik plakaları ve vidaları, kalp pilleri, stentler ve diş implantlarının üretiminde yaygın olarak kullanılan metalik biyomalzemelerdir [36]. Ancak, bu türdeki biyomalzemelerin biyoyumluluk problemleri ve fizyolojik çevredeki korozyon direncini düşük olması gibi dezavantajları da mevcuttur.



Şekil 1.28. Metalik Biyomalzemeler: Diş İmplantı (a) ve Diz Kapağı Protezi (b)

Metalik içerikteki implantlarda kullanılan elementler ve bunların bulunma oranları, implantın manyetik özelliğini etkilemektedir. Diamanyetik özellikteki implantlar; MRG sistemi ile uyumludur çünkü diamanyetik malzemelerde manyetik alanda oluşan manyetik kuvvet oldukça düşük seviyelerdedir. Dolayısıyla diamanyetik malzeme manyetik alan etkisinde iken doku veya organ içerisinde hareket etme durumu oluşmaz. Ancak, metalik implantlarda Fe, Ni ve Co gibi ferromanyetik elementler de bulunabilir. Bu elementlerin implant üretimindeki katkı oranı ile ferromanyetik özellik de değişecektir. Dolayısıyla ferromanyetik özelliği artan malzemelerin MRG ortamında bulundurulmaması gerekir.

Manyetik alan içerisinde bulunan metalik implant atomlarının presasyon hareketi; yakın bölgedeki doku ve organ MR görüntülerinin bulanık çıkmasına neden olmaktadır. *Görüntü artefaktı* olarak adlandırılan bu durum; metalik implant bulunduran kişilerde, implantın yakın çevresinde tıbbi inceleme gerekiyor ise problem teşkil etmektedir.

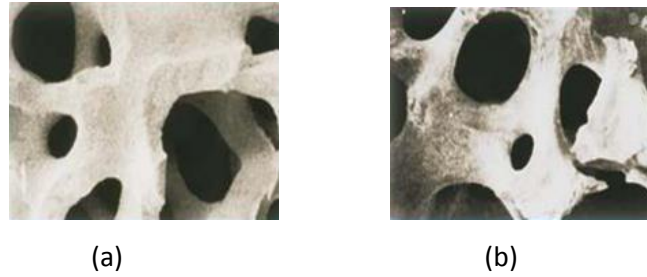
Günümüzde kullanılan implantların üretiminde ağırlıklı olarak Ti gibi manyetik olmayan elementler kullanıldığı için MRG çekimi sırasında görüntü artefaktı dışında herhangi bir etkiye sebep olmadığı bilinmesine rağmen bu implantları taşıyan kişilerde dahi güvenlik riski endişesi ile MRG çekimi yapılmasında çekinceler devam etmektedir.

Çalışmamızın da ana gayesinde olduğu gibi metalik bir implantın MRG uyumluluğu ve güvenilirliği belgelendiği takdirde, implantı taşıyan kişilerde MRG çekimi güvenli olarak yapılabilecektir.

1.4.4.2. Biyoseramikler ve MRG Uyumluluğu

Biyoseramikler; yüksek basma dayanımı, estetik görünümü iyileştirmeleri, iyi elektriksel ve termal izolasyon gibi özellikleri sayesinde tercih edilmektedir. Ancak, sert ve kırılgan olmaları dezavantajlarıdır.

Biyoseramikler; doku ile etkileşim sonucu meydana gelen değişikliklere göre biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur olmak üzere gruplandırılırlar. Biyoinert seramiklerden Alümina (Al_2O_3) ve Zirkonya (ZrO_2) ile biyoaktif seramiklerden Hidroksi Apatit (HA); ortopedik ve dental uygulamalarda kullanılmaktadır (Şekil 1.29.). Kalsiyum-Fosfat içerikli biyobozunur seramikler ise ilaç taşıyım sistemlerinde ve ortopedide kullanılmaktadır. Biyoaktif cam seramikler de kemik greftlerinde kullanılmaktadır [37].



Şekil 1.29. Kemiğin doğal dokusu (a) ve Hidroksi Apatitin görünümü (b)

Seramik biyomalzemeler; manyetik özellikte olmadığı için, MRG cihazı ortamında iken manyetizasyon problemleri oluşturmayacağından implantı taşıyan kişiye de zararlı bir etkisi bulunmayacaktır. Ancak; bu türdeki implantların MRG ortamındaki bir hasta için tamamen güvenli olup olmadığı; RF darbeleri ve Gradient Alan ile etkileşiminden kaynaklanan sıcaklık artışı olup olmadığı da kontrol edilerek belirlenebilecektir.

1.4.4.3. Biyopolimerler ve MRG Uyumluluğu

Polimerler; monomer denilen küçük moleküllerin, birbirlerine tekrarlar halinde eklenmesiyle oluşan, zincir şeklindeki daha büyük moleküllerdir. Biyopolimerler; esnek olmaları, kolay üretilmeleri ve biyouyumlu olmaları sayesinde biyomalzeme olarak kullanılabilirler. Doğal dokulara olan benzerlikleri de diğer bir avantajdır. Mekanik dayanımlarındaki düşüklüğün dezavantaj olmasına rağmen zamanla vücutta parçalanmaları ihtimali de yerine göre avantaj veya dezavantajlar olabilmektedir [38]. Polimer biyomalzemelerin uygulamasına ait iki ayrı örnek Şekil 1.30.'da görülmektedir.



Şekil 1.30 Polimerik Biyomalzemelerden PMMA Lens (a) ve damar içi balon (b)

Polimer biyomalzemeler manyetik özellikte olmadığı için; MRG cihazı ortamında iken manyetizasyon problemleri meydana gelmemektedir. Dolayısıyla bu implantı taşıyan kişiye MRG ortamının manyetik kuvvet oluşumu açısından zararlı bir etkisi

bulunmamaktadır. Ancak; bu türdeki implantların MRG ortamındaki bir hasta için tamamen güvenli olup olmadığı, RF darbeleri ve gradient alan ile etkileşiminden kaynaklanan sıcaklık artışı olup olmayacağı kontrol edilerek belirlenebilir.

1.4.4.4. Biyokompozitler ve MRG Uyumluluğu

Metaller ve seramiklerin sertlik dereceleri; insan vücudundaki sert dokulara oranla 10~20 kat daha fazla olabilir. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri de kemik yerine kullanılacak metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla eşdeğer olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engelleyecektir. Kullanımdaki tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır [39].

Kompozitler; metal, seramik ve polimer malzemeler kullanılarak oluşturulan bir karışım malzemesi olarak düşünülebilir. Bu bakımdan, kullanılan malzemeye göre kompozitlerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri değişmektedir. Kompozit malzemelerin oluşturulma amaçları; tek başına bulunduğu özelliklerin yetersiz kalması durumunda farklı türden malzemeler katılarak istenilen özelliklerin geliştirildiği yeni bir ürün oluşturmaktır [40].

Biyolojik amaçlı kompozitler ise biyokompozitler olarak adlandırılmaktadır. Biyokompozitler; kimyasal stabiliteleri, mekanik dayanımları, aşınma ve korozyon dirençleri ve biyouyumluluk özellikleri sayesinde implant olarak kullanılmaktadır [41].

Kompozit biyomalzemelerin içeriğinde kullanılan elementlere bağlı olarak, manyetik özelliği hakkında fikir sahibi olunur. Ferromanyetik özellikte olan kompozit biyomalzemeler de bu özellikteki metalik biyomalzemeler gibi MRG ortamında tehlikelidir. Ancak diamanyetik veya manyetik olmayan kompozitlerde; MRG cihazı ortamında manyetizasyon problemleri meydana gelmediğinden, bu implantı taşıyan kişiye zararlı bir etkisi de bulunmamaktadır. Bu türden implantların MRG ortamındaki bir hasta için tamamen güvenli olup olmadığı; RF darbeleri ve gradient alan ile etkileşiminden kaynaklanan sıcaklık artışı olup olmadığı kontrol edilerek belirlenebilecektir.

1.5. Literatür Taraması

MRG cihazının malzeme ve biyolojik doku üzerindeki fiziksel etkileri, kullanılan standartlar, MRG cihazının güvenilir bir şekilde kullanımı için yapılan sınırlandırmalar ve analiz prosedürleri ile ilgili bazı çalışmalar şunlardır:

- Shellock ve ark.; MRG prosedürlerini biyolojik etki, güvenlik ve hasta bakımı açısından araştırmışlardır. Bunun için MRG de; gradient manyetik alan, RF manyetik darbeleri ve statik manyetik alanın etkileri ayrı ayrı incelenmiştir. Metalik implantlarda; manyetik RF darbelerinden ve Gradient Manyetik Alanlardan kaynaklanan ısınmanın meydana geldiğini ortaya koymaktadır. Klinik uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılan 1.5 – 3.0 T Statik manyetik alanın; ferromanyetik objeler ile etkileşimi sonucu oluşacak kazalarda hastanın ölümü veya sakat kalması gibi ciddi tehlikelere yol açtığı belirtilmektedir. Ancak; Elgiloy, Phynox ve Titanyum alaşımları gibi ferromanyetik olmayan implantların; 1.5 T manyetik alan altında kullanılmasının hasta açısından güvenli olduklarını tespit etmişlerdir. Starr-Edwards model Pre-6000 kalp kapakçık implantlarını da MRG güvenilirliği testlerine tabi tutulmuş ve oldukça düşük seviyelerde tork ve manyetik kuvvetin olduğu gözlenmiştir. Kalp atımı sırasında yaklaşık 7.2 N kuvvet olduğu için ve implant edilmiş kalp kapakçığında da bundan çok daha düşük seviyede bir kuvvet olduğundan, bu tip kalp kapakçıklarının da MRG sırasında hasta açısından güvenli oldukları tespit edilmiştir. Ayrıca; ilgili çalışmada 8.0 T'ya kadar olan statik manyetik alanların biyolojik açıdan ciddi bir tehlike teşkil etmediği ortaya konulmaktadır [2].
- Woods; MRG ortamında bulunan medikal cihazların ve ekipmanların MR uyumlulukları ile ilgili standartları araştırmıştır. Bir medikal cihazın veya ekipmanın MR koşullarında kullanımı güvenilirliğinin test edilmesi ve etiketlenmesi için ASTM (American Society for Testing and Materials - Amerikan Test ve Malzeme Kurumu) tarafından basılan beş adet standart bulunmaktadır. ISO (International Standards Organization - Uluslararası Standartlar Örgütü) tarafından; pasif cerrahi implantların MR koşullarında güvenli bir şekilde kullanımları ile ilgili gereksinimler revize edilmiştir. Kalp pili ve nörostimülatör gibi aktif medikal cihazların MR ortamında güvenli

kullanılabilirlikleri için gerekli özelliklerin belirlenmesi yönünde IEC (International Electrotechnical Commission - Uluslararası Elektroteknik Komisyonu) ve ISO'nun ortak araştırmaları bulunmaktadır. MRG sırasında vücut dışı ekipmanlarının daha güvenilir bir şekilde kullanılabilmesi için bütün bu test metodlarının geliştirilebilmesi yönünde daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır [42].

- MR Karaoğuz ve ark. ise manyetik rezonans ortamı için geliştirilmiş kalp pillerini incelemişlerdir. MR ortamında kullanılan statik manyetik alan, gradient manyetik alan ve radyofrekans alanların, kalp pilleri üzerindeki etkilerini ayrı ayrı araştırmışlardır. MR cihazının kalp pili ve hastalarda meydana getirebileceği olumsuz durumların oluşmaması için MR cihazı kullanılırken uygulanması gereken hasta pozisyonu, gradient alan sınırı ve tarama bölgesinin kısıtlanması gibi bazı sınırlamaları değerlendirmişlerdir [43].
- Feng ve ark.; vücuda implant edilmiş iletken telin ucunda, MRG cihazından kaynaklanan elektrik alanı miktarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada; metalik iletken bir yüzeydeki elektrik alan miktarının belirlenebilmesinde kullanılan teorik bir yöntem olan *Huygens Prensibinden* yararlanılmıştır. Huygens prensibinde; manyetik alandan indüklenen, elektrik alanı miktarı; uygulanan manyetik alanın şiddetine, yüzeydeki elektrik akım yoğunluğuna ve elektrik akım miktarına bağlı olarak değişmektedir. Böylece; indüklenen gerilimin değeri ile elektriksel açıdan iletken bir implant olan kalp pili üzerindeki MRG etkili ısınma miktarı arasındaki ilişki büyük oranda belirlenebilmektedir. Feng ve ark.'ın yapmış oldukları bu çalışmada kurgulanan model; deneysel uygulamalar ile karşılaştırılmış ve ortalama hata miktarı %15 olarak hesaplanmıştır [44]

MRG cihazının biyolojik doku üzerindeki fiziksel etkilerinin araştırılması ile ilgili bazı çalışmalar şunlardır:

- Schaefer ve ark.; gradient alanların sinir ve kas hücrelerinde elektrik alan indükleyebildiğini belirtmektedir. Gradient manyetik alan ile biyolojik dokular arasındaki etkileşim; gradient manyetik alanın frekansına, maksimum akı yoğunluğuna, harmonik frekansların varlığına, sinyalin dalga tipine, sinyalin kutbuna, akımın vücuttaki dağılımına, elektrik özelliklerine ve ilgili hücre zarının duyarlılığına bağlı olarak değiştiği ortaya konulmuştur [45].

- Schenck; MR cihazında kullanılan statik manyetik alanın biyolojik dokular üzerindeki fiziksel etkilerini incelemiştir. İnsan vücudundaki dokuların tamamının diamanyetik karakteristiğe sahip olması nedeniyle, yüksek enerjili statik manyetik alanın biyolojik dokular üzerinde, doğrudan ciddi bir etkisinin olmadığını gözlemlemiştir. Büyük bir protein molekülü üzerinde 500 pN seviyesinde bir manyetik kuvvet oluşturduğu, bunun da değerlendirmeye alınmayacak kadar düşük bir seviyede olduğu ortaya konulmuştur. Kırmızı kan hücrelerinde ise statik manyetik alandan kaynaklanan manyetik kuvvetin, yerçekimi kuvvetine oranının 0.032 olduğu gözlenmiştir. Kırmızı kan hücreleri üzerindeki statik manyetik alan kuvveti, yerçekiminden kaynaklanan kuvvetin % 4' ünden düşük seviyelerdedir. Bu ise statik manyetik alanın kırmızı kan hücreleri üzerinde fizyolojik açıdan herhangi bir sorun teşkil etmediğini göstermektedir [46].
- 2003 yılında; 1 T gücündeki bir cihaz aracılığı ile lomber spinal MR çekimi sırasında, *intraserebral nörostimülatör* taşıyan bir kişinin, kalıcı olarak sakat kalmasına sebep olan, stimülatör elektrodunun temas bölgesinde 2-3 cm ebatında bir lezyon oluşmuştur. RF etkili yanmalar, RF bobinlerinin yanlış bir şekilde bağlanması ve kullanılması ile ilgili olarak da rapor edilmiştir. Öyle ki, iki bacağın veya iki kolun birbirine temas etmesi durumunda temas noktalarında yanıkların oluşması şeklinde sonuçlanan vakalarla karşılaşılmıştır [47].

MRG cihazının ısınmaya olan etkilerinin araştırılması ile ilgili bazı çalışmalar şunlardır:

- Yeung ve ark.; girişimsel MRG sırasında kullanılan RF darbelerinin; kateter, kılavuz kablolar ve diğer tel yapıdaki biyomedikal ürünler üzerindeki etkileri ile ilişkili değerlendirmelerde bulunmuşlardır. Doku içerisinde bulunan cerrahi bir tel üzerindeki RF etkili ısınmanın büyüklüğünü isabetli şekilde tahmin edebildikleri teorik bir yöntem geliştirmişlerdir. Moment metodunu kullanarak, izolasyonlu ve açık tel üzerinde indüklenen elektrik akımlarından kaynaklanan SAR kazancını da hesaplamalara katarak RF etkili ısınmanın şiddetini tahmin etmişlerdir. 1.5 T'lık MR sisteminde 10 cm den kısa düz bir tel üzerindeki SAR şiddetinin 4 W/kg değerine kadar çıkabileceği gözlenmiştir. Deneylerde 20 cm çaplı, 60 cm uzunluğunda bir fantoma poliakrilid jel doldurularak bağlı dielektriksel geçirgenliği 77, iletkenliği 0.5 S/m olan bir yapı oluşturulmuştur.

3~39 cm arasında 3 cm aralıklarla değişen uzunluklarda gümüş kaplı bakır bağlantı kabloları üzerinde 1.5 T MRG uygulaması yapılmış ve tel üzerindeki sıcaklık değişimleri kaydedilmiştir. MRG sekansı; hızlı gradient eko, 170° flip açılı 11.4 ms TR aralıklı olarak seçilmiştir. Maksimum ısı artışı tüm numunelerde telin uç bölgesinde, minimum ısı değişimi ise orta bölgelerde gözlenmiştir. Isı artışının en fazla olduğu numunelerin ise rezonans uzunluğuna yakın uzunluktaki teller olduğu görülmüştür [48].

- Baker ve ark., implantlarda meydana gelen MRG ile ilgili ısınma miktarının belirlenmesi için özgül soğurma oranını değerlendirmişlerdir. Bunun için 1.5 T ve 64 MHz MR cihazları kullanılmıştır. Deneylerde ise elektrik iletkenliği ve termal özellikleri insan dokusuna yakın değerlerde bir jelin doldurulduğu fantoma konulan nörostimülatör kullanılmıştır. Sonuçların kaydı için floroptik termometre kullanılmıştır. Farklı MR sekanslarında ve farklı SAR koşulları altında sonuçlar alınmış ve implant ucundaki maksimum sıcaklık değişimi T2-Fast Spin Eko modunda 22.35 W/kg SAR değerinde 15.4°C olarak kaydedilmiştir. SAR değeri ile implant yüzeyindeki sıcaklık değişiminin ters orantılı olarak değiştiği gözlenmiştir [49].
- Park ve ark.; düz bir medikal telin yakın bölgesindeki RF etkili ısınmayı MRG güvenilirliği açısından incelemişlerdir. Kullanılan telin çapı 1 mm, tel etrafındaki izolasyonun kalınlığı 0.4 mm, bağıl dielektrik sabiti ise 2.3 tür. Telin uç bölgelerinin 6 cm'lik kısmında izolasyon kaldırılmıştır. Tel çevresindeki bölge ise uniform dağılımda bağıl dielektrik sabiti 77, iletkenliği ise 0.27 S/m olarak modellenmiştir. RF pulse için ise 63.9 MHz ve 1.5 T MR sistemi kullanılarak 6 dk boyunca uygulanmıştır. Maksimum sıcaklık artışının 20 cm uzunluğundaki telin uç bölgesi ve yakınında yaklaşık 25°C olduğu saptanmıştır. Aynı uygulama farklı tel uzunlukları için de yapılmış ve sıcaklık değişiminin telin uzunluğu ile doğru orantılı olarak arttığı görülmüştür [50]
- Stevenson ve ark., aktif medikal implant bulunduran hastalarda MRG taraması ile ilişkili olarak meydana gelen problemler ve çözüm önerilerini incelemişlerdir. Klinik MR cihazlarında kullanılan 1.5 ~ 3.0 T arasındaki statik manyetik alanın ferromanyetik objelerde tork ve manyetik kuvvet oluşturduğu, dolayısıyla implantın bulunduğu yeri değiştirerek hastanın zarar görmesine sebep olmakta veya MR görüntülerinde artefakt meydana geldiği görülmüştür.

Günümüzde üretilen implantlarda ferromanyetik malzemeler kullanılmadığı veya çok daha düşük miktarlarda kullanıldığı için tork ve manyetik kuvvet problemi ciddi bir sorun teşkil etmemektedir. Görüntü artefaktları da; ferromanyetik malzemelerin oranının düşürülmesi ve görüntü işleme teknikleri ile giderilmektedir. Ancak; 64 MHz veya 128 MHz seviyelerinde üretilen RF manyetik darbelerinin; iletken implanlarda, aktif implant kablolarında veya tellerde aşırı ısınmaya sebep olduğu görülmüştür. MRG sırasında iletken bir kablo üzerindeki ısınmanın maksimum olacağı en kötü koşullar altında yapılan deneylerde; ısınmanın oda sıcaklığından 57°C seviyelerine kadar geldiği görülmüştür. Bu ısınmanın düşürülmesi için ise maksimum ısınmanın olduğu kablo ucuna L-C filtre tasarlanarak yerleştirilmiştir. Bu filtre sayesinde ise ısınmanın % 90 oranında düştüğü görülmüştür [51].

- SM Park ve ark.; MRG sırasında vücuda yerleştirilmiş elektrod ve tıbbi kablolarda oluşan RF etkili ısınmayı, elektrik alan transfer fonksiyonu ile hesaplamışlardır. Isınma miktarının hem elektrik alanın genliği, hem de kablo yüzeyine tanjant olan elektrik alanın faz dağılımına bağlı olarak değiştiğini belirlemişlerdir. Boyları 10~25 cm arasında değişen 4 farklı boyuttaki kablolar 6 dakika boyunca 64 ve 128 MHz frekansta elektrik alan uygulanmış ve maksimum sıcaklık değişimini en uzun kabloda 15.3 °C olarak hesaplamışlardır [52]
- Mattei ve ark.; flor optik termometre problemlerini kullanarak MRG sırasında düz metalik yapılardaki ısınmanın değerlendirilmesindeki sıcaklık ve SAR ölçümü hatalarını araştırmışlardır. Bunun için numune olarak bir kalp pili kablosu kullanılmıştır. Deneysel olarak yapılan çalışmada; numune üzerine 25, 64 ve 128 MHz frekanslarda akım uygulanmıştır. Kablo uç bölgesindeki sıcaklık değişimi ise flor optik termometre kullanılarak ölçülmüştür. Sıcaklık değişimleri; termometre prob ucunun kalp pili kablo ucu üzerine 4 farklı konfigürasyonda yerleştirilmesi ile ayrı ayrı kaydedilmiştir. Bu konfigürasyonlar; enine temas, yan-yan temas, uç-ucu temas ve uç-yan teması olarak belirlenmiştir. Bu konfigürasyonlara bağlı olarak aynı MR koşulları ve aynı deney düzeneği üzerinde farklı sonuçlar elde edilmiş ve SAR ile sıcaklık ölçümlerinin sırasıyla % 45 ve % 54 seviyelerinde hata meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır. Hata oranının en düşük olduğu sensör-numune temas

konfigürasyonunun enine temas olduğu, en yüksek olduğu konfigürasyonun ise uç-uça temas olduğu gözlenmiştir [53].

- Eryaman ve ark., lineer faz elektrik alan varyasyonunun implant edilmiş tel üzerindeki ısınmaya olan etkisini araştırmışlardır. Bunun için 6 cm yarıçapında düz ve sarmal yapıda iki ayrı tel modellenmiştir. Her bir tel; yarıçapı 7.5 cm, uzunluğu 22 cm olan silindirik bir baş fantomuna yerleştirilmiş, vücudun iletkenliği 0.5 S/m ve bağıl geçirgenliği 70 olarak modellenmiştir. Uyarım olarak ise RF sargısından gelen alan simülasyonda fantom üzerine uygulanmıştır. Sarmal tel üzerindeki faz; lineer olarak 8.8 rad/m değerinde değiştirilmiştir. Sarmal ve düz tel uçlarındaki yük yoğunlukları hesaplanmıştır. Deneylerde, her iki örnek için lineer faz elektrik alan uygulanmış ve bölgesel SAR değerleri karşılaştırılmıştır. Sarmal tel uçlarındaki SAR değeri 10 ile 2 arasında değiştiğinden eliminasyon oranı düz tele kıyasla daha yüksektir. Dolayısıyla bunun bir uygulaması olan nörostimülatör implantasyonunda kullanılacak uyarı telinin sarmal yapıda implante edilmesinin daha güvenli olacağı sonucuna ulaşılmıştır [54].
- Camps-Raga ve ark; 1.5 T ve 3.0 T manyetik alan etkisi altında damar içi stent greftlerinde SAR ile sıcaklık artışını nümerik ve deneysel olarak araştırmışlardır. Bunun için 64 ve 128 MHz MR sistemleri kullanılmıştır. Farklı metalik içerikli stent numuneleri bu MR sistemleri içersisine konumlandırılmış ve yüzeylerindeki ısı artışı ile SAR değerleri ilişkilendirilerek sonuçlar değerlendirilmiştir. Nümerik araştırma için bir simülasyon programı aracılığı ile iki adet damar içi stent grefti tasarlanmış ve tüm bileşenleri süper iletken olarak tanımlanmıştır. Simülasyonda numuneler; modellenen bir fantom içersisine yerleştirilmiş ve fantomun içersisi jel yapı ile doldurulmuştur. Jelin elektrik iletkenliği 0.46 S/m, bağıl dielektrik geçirgenliği ise 81 olarak ayarlanmıştır. Deneysel çalışmada; aynı konfigürasyon ile iki stent grefti iki farklı MRG sistemi içersisine yerleştirilmiş ve fiber optik termometre vasıtasıyla numuneler üzerindeki sıcaklık değişimi kaydedilmiştir. 1.5 T ve 3.0 T sistemlerin içersisindeki numune üzerinde; simülasyon sonuçlarında elde edilen SAR değerleri greftlerin iki uç bölgesinde kontrol edilmiş, 1.5 T altındaki maksimum SAR artışının 22.8 W/kg, 3T altında ise 46.8 W/kg olduğu gözlenmiştir.

Ayrıca; greft uçlarındaki sıcaklık artışı 1.5 T MRG cihazında 0.2°C ve 0.5°C , 3.0T sistem altında ise 0.9°C ve 1.3°C olarak gözlenmiştir [55].

- E Cabot ve ark.; 1.5 T manyetik alan altında bulunan derin beyin stimülatörlerinde oluşan RF etkili ısınmayı değerlendirmiştir. Bunun için paslanmaz çelik kutu ve dielektrik başlığa bağlı hem spiral hem de düz yapıda yalıtılmış kablodan oluşan bir derin beyin stimülatörü oluşturmuşlardır. MR ortamı için ise 64 MHz frekansta sinyal üreten RF sargısı kullanmışlardır [56].

MRG'nin fiziksel etkilerinin bilgisayar ortamında analiz edilmesi ile ilgili çalışmalar;

- Oberle; medikal implantların MRG güvenilirliği belirleme yöntemlerini incelemiştir. Aktif ve pasif medikal implantların MRG sırasında ısınma miktarlarının; RF darbe sıklığına, sargı tasarımına, hastanın/implantın MR tarayıcı içerisindeki konumu ve duruşuna, hastanın anatomisine, implantın uzunluğuna ve geometrisine, implantın RF elektriksel ve ısı özelliklerine, MRG ortamındaki enerjinin 3D dağılımına bağlı olarak değişmektedir. Aktif ve pasif implantlar maksimum enerji emiliminin ve ısınmanın oluşacağı en kötü koşullar altında test edildiğinde MR cihazı ve hasta için güvenli ise MRG sırasında güvenle kullanılabilir. Bunun belirlenmesinin yegane yolu ise simülasyon ve deneylerin gerçekleştirilmesidir. Oberle; SEMCAD X programı aracılığı ile RF etkili ısınmanın simülasyonunu ve deneylerini gerçekleştirmiştir. Bunun için 64 MHz RF sargısı içerisinde farklı kilolarda ve dolayısıyla farklı biyolojik özelliklerde oluşturulan insan modelleri yerleştirilmiş ve her birine kalp pili takılarak simülasyon gerçekleştirilmiştir. [57].
- Li ve ark.; küçük medikal implantlardaki MRG-RF etkili ısınmayı tahmin etmek için ölçeklendirme yaklaşımını kullanmışlardır. Bunun için SEMCAD simülasyon programında 10 cm uzunluğunda bir metalik stent tasarlanmış, ASTM fantomu içerisinde 12 farklı konuma yerleştirilerek elektrik alan dağılımı ve buna bağlı sıcaklık değişimleri kaydedilmiştir. Fantom içerisindeki jel elektriksel açıdan kayıplı ortam olduğundan, fantomun kenarına yakın bölgelere yerleştirilen numunelerde elektrik alan yoğunluğu ve sıcaklık değişiminin daha fazla olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre, 15 dk'lık MR çekimi sırasında 100 V/m gücündeki elektrik alan şiddetinin 2.83°C sıcaklık değişimine neden olduğu anlaşılmıştır [58].

- Liu ve ark.; 1.5 T MRG sistemi içerisindeki harici sabitleme cihazları için izolasyon malzemesi kullanımının RF etkili ısınmaya olan etkisini araştırmışlardır. Farklı dielektrik sabitine sahip izolasyon malzemelerinin kullanılmasıyla RF etkili ısınmanın azaltılabileceği sonucuna varılmıştır. Çalışma, SEMCAD X simülasyon programı aracılığı ile yapılmıştır. Bunun için harici sabitleme cihazı tasarlanmış ve bir fantom üzerine yerleştirilmiştir. Harici sabitleme cihazının yüzeyine izolasyon katmanı eklenmiş ve bu katmanın bağl dielektrik geçirgenliği 1~9 arasında değiştirilmiştir. Bütün izolasyon katmanlarının elektrik iletkenliği 0 olarak seçilmiştir. 64 MHz 1.5 T MR sistemi içerisinde analiz gerçekleştirilmiştir. Maksimum ısınmanın sabitleme cihazının doku içerisine takıldığı uç bölgede olduğu görülmüştür. Farklı izolasyon seviyelerinde ve farklı miktarlarda elektrik akım indüklendiği kaydedilmiş, sonuçta en fazla yükün; bağl dielektrik geçirgenliği 2 olarak seçilen izolasyon katmanına sahip numunede olduğu görülmüştür. Sonuç olarak ise izolasyon katmanının, RF etkili ısınmayı % 67 oranında düşürebildiği saptanmıştır [59].

MRG sırasında kullanılan manyetik alan ve manyetik darbelerin MR görüntülerine olan etkilerinin araştırılması ile ilgili çalışmalar;

- Shellock; metalik nörocerrahi implantlarının 1.5 T'lık manyetik alan ile etkileşimi, ısınması ve artefaktlarını incelemiştir. Bunun için ticari olarak 1., 2. ve 4. dereceden saf titanyumdan ve farklı boyutlarda F136-6Al4V titanyum alaşımından üretilen 7 farklı metalik nörocerrahi implantı kullanmıştır. İmplantlar; % 91 su, % 0.12 NaCl kullanılarak dielektrik sabiti yaklaşık 80 ve 64 MHz'de, iletkenliği 0.8 S/m olan hidroksietil-selüloz jel ile doldurulmuş bir fantom içerisine yerleştirilmiştir. Deney koşulları; 1.4 W/kg SAR değerinde ve 15 dk süre boyunca T1 ağırlıklı spin-eko ve gradient-eko sekanslarının uygulanması olarak belirlenmiştir. Bu şartlar altında implant üzerinde meydana gelen sapma açısı, tork, ısınma ve MR görüntülerindeki artefaktlar kaydedilmiştir. Maksimum sıcaklık değişiminin 0.6°C olduğu görülmüştür. Tork analizi için implantlar; maksimum torkun görüleceği bölge olan MR sargısının merkez noktasına yerleştirilmiştir. Sapma açısı ve tork değerleri bütün implantlar için 0 olarak gözlenmiştir. Sıvı dolu plastik fantom üzerine sabitlenen implant, MR mıknatısı içerisine yerleştirilmiş ve 500 ms aralıklarla uygulanan

spin-eko ile 100 ms aralıklarla uygulanan gradient-eko sekansları ayrı ayrı kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Görüntülerde meydana gelen artefaktlar ise fantom üzerinde bulunan implantın boyutuna göre ölçeklendirilmiştir. Genel olarak görüntü artefaktlarının az olduğu görülse de maksimum artefaktın gradient-eko sekansında olduğu görülmüştür [60].

- Hargreaves ve ark.; MRG sırasında metal etkili artefaktları araştırmışlardır. Vücut içerisindeki metal içerikli implantların MR ortamında kullanım açısından güvenli olsalar dahi; sinyal kaybı, yağ baskılama oranında kayıp, geometrik kayma, parlama gibi bozulmalara yol açarak MR görüntülerine ciddi derecede etki etmektedir. Bu da implantın yakın bölgesindeki biyolojik dokunun doğru değerlendirilmesinde sorun teşkil etmektedir. MR görüntülerinde; metalik implantlardan kaynaklanan bozulmanın temeli, MR görüntüleme prosedürü ile ilişkilidir. MR görüntülerinin oluşturulması için veri kaydı esnasında gelen bilgiler, presesyon frekansına bağlı olarak adreslendirilir. Metalik implantların manyetizasyonu nedeniyle, görüntü oluşturma esnasında, verilerin görüntü matrisi içerisinde farklı bir adrese yazılması sonucunda, kayma etkisi oluşmaktadır. Görüntü artefaktlarının giderilebilmesi veya azaltılması için bazı yöntemler incelenmiştir. Sinyal kaybını engellemek için “spin eko” kullanımı veya “eko zamanının” ultra-kısa seçilmesi önerilmektedir. Yağ baskılama oranındaki kaybın giderilmesi için; STIR (Short T1 Inversion Recovery) görüntüleme kullanılabilir. Geometrik bozulmayı engellemek için, veri okumadaki band genişliğini artırma ve alan-haritası tabanlı düzeltme yöntemleri uygulanabilir [61].
- Smith ve ark.; metalik protezlerin yakın bölgelerinde MRG sınırlarının karakterize edilmesi ile ilgili çalışmalarda bulunmuşlardır. Malzeme tabanlı duyarlılık haritalarının oluşturulabilmesi için tüm kalça ve diz protezlerinin 3D modelleri, farklı türdeki malzemelerin ataması yapılarak oluşturulmuştur. Kalça protezinin femur ve asetabular kısımları Ti-6Al-4V, baş kısmı CoCrMo ve eklem-bağlantı kısmı UHMWPE olarak modellenmiştir. Diz protezi için ise; femur kısmı CoCrMo, tibia plakası ile bağlantı ucu Ti-6Al-4V ve tibia ayağı UHMWPE olarak modellenmiştir. Malzeme türlerinin farklı olması manyetik alan duyarlılığını değiştirerek protezin yakın bölgelerindeki manyetik alanın bozulmasının farklı seviyelerde olmasına neden olmaktadır. 1.5 T ve 3.0 T MR

sistemleri modellenerek protezlerin muhtemel MR görüntüleri kaydedilmiştir. Uyarlanmış K-uzayı dipol çekirdeği kullanılarak protez yüzeyine olan uzaklığa bağlı olarak değişen 3D manyetik alan bozulmalarının haritası çıkarılmıştır. Sonuç olarak kullanılan metalik protezlerin yakın bölgesinde RF uyarımı esnasında su ve yağ baskılama oranında, kimyasal kayma ve frekans kodlama sırasında meydana gelebilecek görüntü bozulmaları analiz edilmiştir [62].



2. BÖLÜM

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada; öncelikle MRG ile metalik implant etkileşimi sonucu meydana gelen manyetik kuvvet, tork oluşumu ve sıcaklık artış miktarı hesaplanmıştır. Bu fiziksel etkilerin bilgisayar benzetimi de Sim4Life platformunda tasarlanarak yapılmıştır. Çalışmamızın deneysel uygulama kısmında ise; tıbbi amaçlar için kullanılan Titanyum alaşım, UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene – Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen), CoCrMo alaşım, 316L ve 316LVM medikal paslanmaz çelikten üretilmiş farklı şekil ve boyutlarda 21 ayrı implant numunesinin MRG uyumluluk ve güvenilirlikleri ilgili ASTM standartları baz alınarak test edilmiştir. Numuneler insan vücudunu taklit eden bir ortama alınarak manyetik kuvvet ile tork oluşumu MRG öncesi kontrol edilmiştir. MRG sırasında meydana gelen sıcaklık artışı ise Osensa Innovations firmasının üretimi FTX-LUX-200 model fiber optik sıcaklık ölçüm sistemi kullanılarak kaydedilmiştir.

Deneyler sırasında Erciyes Üniversitesi Çocuk Radyoloji Bölümünde bulunan Siemens marka 1.5 T MRG cihazı kullanılmıştır. MRG için Gradient Eko ve Turbo Spin Eko MRG görüntüleme sekanslarında axial ve sagittal kesitlerde toplam 4 farklı MRG görüntüleri 15'er dakikalık süre boyunca alınmış ve elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir. Aynı zamanda test edilen implantların MRG görüntülerinde meydana getirdikleri görüntü artefaktı da malzeme içeriğine, şekline ve boyutuna bağlı olarak analiz edilmiştir.

2.1. MRG Sırasında Medikal İmplantlar ile Elektromanyetik Etkileşim

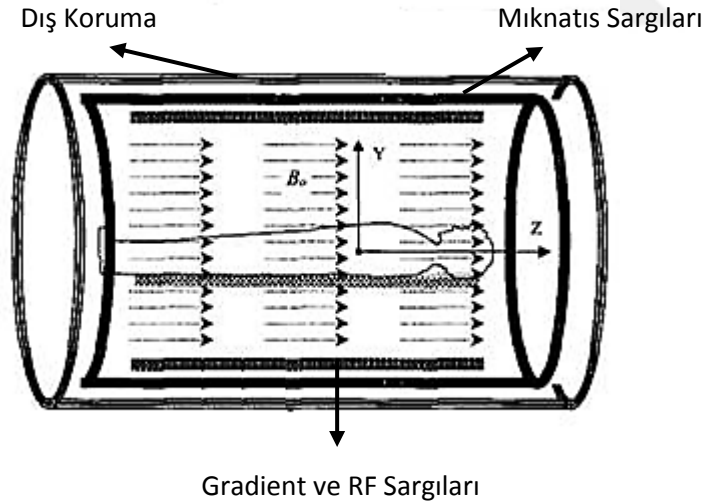
Medikal implant bulunduran kişilerin de girişimsel olmayan ve yüksek çözünürlükte görüntü imkanı sağlayan MRG'den yararlanması istenir. MRG tarayıcılarındaki

manyetik alanlar ile medikal implantın etkileşiminin ve bunun sonucunda meydana gelen fiziksel değişimlerin, hastaya zarar vermemesi önemlidir.

Bu bölümde; MRG sırasında; statik manyetik alan, gradient alan ve RF manyetik darbeleri olarak yararlanılan elektromanyetik alanların, metalik içerikli implantlar ile etkileşimi ve bunun etkileri incelenmiştir.

2.1.1. Statik Manyetik Alanın Etkileri

MR görüntüleyicilerdeki en temel bileşen olan statik manyetik alan; klinik uygulamalarda genellikle 0.5~3.0 T aralığında değişen seviyede oldukça düzgün bir dağılım oluşturacak şekilde üretilir. Bunu sağlamak için genellikle süper iletken mıknatıslardan yararlanılmaktadır. Manyetik alan şiddetinin artırılması, elde edilen görüntünün kalitesini artırmaktadır. Silindirik yapıdaki bir MRG'deki manyetik alan; içeride yatan hastaya paralel bir hat üzerinde dağılır ve genellikle z-ekseni yönünde gösterilir. Şekil 2.1.'de; MR görüntüleyicisindeki bir hasta ve bulunduğu ortamdaki statik manyetik alanın dağılımı gösterilmektedir.



Şekil 2.1. MRG Gantrisi ve İç Bölge Manyetik Alan Dağılımının Şematik Görünümü

2.1.1.1. Manyetik Kuvvet

Statik manyetik alana maruz kalan malzemelerde manyetik kuvvet meydana gelir. Bu kuvvetin şiddeti; malzemenin manyetik dipol moment değerine ve uygulanan manyetik alanın şiddetine bağlı olarak değişmektedir. Bu kuvvetin şiddeti; malzemenin MRG cihazının gantrisine olan mesafesi ile ters orantılıdır.

Bir malzemenin toplam manyetik dipol momentinin ρ olduğunu varsayalım. Bir ortamda bulunan B manyetik alanından kaynaklanarak malzeme üzerinde oluşan manyetik kuvvetin değeri F_m ;

$$F_m = (\rho \cdot \nabla)B \quad (2.1)$$

Kartezyen koordinatlara göre denklem yazıldığında;

$$F_m = \left(\rho_x \frac{\partial B_x}{\partial x} + \rho_y \frac{\partial B_x}{\partial y} + \rho_z \frac{\partial B_x}{\partial z} \right) \hat{x} + \left(\rho_x \frac{\partial B_y}{\partial x} + \rho_y \frac{\partial B_y}{\partial y} + \rho_z \frac{\partial B_y}{\partial z} \right) \hat{y} + \left(\rho_x \frac{\partial B_z}{\partial x} + \rho_y \frac{\partial B_z}{\partial y} + \rho_z \frac{\partial B_z}{\partial z} \right) \hat{z} \quad (2.2)$$

B manyetik alanının x ve y yönündeki bileşeni 0 olduğundan, malzeme üzerinde oluşan manyetik dipol momentin tek bileşeni de ρ_z olacaktır. Dolayısıyla implant üzerindeki kuvvet de z eksenine yönünde olacaktır. Buna göre yukarıdaki denklem düzenlenirse;

$$F_m = \rho_z \frac{\partial B_z}{\partial z} \hat{z} \quad (2.3)$$

Hacmi V ve satürasyon manyetizasyonu M_s olan bir implant üzerinde MRG cihazında iken oluşan manyetik kuvvetin şiddeti;

$$F_m = \frac{M_s \times V}{\mu_0} \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (2.4)$$

$M_s \times V$: İmplantın Manyetik Momenti

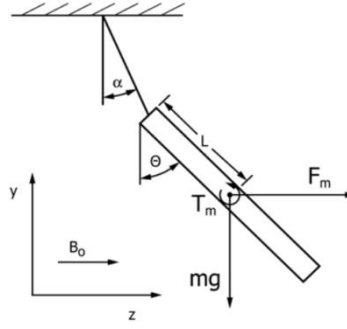
μ_0 : Havanın Bağıl Geçirgenliği ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m)

dB/dz : Manyetik Alan Gradienti

Manyetik kuvvetin yanında yerçekimi kuvvetinin de etkisi olacaktır. Kütle yoğunluğu ρ_m olan bir implant üzerindeki yerçekimi kuvvetinin (g) etkisi;

$$F_g = \rho_m g V \quad (2.5)$$

Bir medikal implanta etki eden manyetik kuvvet ve yerçekimi kuvvetleri birbirlerine diktir. Şekil 2.2.'de gösterildiği gibi; MRG ortamında bulunan bir objenin bahsi geçen bu kuvvetlerden etkilenme miktarını belirlemek için iki kuvvetin birbirine oranını belirlemek faydalı olacaktır. Bu durumda yeni denklem Denklem 2.6.'daki gibidir [63].



Şekil 2.2. Ferromanyetik Objenin Manyetik Alan İçerisinde Sapması

$$\frac{F_m}{F_g} = \frac{\frac{M_s V \partial B_z}{\mu_0 \partial z}}{\rho_m g V} = \frac{M_s}{\mu_0 \rho_m g} \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (2.6)$$

Yukarıdaki denkleme göre; ferromanyetik bir element olan demirden ve titanyumdan yapılan iki farklı implantın 2 T/m gradient manyetik alan uygulanan bir MRG cihazındaki statik manyetik alandan etkilenme miktarlarını; elementlerin satürasyon manyetizasyonu (M_s) ve kütle yoğunluk (ρ) değerlerini kullanarak hesaplırsak;

Demir için; ($M_s \cong 2.2 \text{ T}$, $\rho_{Fe}=7850 \text{ kg/m}^3$)

$$\frac{F_m}{F_g} = \frac{M_s}{\mu_0 \rho_m g} \frac{\partial B_z}{\partial z} = \frac{2.2 \text{ T}}{4\pi 10^{-7} \text{ H/m} \cdot 7850 \text{ kg/m}^3 \cdot 9.8 \text{ m/s}^2} 2 \text{ T/m} \cong 45.5 \quad (2.7)$$

Titanyum için; ($M_s \cong 10^{-4} \text{ T}$, $\rho_{Ti}=4500 \text{ kg/m}^3$)

$$\frac{F_m}{F_g} = \frac{M_s}{\mu_0 \rho_m g} \frac{\partial B_z}{\partial z} = \frac{10^{-4} \text{ T}}{4\pi 10^{-7} \text{ H/m} \cdot 4500 \text{ kg/m}^3 \cdot 9.8 \text{ m/s}^2} 2 \text{ T/m} \cong 0.001 \quad (2.8)$$

Bu hesaplamalara göre; güçlü bir statik manyetik alandan, manyetik olmayan yapıdaki bir implant manyetik özellikte olanlara göre yaklaşık olarak $1/45500$ oranında etkilenmektedir. Dolayısıyla manyetik olmayan özellikteki bir implantta; MRG ortamında bulundurulması sırasında yok denecek kadar düşük bir manyetik kuvvet oluşacağı için bu türden implantların MRG cihazında kullanılmasında manyetik kuvvet açısından herhangi bir sakınca yoktur.

2.1.1.2. Tork Oluşumu

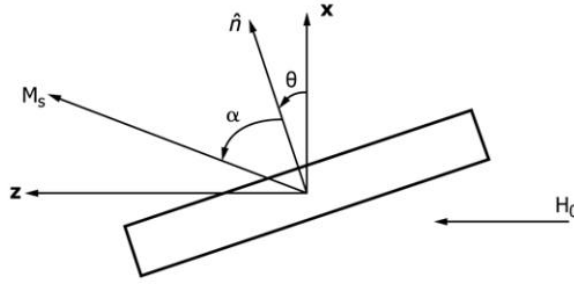
Küresel olmayan nesnelerde; manyetik alanın etkisi altında iken meydana gelen manyetizasyon, manyetik alan boyunca düzgün bir şekilde dağılmayacağından ve kuvvetin yönelimi farklı olacağı için manyetik tork meydana gelmektedir. Aynı şekilde, uygulanan manyetik alana paralel konumlandırılmamış ferromanyetik objeler de manyetik alana paralel konuma gelecek şekilde manyetik tork oluşturmaktadır. V hacimli simetrik eksenli ferromanyetik bir objedeki manyetizma faktörü: N_t ve transvers demanyetizma faktörü: N_n olarak yazılır ise maksimum tork değeri şu denklem ile ifade edilmektedir:

$$\tau_{max} = \frac{M_s^2}{2\mu_0} V(N_n - N_t) \quad (2.9)$$

Denklemden de anlaşılacağı üzere manyetik alan içerisindeki bir objede meydana gelen torkun şiddeti, manyetik kuvvet ile ilişkilidir. Bu nedenle; minimum manyetik kuvvet sergileyen objelerde minimum manyetik tork meydana gelmektedir [64].

Şekil 2.3.'de; düzgün dağılımlı bir manyetik alan içerisinde bulunan bir ferromanyetik objede aşağıdaki kriterler varsayılarak tork oluşumu gösterilmiştir:

1. Statik manyetik alandan indüklenen enerjinin; kartezyen koordinat sisteminde üç demanyetizma faktörü ile iyi bir şekilde ifade edilebilmesi için, objenin düzgün bir yapıda olduğu varsayılmıştır.
2. Obje; manyetizasyonun tamamen xz düzleminde olması için uygulanan statik manyetik alana simetrik bir şekilde yerleştirilmiştir. Böylece, yalnızca vertikal y ekseninde tork meydana gelmektedir.
3. Obje üzerindeki manyetizasyon bileşenlerinin tamamının aynı yönde olmasını sağlayacak kadar büyük bir statik manyetik alan kullanılmıştır.



Şekil 2.3. Ferromanyetik Objedeki Manyetik Torkun Gösterimi

Tork analizi için gereken semboller:

$\mathbf{M}_s$: Tesla biriminde satürasyon (doyma) manyetizasyonu

τ_y : Manyetik alandan kaynaklanan vertikal eksenindeki tork

N_n : Objeye dik düzlemdeki demanyetizasyon

N_t : Objenin düzlemindeki transvers demanyetizasyon

μ_0 : Havanın bağıl geçirgenliği ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m)

H_0 : MRG'deki A/m biriminde statik manyetik alan

B_0 : MRG'deki T biriminde statik manyetik alan ($B_0 = \mu_0 H_0$)

$\hat{n}$: Objenin normal eksen

θ : MRG horizontal düzleminde x eksenine ile $\hat{n}$ arasındaki açı

α : M_s ile $\hat{n}$ arasındaki açı

W_T : Birim hacim başına düşen statik manyetik alan enerjisi

SI birim sistemini kullanarak, birim hacimdeki toplam statik manyetik enerji şu şekilde ifade edilmektedir:

$$W_T = \frac{-M_s^2}{2\mu_0} (N_n - N_t) \sin^2 \alpha - M_s H_0 \sin(\theta + \alpha) \quad (2.10)$$

Dengenin sağlanması için $\partial W_T / \partial \alpha = 0$ olmalıdır. Böylece;

$$\frac{\partial W_T}{\partial \alpha} = \frac{-M_s^2}{2\mu_0} (N_n - N_t) \sin 2\alpha - M_s H_0 \cos(\theta + \alpha) = 0 \quad (2.11)$$

y eksenindeki tork;

$$\tau_y = M_s H_0 \cos(\theta + \alpha) V \quad (2.12)$$

Torkun maksimum değeri;

$$\tau_{max} = \frac{M_s^2}{2\mu_0} (N_n - N_t) V \quad (2.13)$$

Maksimum manyetik tork değeri statik manyetik alana bağlı değildir fakat bu torkun açısal bağımlılığı H_0 ile değişmektedir. Manyetik tork; implantın uzun eksenini statik manyetik alan doğrultusu ile aynı hizaya getirecek doğrultuda olacaktır [65].

2.1.2. Gradient Manyetik Alanın Etkileri

Gradient alanlar; manyetik alanın uzaysal varyasyonudur. MR görüntüleyicilerde uzaysal olarak rezonans durumuna geçirilecek kesitin belirlenmesinde (kesit seçimi), referans noktaya göre frekansın değiştirilmesinde (faz kodlama) ve uzaysal olarak protonların presesyon frekansını değiştirme (frekans kodlama) amacıyla kullanılmaktadır. B_0 yönünü z eksenini kabul edersek, gradient alanlar; $\partial B_z / \partial x$, $\partial B_z / \partial y$ ve $\partial B_z / \partial z$ şeklinde değişen manyetik alanlardır. Üç yönde de ayrı ayrı oluşturuldukları için x, y ve z gradientleri olarak veya G_x , G_y ve G_z gradientleri olarak isimlendirilirler [66].

Gradient alanlar, ses frekansında ve 5 V/m kadar büyük genlikte elektrik alanlar indükte ederler [67]. Gradientlerden kaynaklanan elektrik akımları, metalik implantlarda yoğunlaşmaktadır. Şekil 2.4.; yalıtılmış bir elektrod telinin uç bölgelerindeki elektrik akımını göstermektedir. Bu yapının uçları arasındaki potansiyel farkı (ΔV) şu denklem ile ifade edilmektedir:

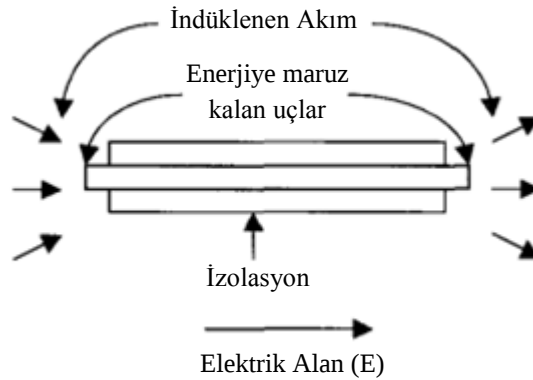
$$\Delta V = El \quad (2.14)$$

E: Tel doğrultusundaki elektrik alan bileşeni

l: Telin uzunluğu

Tel üzerindeki elektrik akımlarının değeri; telin her iki ucundaki direnç değerine bağlıdır. Bu dirençlilik ise temas ettiği biyolojik dokunun yapısı ile değişkenlik göstermektedir. Toplam empedans ise telin, objenin şekli ve enerjinin frekansına

bağlıdır. Nörostimülatör ve kardiyak stimülatörlerindeki gibi düz ve uzun tel şeklindeki yapılarda oluşan elektrik akımının şiddeti artmaktadır. Tel şeklindeki implantların dirençleri birkaç yüz Ω ile birkaç $k\Omega$ arasında değişmektedir. Bu nedenle 1 mA in üzerinde elektrik akımları indüklenebilir.



Şekil 2.4. Yalıtılmış bir tel üzerinde indüklenen elektrik akımları

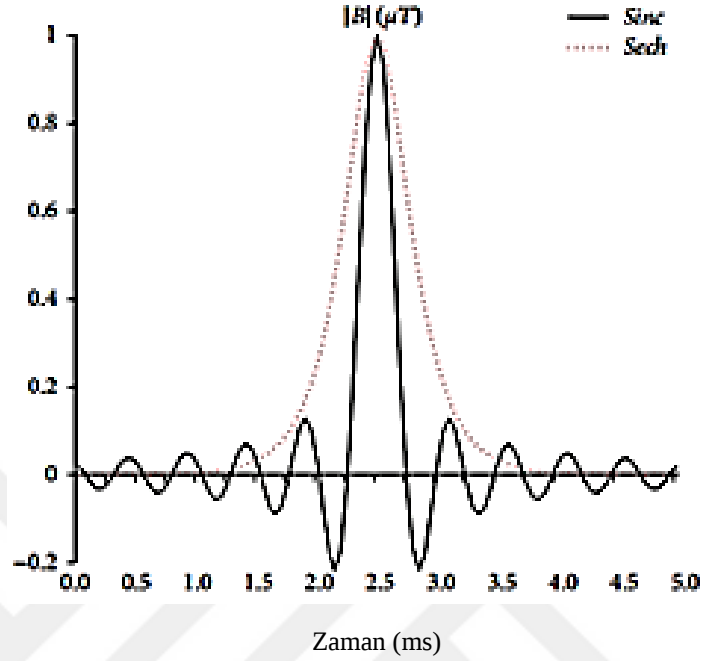
Gradient alanların temel biyoloji etkileri ise sinir uyarımı şeklinde görülmektedir. İmplant içerisinden temas ettiği dokuya doğru oluşan elektrik akımları bu bölgedeki sinirleri etkileyerek uyatabilmektedir.

2.1.3. RF Manyetik Darbelerinin Etkileri

RF manyetik darbeleri; istenilen bölgenin presesyonunu değiştirmek için statik manyetik alana dik olacak şekilde uygulanmaktadır. RF frekansı 42.58 MHz/T olduğu için; 1.5 T manyetik alanda 63.86 MHz olacak şekilde ve μT seviyesinde üretilmektedir. Üretilen RF sinyalinin şekli sinc fonksiyonu gibidir (Şekil 2.5.) ancak farklı görüntüleme sekansları için değişkenlik göstermektedir. Yüksek frekansı nedeniyle bu manyetik alanların yoğunlukları gradient alanlarınkine göre daha fazladır. RF darbeleri dokuda ısınmaya neden olmaktadır. Gradient alanlarda olduğu gibi RF alanların etkisiyle de iletken implantlarda ısınmaya yol açan elektrik akımı meydana gelmektedir. Isınmanın miktarı W/kg birimiyle gösterilir ve fizyolojik açıdan herhangi bir soruna yol açmaması için belirli seviyede tutulmaktadır. Ancak vücutta biyolojik doku dışında metalik implant gibi biyomalzemeler bulunduruluyor ise güvenlik için daha detaylı bir inceleme gerekmektedir [68].

Birim kütle başına ısı birikimi özgül soğurma oranı (SAR) ile ilişkilidir:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad (2.15)$$



Şekil 2.5. RF Darbesinin Şekli

Zamana bağlı olarak değişken B_{rms} ortalama değerine maruz bırakılan R yarıçaplı küre şeklindeki bir objenin SAR değeri aşağıdaki denklem ile ifade edilmektedir [69]:

$$SAR = \frac{2\pi^2 \sigma f^2 B_{rms}^2 R^2}{5\rho} \quad (2.16)$$

σ : Dokunun Siemens birimindeki elektriksel iletkenliği

ρ : Kütle yoğunluğu

SAR değerine bağlı olarak değişen sıcaklık artışının zamana oranı ise şu şekilde gösterilmektedir:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{SAR}{C} \quad (2.17)$$

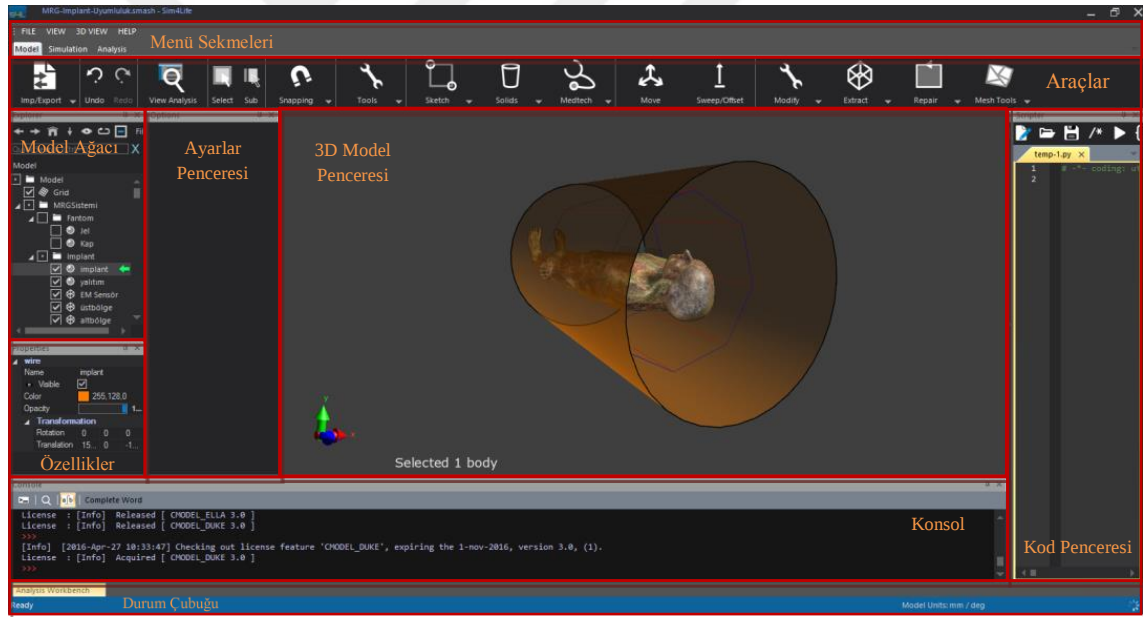
C : Dokunun $J/kg^\circ C$ birimindeki ısı kapasitesi

Uzun metalik implantlar ve özellikle tel şeklindeki yapıların uç bölgelerinde önemli ölçüde ısınma meydana gelmektedir. Şekil 2.4.'deki mekanizmada RF etkili ısınma da meydana gelmektedir. İmplantın ucundan dışarı doğru elektrik akımı oluşmaktadır. Bu

elektrik akımları da yakın bölgedeki dokuları ısıtarak yanmalarına ve yaralanmalarına neden olabilmektedir. Ancak; ısınma miktarı standart seviyelerin altında olan medikal implantlar MRG cihazı ile uyumludur ve bu ortam içerisinde güvenle kullanılabilir.

2.2. Sim4Life Programıyla Simülasyonların Hazırlanması

Medikal implantların MRG uyumluluk ve güvenilirlik analizini yapmak için; *Zurich Med Tech* ile *Schmid&Partner Engineering* firmalarının geliştirmiş olduğu *SIM4LIFE Multifizik Simülasyon ve Analiz Programı* kullanılmıştır. Bu program; biyolojik ve anatomik çevre içerisindeki gerçek olayları modellemek ve istenilen fiziksel şartlar altındaki etkileri analiz etmek için, hesaplanabilir insan fantomları ile fiziksel problem çözümleri birleştiren bir simülasyon platformudur. Şekil 2.6'da; programın arayüzüne ait ekran görüntüsü açıklamaları ile birlikte görülmektedir.



Şekil 2.6. Sim4Life Program Arayüzü

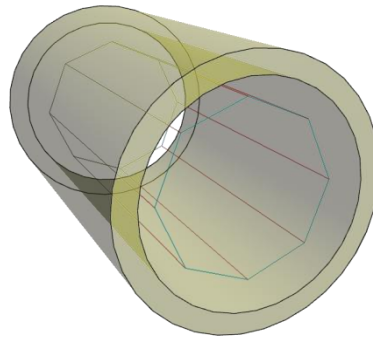
Bu program; *EM FDTD (Electromagnetic Finite-Difference-Time-Domain Method-Zaman Domeninde Sonlu Farklar Metodu ile Elektromanyetik Simülasyon)*, *EM LF (Electromagnetic Low Frequency-Düşük Frekanslı Elektromanyetik Simülasyon)*, *Termal Simülasyon* ve *Akışkanlar Simülasyonu* yapmaya imkan tanımaktadır. Ayrıca, her simülasyon birbirine bağlanarak multifizik simülasyon ve analiz ortamları oluşturulabilmektedir.

Çalışmamızda ise; modellenen bir implant yüzeyindeki sıcaklık değişimi ve elektromanyetik alan dağılımı, bu programın EM FDTD çözücüsü ile termal çözücüsü birleştirilerek analiz edilmiştir. Analiz için öncelikle MRG cihazı, insan vücut fantomu ve bir medikal implant modellenmiştir. MRG cihazındaki gibi oluşturulan manyetik alan dağılımının cihaz içerisindeki bölgede ve vücut içerisindeki bir implantın çevresinde nasıl dağıldığı, bu alanların implant yüzeyinde hangi bölgede ne kadar sıcaklık değişimine sebep olduğu analiz edilmiştir.

2.2.1. MRG Ortamının Oluşturulması

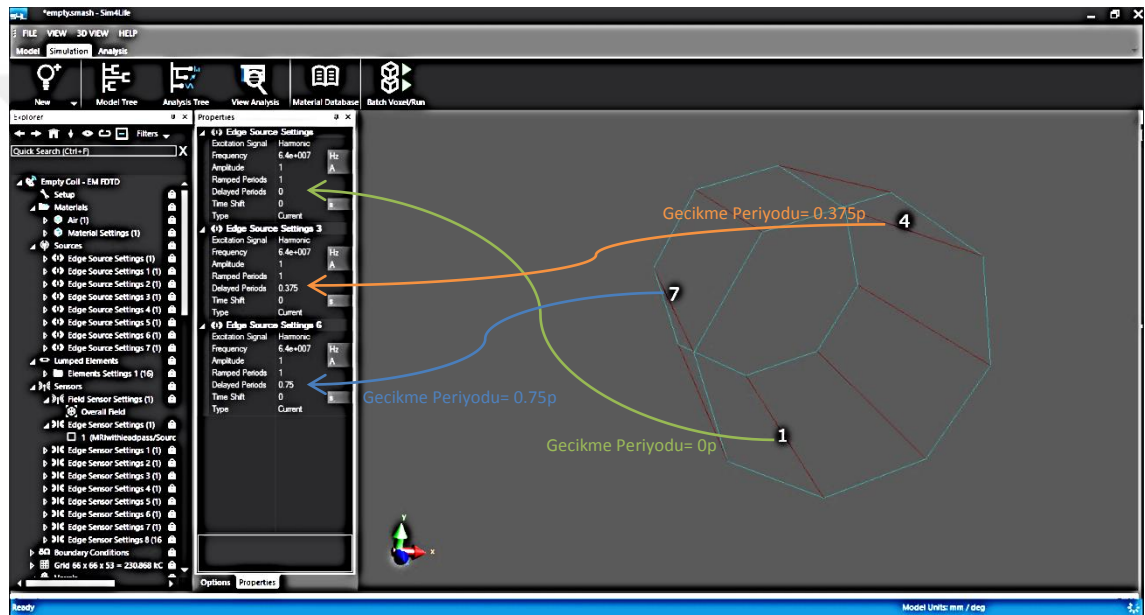
Simülasyonda; medikal implantın yüzeyinde MRG çekimi sırasında meydana gelen sıcaklık değişiminin analizi için öncelikle MRG fiziksel ortamı oluşturulmuştur. Bunu sağlayan MRG kabini ve elektronik sargı modeli tasarlanmıştır. Şekil 2.7.'de bu tasarım gösterilmektedir.

Cihaz kabini içerisindeki manyetik alanı oluşturmak için; 8 farklı koldan 64 MHz frekans seviyesinde belirli zaman aralıkları ile gönderilen elektrik akımlarını taşıyan teller modellenmiştir. Oluşturulan modeldeki kırmızı renkli yapılar elektrik iletimini sağlayan ve manyetik alan oluşturan tellerdir. Manyetik alan dağılımındaki homojenliği sağlamak için ise her bir akım taşıyıcı telin ucuna birbirine paralel şekilde bağlanmış 10 K Ω direnç ve 7.2 pF kapasitör eklenmiştir. Bu yapılar ise mavi renk ile gösterilmektedir. Şekildeki sarı renkli tüp ise yalıtımı ve alan dağılımını sınırlamak için oluşturulan bir tüptür.



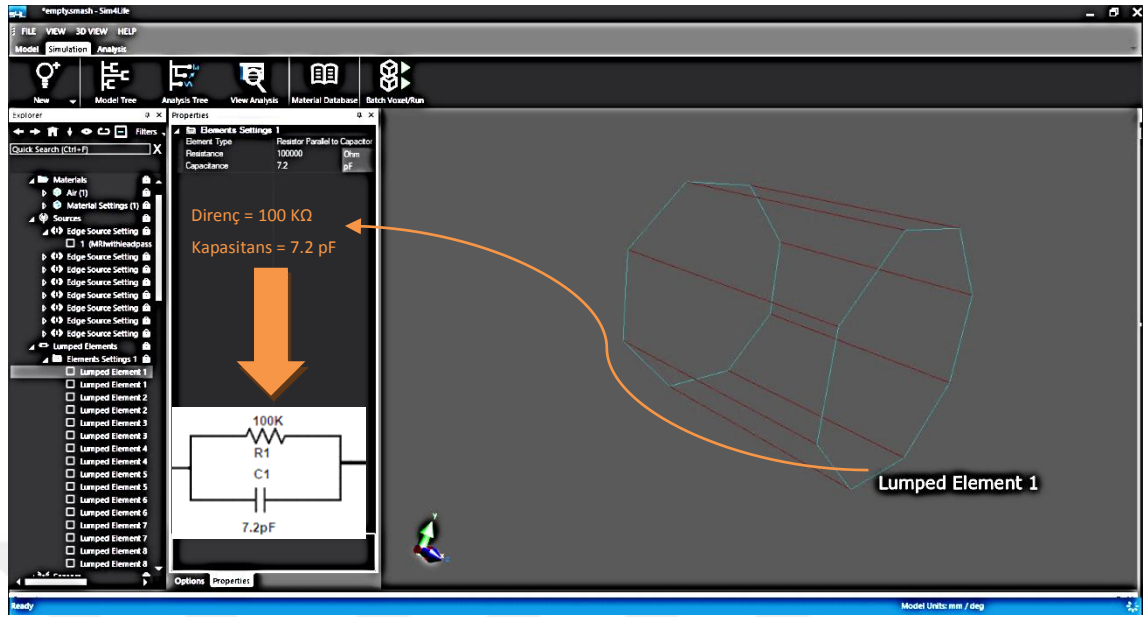
Şekil 2.7. Sim4Life Programında Modellenen MRG kabini ve RF Sargı Modeli

Şekil 2.8.' de görüldüğü üzere; manyetik alanın oluşmasını sağlayan enerji kaynaklarının ayarları 64 MHz frekansta ve 8 kolun her birinde 0.125 periyot gecikme ile gönderilmesi şeklinde belirlenmiştir. Yani; 64 MHz frekanslı harmonik elektrik sinyali dalgasının 8 ayrı koldan her birine sinyal periyodunun 1/8'i kadar geciktirilerek gönderilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bütün simülasyon ise 200 periyotta gerçekleştirilmiştir. Periyot sayısının artırılması, implant ve doku üzerinde biriken enerjinin miktarının artmasını sağlamaktadır. Bu sayede MRG sırasında kullanılan RF manyetik darbeleri de basitçe modellenmiştir.

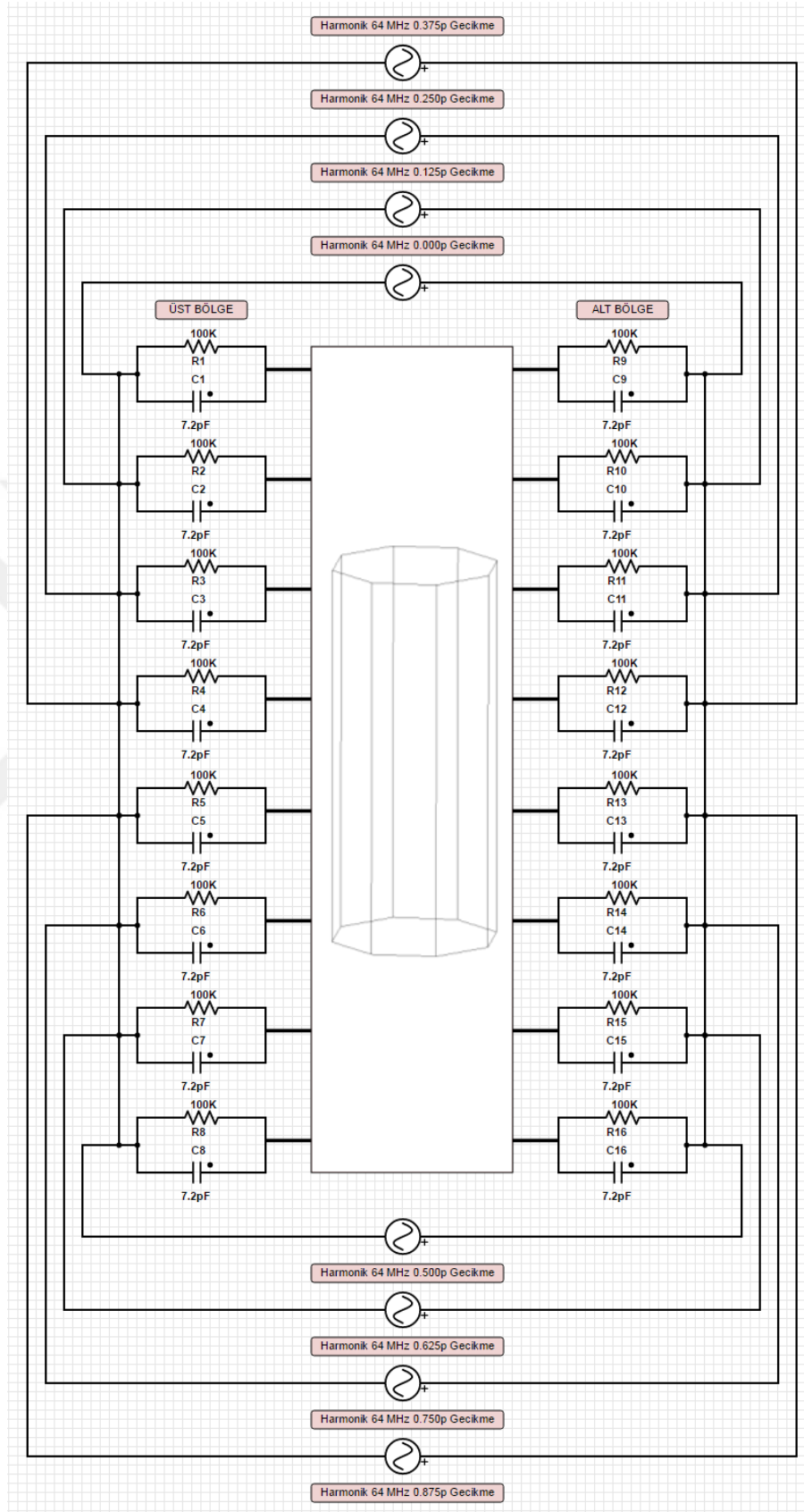


Şekil 2.8. MRG Manyetik Alanı Oluşturulurken Yararlanılan Elektrik Akımları, Frekansları ve Uygulanma Zamanlamasının Ayarları

Şekil 2.9.' da ise manyetik alan homojenitesini sağlamak amacıyla kullanılan RC filtre yapılarındaki 7.2 pF kapasitör ve 10 KΩ direnç değerleri gösterilmektedir. Aynı zamanda; sistemin eşdeğer devre model görünümü de Şekil 2.10.'da çizilmiştir.



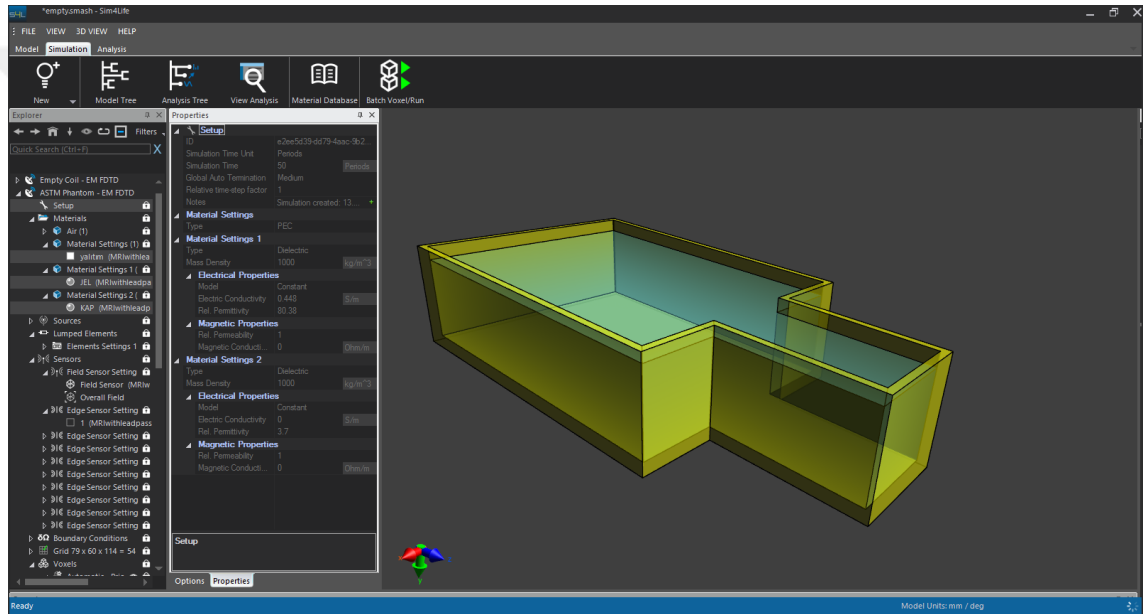
Şekil 2.9. Manyetik Alan Homojenitesini Sağlamak İçin Kullanılan RC Filtre Yapısı



Şekil 2.10. Manyetik Alan Dağılımındaki Homojeniteyi Sağlayan Eşdeğer Devre Modeli

2.2.2. ASTM Fantomunun Modellenmesi

İnsan vücudunun yerine geçen ASTM F2182 standardına göre oluşturulan bir fantom analizlerin gerçekleştirilmesi için çizilerek modellenmiştir. Fantom modelindeki kabın; kütle yoğunluğu 1000 kg/m^3 , elektrik iletkenliği 0 S/m ve bağıl geçirgenliği 3.7 olan bir dielektrik malzeme olarak ayarlanmıştır. Fantom içerisine doldurulan sıvının kütle yoğunluğu 1000 kg/m^3 , elektrik iletkenliği 0.448 S/m , bağıl geçirgenliği ise 80.38 şeklinde ve ilgili ASTM standardına uygun olarak belirlenmiştir. Oluşturulan fantomun görüntüsü Şekil 2.11’de gösterilmektedir.



Şekil 2.11. Modellenen ASTM Fantomu ve ayarları

Çalışmamızda kullandığımız bu program ile yaptığımız analizlerde; ASTM fantomunun dışında, program içerisinde hazır olarak bulunan insan vücudundaki tüm doku ve organlar kullanılarak da aynı deneyler gerçekleştirilebilir. Kullanılan dokunun özelliğine göre fiziksel ortamdaki elektriksel ve termal değerler değişeceği için analiz sonuçlarında da farklılıklar meydana gelecektir. İleriki çalışmalarda; farklı ortam içerisindeki analizlerin yapılarak sonuçlandırılması hedeflenmektedir.

2.2.3. İmplant Modeli

Çözümleme süreleri oldukça uzun olduğu için; yalnızca ASTM standartlarına uygun olarak hazırlanan fantom ve maksimum ısınmanın meydana geldiği tel şeklindeki

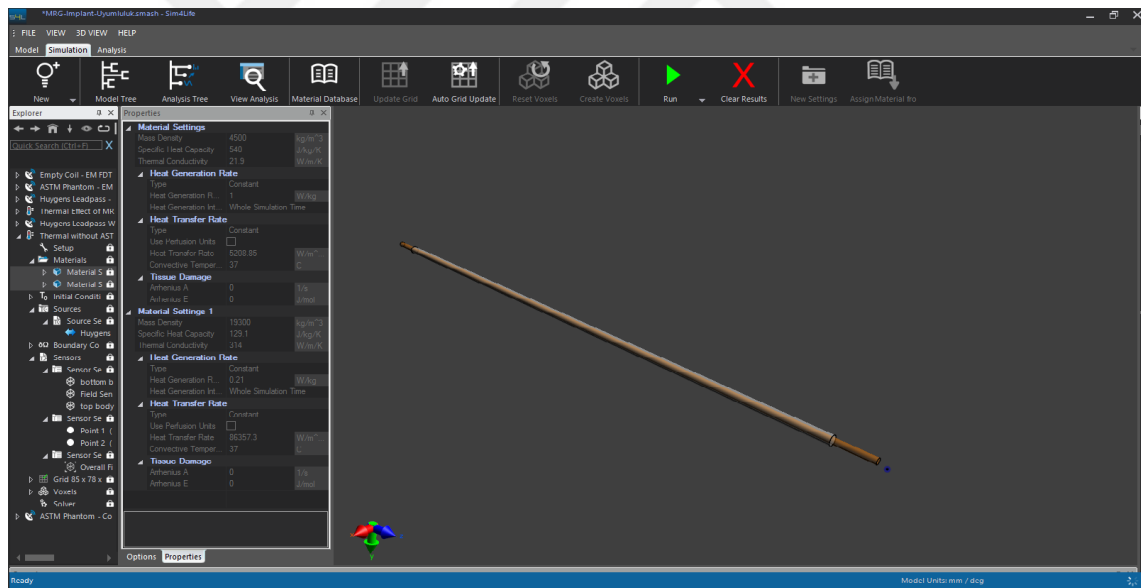
süperiletken bir implant model kullanılarak simülasyonlar hazırlanmış ve sonuçlar kaydedilmiştir.

İmplant modelinin fiziksel parametreleri ve değerleri Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1. İmplant modelinin fiziksel parametreleri ve değerleri

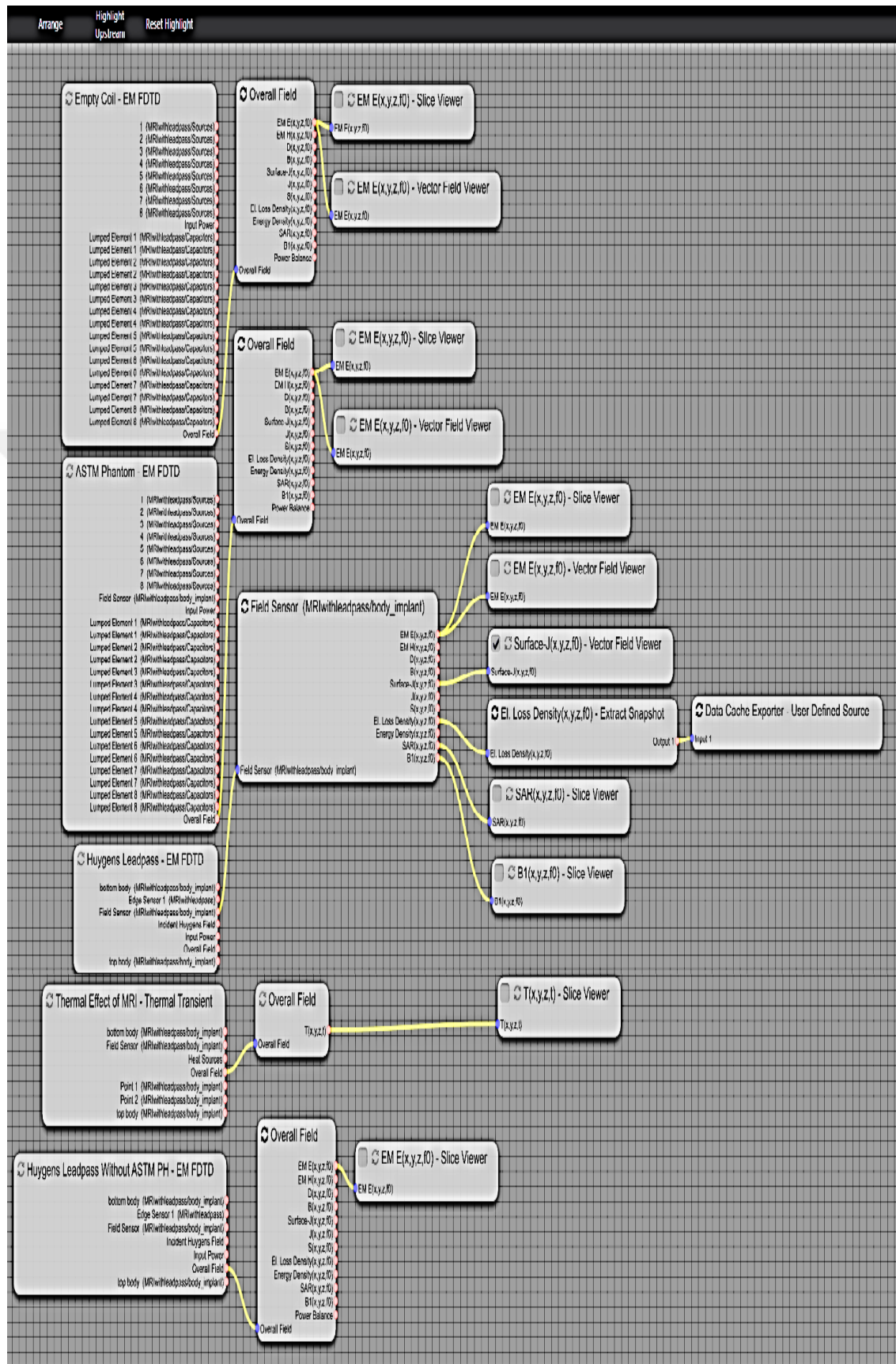
Fiziksel Parametre	Yalıtım	İletken Tel
Malzeme Tipi	Dielektrik	Süper İletken
Kütle Yoğunluğu (kg/m^3)	4500	19300
Özgül Isı Kapasitesi ($\text{J/kg } ^\circ\text{K}$)	540	129.1
Isıl İletkenlik ($\text{W/m } ^\circ\text{K}$)	21.9	314
Isı Transfer Oranı ($\text{W/m}^3 \text{ } ^\circ\text{K}$)	5208.85	86357.3

Simülasyonda kullanılan implant modeli ve özellikleri Şekil 2.12.’de gösterilmektedir.



Şekil 2.12. Simülasyonda kullanılan implant modeli ve özellikleri

Tasarlanan simülasyonda kullanılan modüller ve bağlantıların bulunduğu çalışma diyagramı ise Şekil 2.13’de verilmiştir.



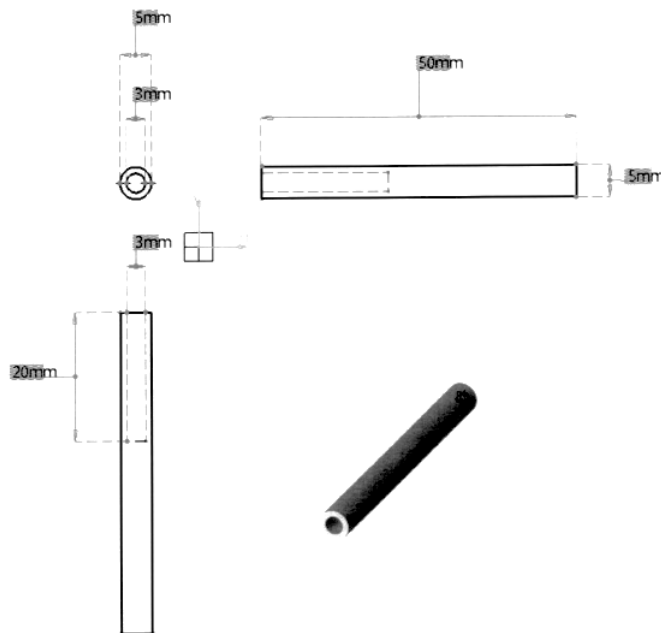
Şekil 2.13 Çalışmamızda oluşturulan simülasyonun diyagramı

2.3. Deneylerde Kullanılan Numuneler

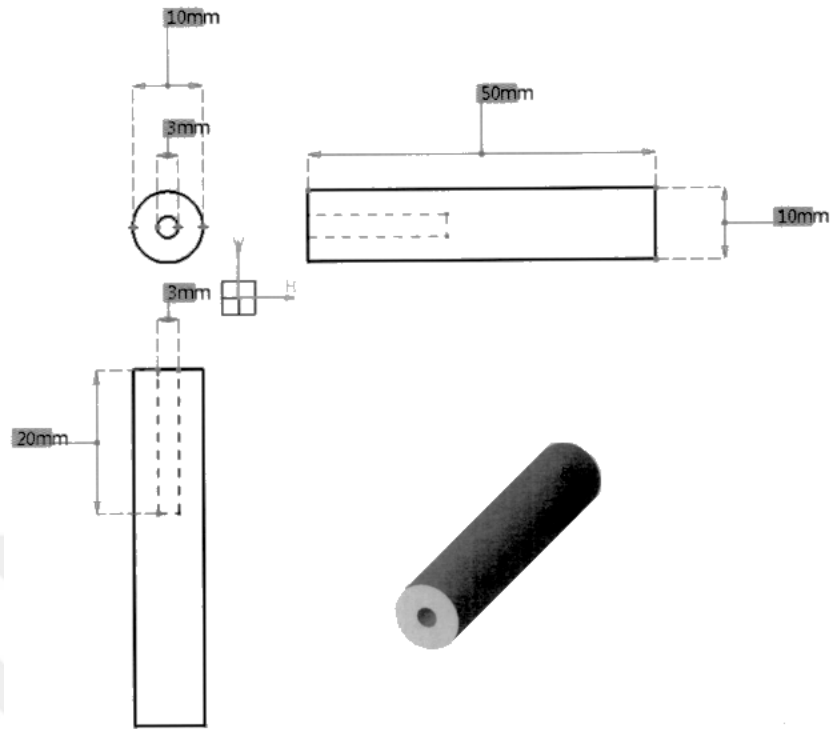
Klinikte kullanılan medikal implantlar kişiye özel olarak üretildiği için şekil ve boyut açısından çeşitlilik göstermektedir. Aynı şekilde, vücut içerisinde kullanıldığı organa göre de malzemesi, şekli ve boyutu değişmektedir. Çalışmamızda da farklı şekillerde ve klinik uygulamalarda kullanılan malzemelerden üretilmiş implant numuneleri kullanılmıştır.

Tasarlanan implant numunelerine ait teknik resimler; Kayseri, Samsun ve İzmir’de bulunan implant üreticisi firmalara gönderilmiştir. Deney numuneleri; bu firmaların medikal implant üretiminde kullandıkları Ti-alaşımı, Polietilen, CoCrMo alaşımlı medikal paslanmaz çelik, düşük karbon alaşımlı medikal paslanmaz çeliklerden ise 316L ile 316 LVM malzemelerinden, istenilen şekil ve boyutlarda üretilmiştir.

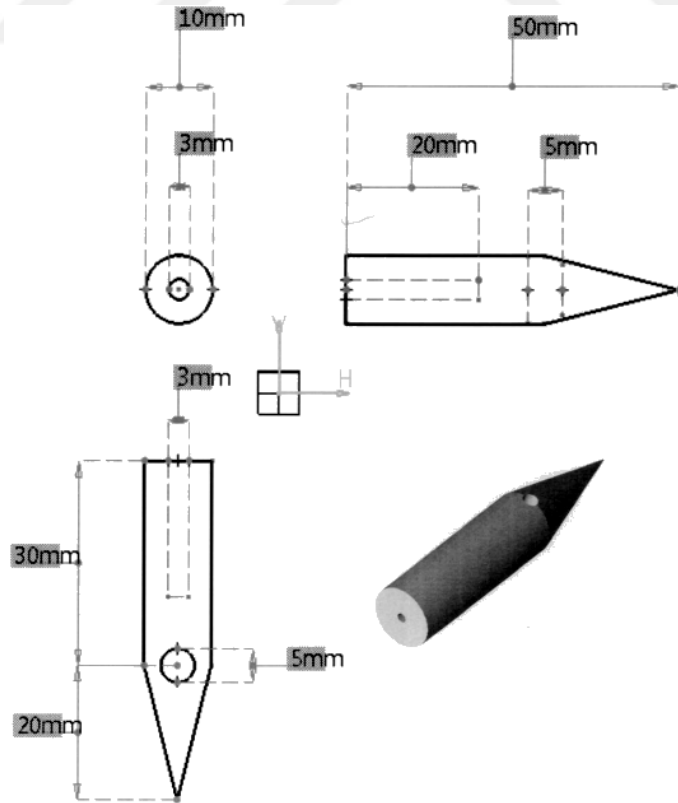
Vücut içerisinde bulunan bir medikal implantın yüzeyinde, MRG sırasında meydana gelen ısınma miktarı da; implantın şekline, boyutuna ve üretiminde kullanılan malzeme tipine göre değişmektedir. Bu nedenle iki farklı kalınlıkta silindirik ve bir ucu silindirik diğer ucu konik şekilde olan implant modelleri teknik resim çizim programında çizilerek hazırlanmıştır. Deney numunelerine ait teknik çizimler Şekil 2.14., Şekil 2.15. ve Şekil 2.16.’de gösterilmektedir.



Şekil 2.14. İmplant Deney Numunesi-1: İnce



Şekil 2.15. İmplant Deney Numunesi-2: Kalın



Şekil 2.16. İmplant Deney Numunesi-3: Sivri

Hazırlanan implant numunelerinin XRF elementel analizleri üniversitemiz bünyesindeki Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (TAUM)' da yaptırılmıştır. Deney numuneleri, listesi ve XRF analiz sonuçları Tablo 2.2.'de görülmektedir.

Tablo 2.2. Deney Numunelerinin XRF Analiz Sonuçları

Numune Adı	İçerik	
	Element	Oran (%)
Ti-Alaşımları	Titanyum (Ti)	96.77
	Demir (Fe)	2.74
	Bakır (Cu)	0.38
	Silisyum (Si)	0.06
	Alüminyum (Al)	0.06
316 LVM Paslanmaz Çelik	Demir (Fe)	63.838
	Krom (Cr)	18.620
	Nikel (Ni)	13.201
	Molibden (Mo)	2.689
	Manganez (Mn)	1.652
316L Paslanmaz Çelik	Demir (Fe)	67.916
	Krom (Cr)	17.062
	Nikel (Ni)	10.358
	Molibden (Mo)	2.019
	Manganez (Mn)	1.478
	Bakır (Cu)	0.505
	Silisyum (Si)	0.325
	Kobalt (Co)	0.143
	Karbon (C)	0.065
	Niobyum (Nb)	0.031
	Vanadyum (V)	0.028
	Kükürt (S)	0.025
	Fosfor (P)	0.023
	Alüminyum (Al)	0.012
	Titanyum (Ti)	0.010

2.4. Deney Düzenegi

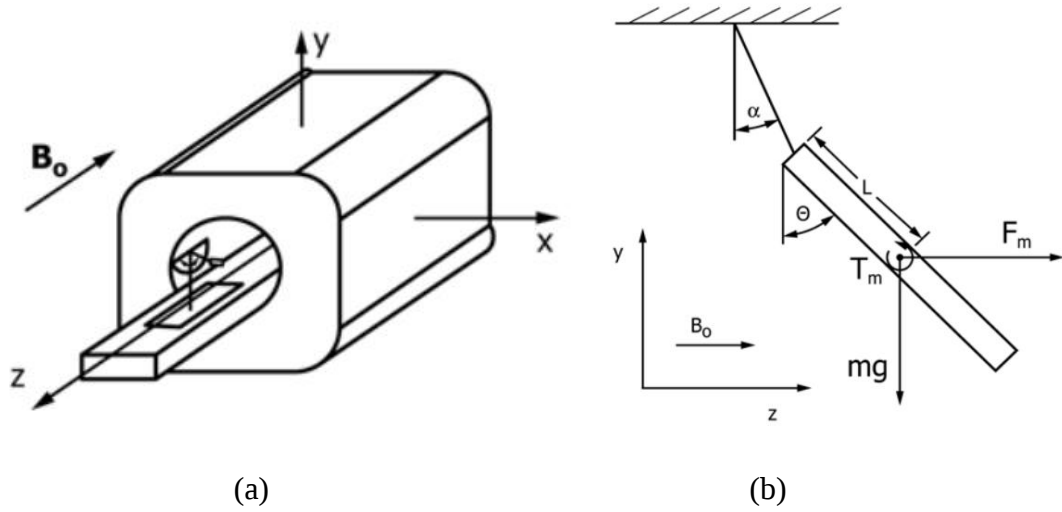
Yapılan deneyler; ASTM F-2052, ASTM F-2119 ve ASTM F-2182 standartlarına göre kurgulanmıştır. Bu standartlardan ASTM F-2052; MRG ortamında bulundurulan medikal alet ve cihazların üzerinde statik manyetik alanın etkisiyle oluşan manyetik kuvvetin ölçüm yöntemlerini içermektedir. ASTM F-2119 standardında; pasif implantlardan kaynaklanan MR görüntü artefaktlarının değerlendirilme prosedürleri açıklanmaktadır. ASTM F-2182 standardında ise; MRG sırasında pasif implant üzerindeki ve yakın çevresindeki RF etkili ısınmanın ölçülmesi ile ilgili test yöntemleri açıklanmaktadır.

Bu açıdan, çalışmamızda yaptığımız deneyler, yukarıda açıklanan standartlarda belirtildiği gibi manyetik etkili kuvvetin değerlendirilmesi, RF etkili ısınma ve görüntü artefaktlarının değerlendirilmesi olmak üzere 3 aşamadan oluşmaktadır.

2.4.1. Manyetik Etkili Kuvvetin Ölçülmesi

Manyetik etkili kuvvet oluşumu testleri ASTM F-2052 standardı baz alınarak uygulanmıştır. Test edilecek numune; MRG kabini girişi veya içerisindeki bir bölgede zemine dik eksenle manyetik olmayan bir sicim ile bağlı ve serbest salınım yapabilecek şekilde tutturulmuştur. Test numunesinin, bağlı olduğu dikey eksen ile yapmış olduğu açı ölçülmüştür. Bu açının 45° 'den düşük olması, cismin MRG cihazındaki statik alandan etkilenme miktarının kendi ağırlığından daha düşük olması anlamına gelmektedir. Bu açıdan; test edilen numunede kullanılan malzemelerden üretilen bir implantın, MRG sırasında statik manyetik alandan etkilenmesiyle hasar verme riskinin dünyanın doğal yerçekimi kuvvetinin etkisiyle hasar verme riskinden daha düşük olduğu yorumu yapılabilir.

Testin uygulanması ile ilgili şematik görüntü Şekil 2.17'da gösterilmiştir.



Şekil 2.17. Pasif medikal implantın statik manyetik alandan etkilenme miktarını ölçmek için kurulan deney düzeneği (a) ve deney sırasında test numunesi üzerinde kontrol edilen parametreler (b)

Şekil 2.17. (b)'de; statik manyetik alan şiddeti B_0 , cismin bağlı olduğu uçtan ağırlık merkezine olan mesafe L , cismin ağırlık merkezi T_m , test edilen numunenin kütlesi m , yerçekimi ivmesi g , statik manyetik alanın cisme uyguladığı kuvvet F_m ve düşey eksen ile yapmış olduğu açı α ile gösterilmektedir.

Test edilen numune üzerinde oluşan F_m kuvvetinin değeri şu şekilkde hesaplanmaktadır:

$$F_m = \tan \alpha \, mg \quad (2.18)$$

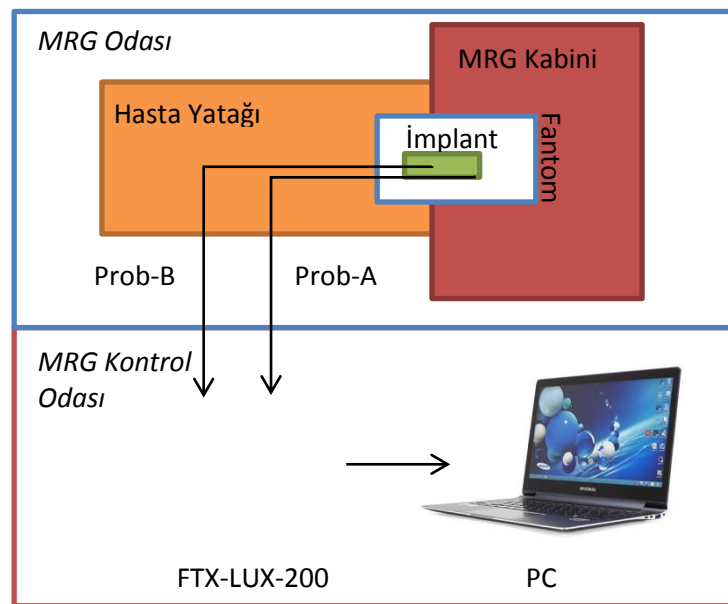
Çalışmamızda kullandığımız deney numunelerinin her biri şekilde gösterildiği gibi test edilmiş ve düşey eksenle yaptığı açı 45° 'den düşük olan numuneler MRG uyumluluk ve güvenilirlik testlerinin ilk aşamasından geçerek ikinci test olan RF etkili ısınmanın ölçülmesine tabi tutulmuştur.

Test edilen numunelerden 316L medikal paslanmaz çelik ve CoCrMo alaşımlı medikal implantlarda; 1.5 T statik manyetik alanın etkisiyle mıknatıslanma meydana gelmiş ve cihaz tarafından çekilmiştir. Dolayısıyla bu numunelere RF etkili ısınma ve MRG'de görüntü artefaktlarının analizi testleri uygulanmamıştır.

2.4.2. RF Etkili Isınmanın Ölçülmesi

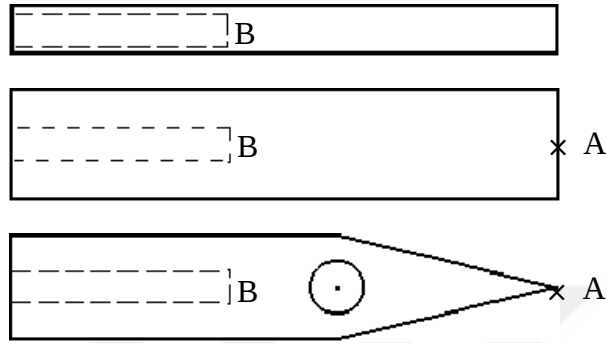
Test numunesi üzerindeki ve yakın bölgesindeki RF etkili ısınmanın ölçülmesi için ASTM F-2182 standardı baz alınmıştır. Hazırlanan medikal implant numunelerinin yüzeyindeki sıcaklık değişimleri; klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılan farklı MRG sekanslarında görüntüleme yapılırken kaydedilmiştir. Analiz için proje desteği ile Osensa Innovations/Kanada firmasından satın alınan FTX-LUX-200 model fiber optik termometre sistemi kullanılmıştır. Bir önceki testten geçen deney numunelerinin her birisinden 15'er dakikalık sürede Axial T1 GRE MPRAGE, Sagittal T1 GRE MPRAGE, Axial T2 TSE ve Sagittal T2 TSE MR görüntüleri alınmıştır. Bu sırada fiber optik ölçüm düzeneği aracılığı ile problemlerin bağlı olduğu noktalardaki sıcaklık değişimi grafiğe dökülmüştür.

Deney düzeneğinin bağlantı şeması Şekil 2.18.'de gösterilmektedir. Şekildeki çizimden de anlaşılacağı üzere MRG çekimleri sırasında zamana bağlı sıcaklık değişimini aktaran fiber optik kablo problemleri, numunelerin her iki ucuna yerleştirilmiştir. Problemlerin uç noktalara yerleştirilmesinin nedeni ise, simülasyon sonuçlarında maksimum sıcaklık değişiminin implant numunesinin uç noktalarda olduğunun anlaşılması olmuştur. İmplant test numunelerinin listesi Tablo 2.3.'te gösterilmektedir. Ayrıca, deneyler sırasında kullanılan MRG sekansları sırasında ortamdaki sıcaklık değişimi de ölçülerek kaydedilmiştir.



Şekil 2.18. RF Etkili ısınmanın ölçümü deney düzeneğinin şematik görünümü

Fiber optik problemlerin implant numuneleri üzerindeki yerleşim düzeni Şekil 2.19’da gösterilmektedir. Hazırlanan numunelerden deneylerde elde edilen sonuçların takibi için her bir numune numaralandırılarak isimlendirilmiştir. Bu liste ise Tablo 2.3’de görülmektedir.



Şekil 2.19. Fiber optik problemlerin A ve B kanallarının numuneler üzerindeki yerleşim düzeni

Tablo 2.3. Deneylerde Kullanılan Numunelerin Adlandırılması

Numune Adı	İmplantın Malzemesi	İmplantın Şekli	Firma Adı
Numune-1	316LVM	İnce	Onur Medikal
Numune-2		Kalın	
Numune-3		Sivri	
Numune-4	Ti Alaşımı	İnce	
Numune-5		Kalın	
Numune-6		Sivri	
Numune-7	Ti Alaşımı	İnce	Aysam Ortopedi
Numune-8		Kalın	
Numune-9		Sivri	
Numune-10	UHMWPE	İnce	İmplant Döküm
Numune-11		Kalın	
Numune-12		Sivri	
Numune-13	Ti Alaşımı	İnce	
Numune-14		Kalın	
Numune-15		Sivri	
Numune-16	Co-Cr-Mo Alaşımlı ve 316L malzemeler	İnce	İmplant Döküm ve Aysam Ort.
Numune-17		Kalın	
Numune-18		Sivri	
Numune-19	Ti Alaşımı (Kullanılmış)	İnce	Erciyes Üniversitesi*
Numune-20		Kalın	
Numune-21		Sivri	
* Erciyes Üniversitesi hastanesinde yapılan ortopedi ameliyatlarında revizyon öncesinde kullanılmış malzeme.			

Tabloda görüldüğü gibi toplam 4 ayrı birimden elde edilen 7 türde malzemeden 3 farklı şekilde üretilmiş toplam 21 adet test numunesi üzerindeki ve yakın çevresindeki sıcaklık değişimi; 4 MRG sekansı süresince kaydedilmiştir. Analiz grafikleri ve sonuçlarına; 3. Bölümde yer verilmiştir.

Deneyler sırasında implantların bulunacağı ortam; beyin, kalp, böbrek ve kas dokularının *elektriksel iletkenlik seviyeleri* ölçülerek belirlenmiştir. Ölçümler; fakültemizde bulunan LCR metre cihazı kullanılarak 1 kHz ~ 1MHz aralığında değişen frekans değerlerinde yapılmıştır. Farklı dokuların elektriksel iletkenlik ölçüm sonuçları Tablo 2.4’de verilmiştir. Deneylerde fantom olarak kullanılmak üzere; ASTM F-2182 standardında kullanılan ve insan vücudunun ortalama elektriksel iletkenlik seviyesi olan 0.47 S/m değerine en yakın olan doku olan kalp ventrikülü tercih edilmiştir. RF etkili ısınma ile görüntü bozulmalarının değerlendirilmesi için yapılan deneylerde kullanılan implant numuneleri belirlediğimiz kalp ventrikülü içerisine implant edilmiş ve deneyler bu şekilde gerçekleştirilmiştir.

Tablo 2.4. Doku ve Organların Elektriksel İletkenlik Değerleri

Doku	Frekans	İletkenlik (S/M)
Beyin	1 kHz	0.12
	5 kHz	0.16
	10 kHz	0.16
	1MHz	0.2
Böbrek	1 kHz	0.05
	5 kHz	0.06
	10 kHz	0.07
	1MHz	0.19
Kalp	1 kHz	0.14
	5 kHz	0.19
	10 kHz	0.22
	1MHz	0.53
Kas	1 kHz	0.15
	5 kHz	0.18
	10 kHz	0.22
	1MHz	0.41

Fantom olarak
kullanılan organ

2.4.3. İmplantlardan Kaynaklı Görüntü Artefaktları

Bir organ içerisindeki implantın kaynaklanan, malzeme içeriğine, şekline ve boyutuna göre değişen görüntü artefaktının değerlendirilmesi için ASTM F-2119 standardı baz alınmıştır. Bunun için; sıcaklık değişimi kaydedilirken alınan MR görüntüleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Standart bir değerlendirilmenin yapılabilmesi için ise; aynı bölgeden 4 farklı MRG sekansında alınan görüntüler, hem implant var iken hem de implant yok iken çekilmiştir. İmplantın bulunmadığı MR görüntüsü referans olarak ele alınmıştır. Referans görüntüsü ile test edilecek görüntü bölütlenerek sinyal kaybından kaynaklanan görüntü artefaktlarının bulunduğu bölge işaretlenerek toplam alana oranlanmıştır. Sonuçlar; bir sonraki bölümde değerlendirilerek analiz edilmiştir.

MRG sekansları ise klinikte kullanılmakta olan aksiyal ve sagittal kesitlerde T1GRE ve T2TSE görüntüleme olarak belirlenmiştir. T1GRE sekansı Aksiyal kesit için TR değeri 2070 ms, TE değeri 2.9 ms, T1GRE sekansı Sagittal kesit için TR değeri 2200 ms, TE değeri 2.9 ms, T2TSE sekansı Aksiyal kesit için TR değeri 4400 ms, TE değeri 95 ms, T2TSE sekansı Sagittal kesit için ise TR değeri 4380 ms, TE değeri 95 ms olarak belirlenmiştir (Tablo 2.5).

Tablo 2.5. MRG sekanslarının TR ve TE değerleri

Sekans	Kesit	TR (ms)	TE (ms)
T1GRE	Aksiyal	2070	2.9
	Sagittal	2200	2.9
T2TSE	Aksiyal	4400	95
	Sagittal	4380	95

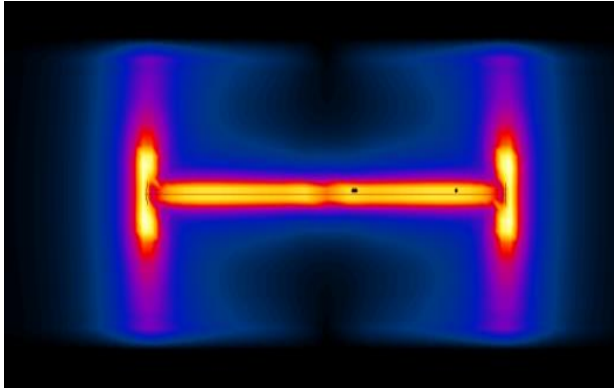
3. BÖLÜM

BULGULAR

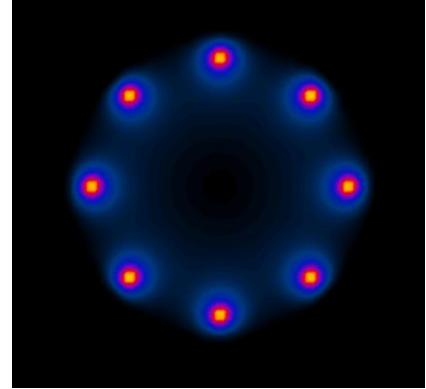
3.1. Simülasyon Sonuçları

3.1.1. MRG Kabini ve İçerisindeki Elektromanyetik Alan Dağılımı

Bilgisayar ortamında modellenen MRG kabini etrafındaki akım taşıyan sargılardaki enerjinin z eksenini etrafındaki dağılımına ait görüntüsü Şekil 3.1.'de görülmektedir. Görüntülerde; renk tonunun açıklığı ile enerjinin değeri doğru orantılı değişecek şekilde renklendirme yapılmıştır. Simülasyonda, bu elektrik alan dağılımının maksimum olduğu değeri ise 3000 V/m ' dir.

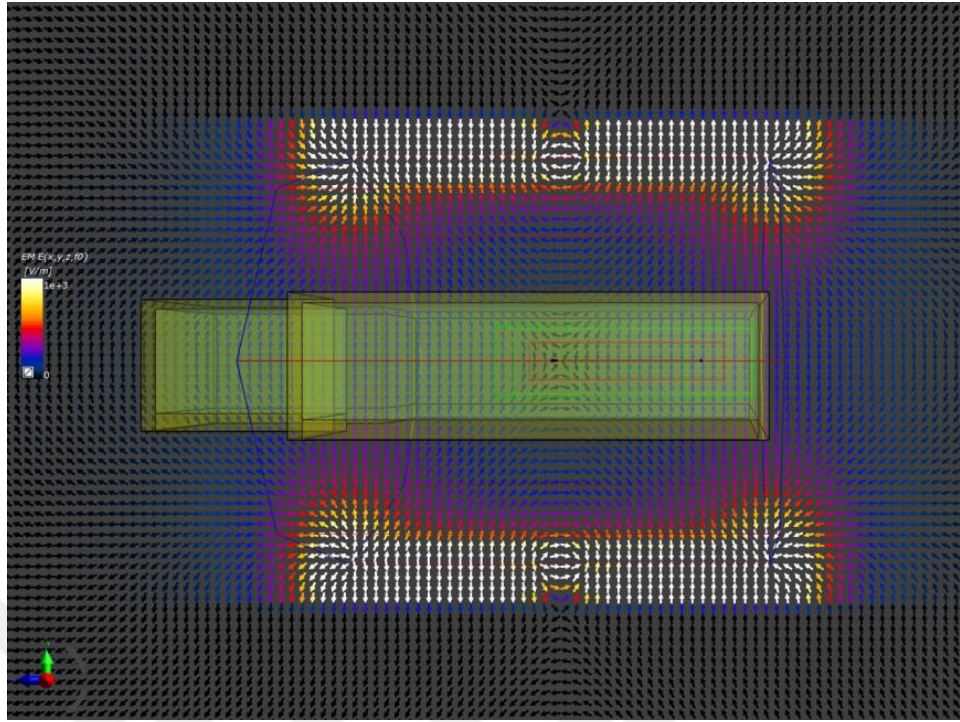


(a)

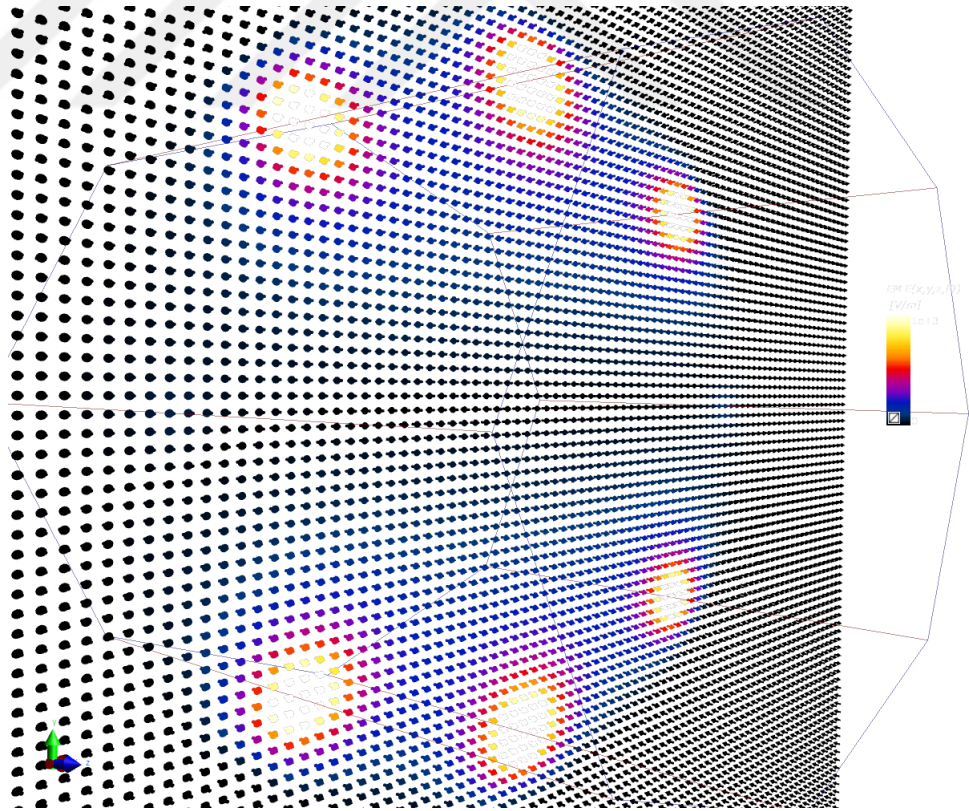


(b)

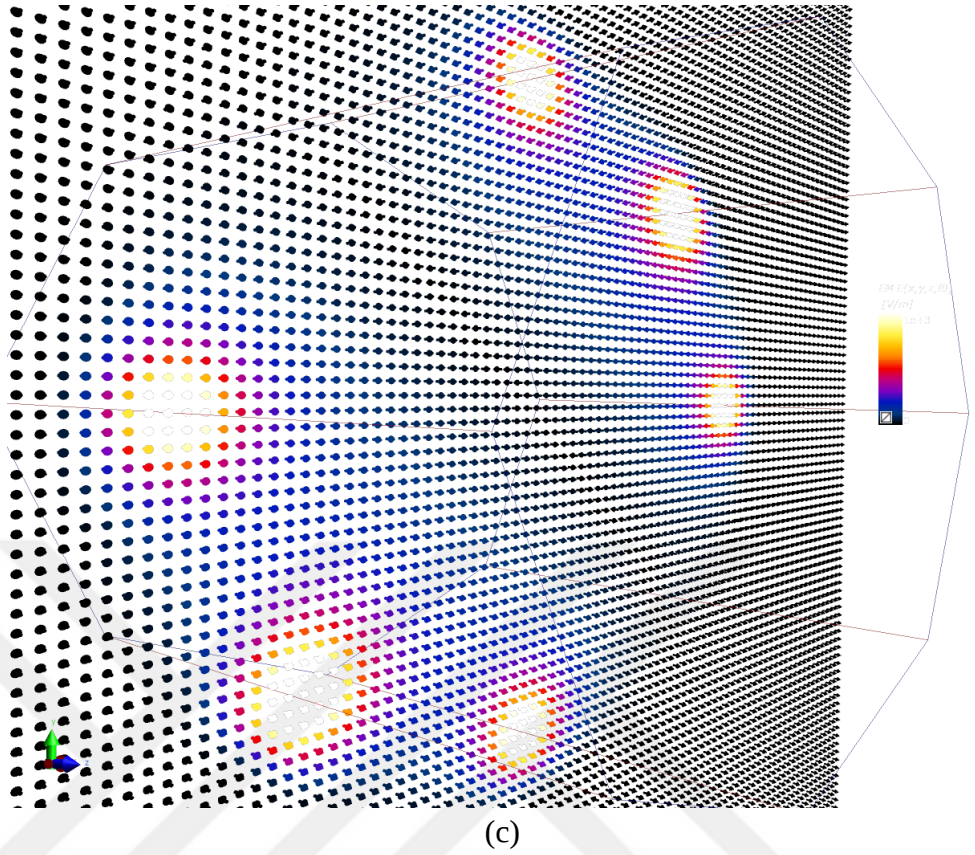
Şekil 3.1. MRG Cihazında Akım Taşıyan Tellerin Etrafındaki Elektrik Alan Dağılımı
(a: x eksenini, b: z ekseninden görüntü)



(a)



(b)

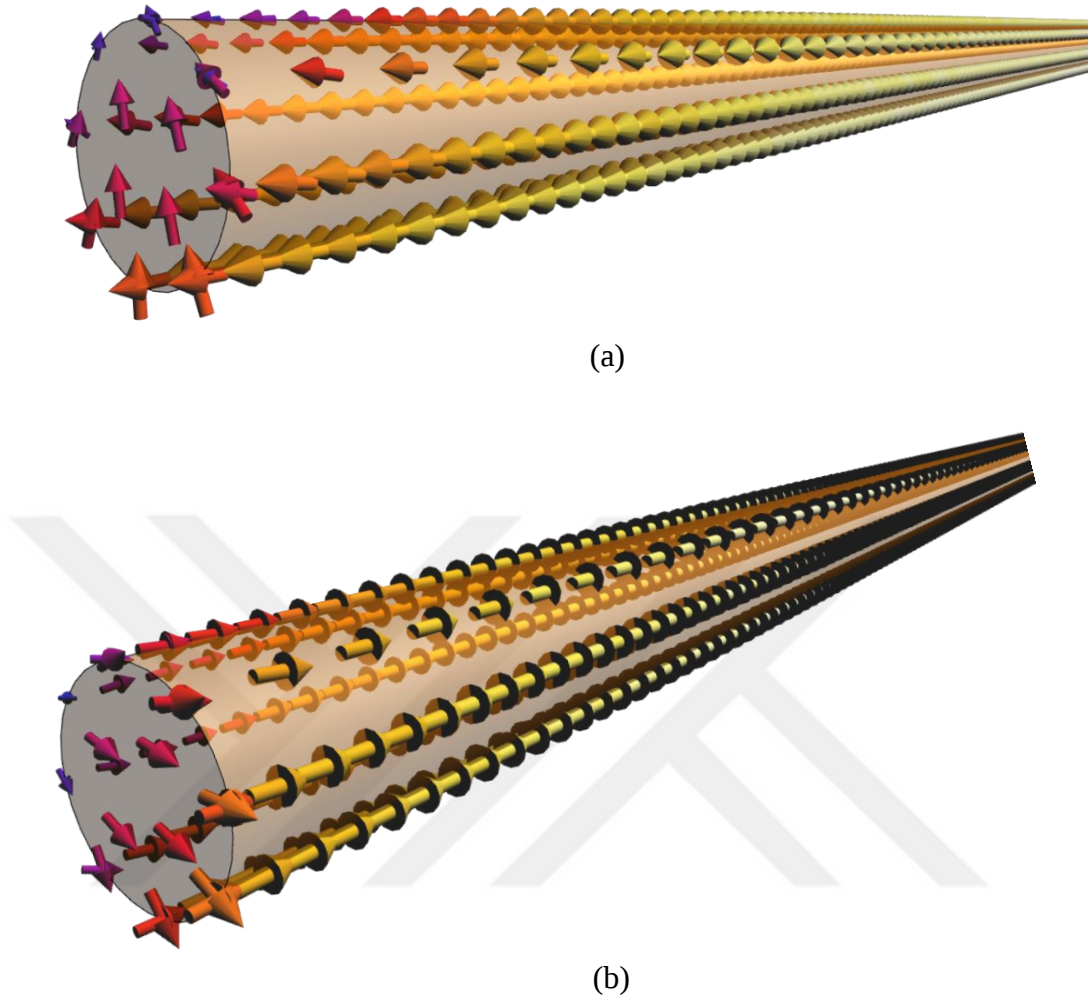


Şekil 3.2. Gantri içerisine konulan ASTM fantomu ve MRG sırasında oluşan elektrik alanların yönelimleri (a: x eksen, b: 0° Faz z eksen, c: 135° Faz z eksen)

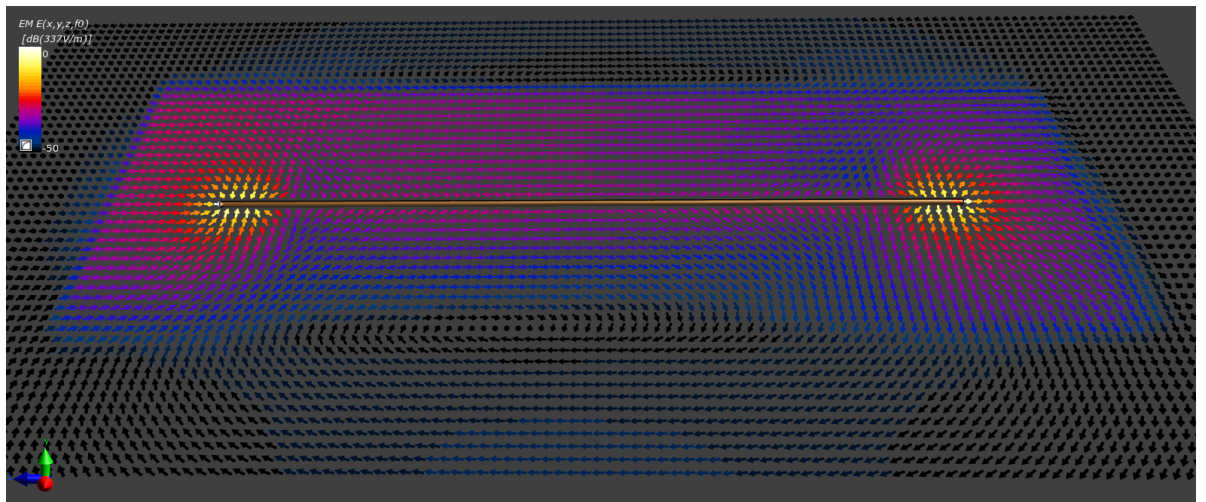
3.1.2. İmplant Yüzeyi ve Etrafındaki Elektromanyetik Alan

Simülasyonlarda oluşturulan elektromanyetik alan dağılımı; MRG kabini etrafındaki iletken tellerden aynı anda değil, farklı zamanlarda sinc fonksiyonu ile değişecek şekilde uygulanmaktadır. Bu nedenle, zamanla farklı bölgelerden farklı miktarlarda elektrik akımı oluşturulmuştur. Böylece MRG gantrisi içerisindeki bölgelerin de farklı zamanlarda uyarılması sağlanmıştır.

MRG sırasında oluşturulan elektromanyetik alanların faz değerleri; 0°~360° arasında değişmektedir. Her bir faz; doku bölgesindeki farklı konumların uyarılmasını sağlamaktadır. Şekillerde belirtilen 0° faz ve 135° faz ise elektromanyetik uyarımların farklı zamanlarda farklı bölgelere uygulanışını temsil etmektedir. Sonuç olarak; simülasyonun uygulandığı zaman aralığında MRG içerisinde bulunan implant numunelerinin yüzeyindeki enerjinin değeri ve yönelimi konumsal olarak değişmektedir. Bu değişim Şekil 3.3 a ve b’de gösterilmektedir.



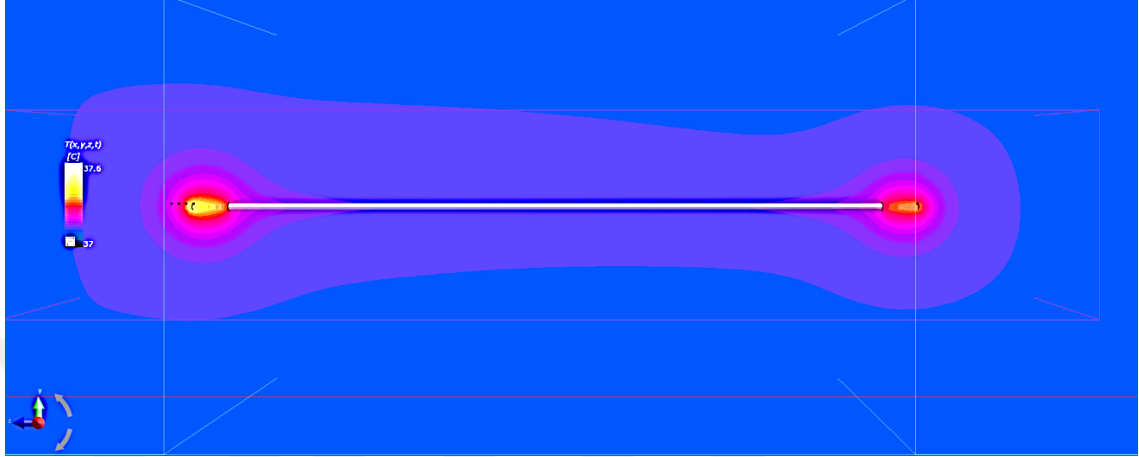
Şekil 3.3. MRG sırasında implant yüzeyindeki elektromanyetik alan dağılımı
(a: 0° Faz, b: 135° Faz)



Şekil 3.4. İmplant etrafındaki elektromanyetik alanın dağılımı

3.1.3. MRG Sonucunda İmplant Yüzeyindeki Isınma

Simülasyon sonucunda, MRG içerisinde bulunan bir implant numunesinin yüzeyindeki ve uç bölgesindeki sıcaklık dağılımı ise Şekil 3.5.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.5. MRG sonunda implant yüzeyindeki sıcaklığın dağılımı

Şekilden de görüleceği üzere, düzgün yapıdaki elektriksel açıdan iletken olan bir implant numunesi üzerinde meydana gelen ısınmanın maksimum olduğu bölgeler, objenin uç noktalarındadır. Bu nedenle, deneyler sırasında fiber optik termometre problemleri de test edilen numunelerin uç bölgesine yerleştirilerek kayıtlar alınmıştır.

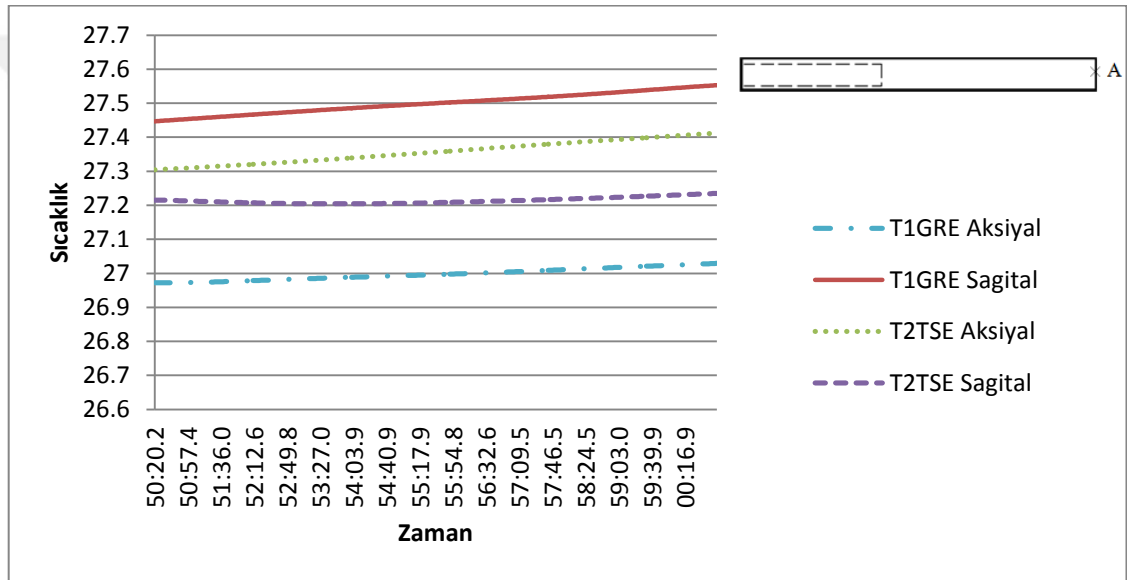
3.2. Deneysel Çalışma Sonuçları

3.2.1. Manyetik Alan Etkili Kuvvet Ölçümleri

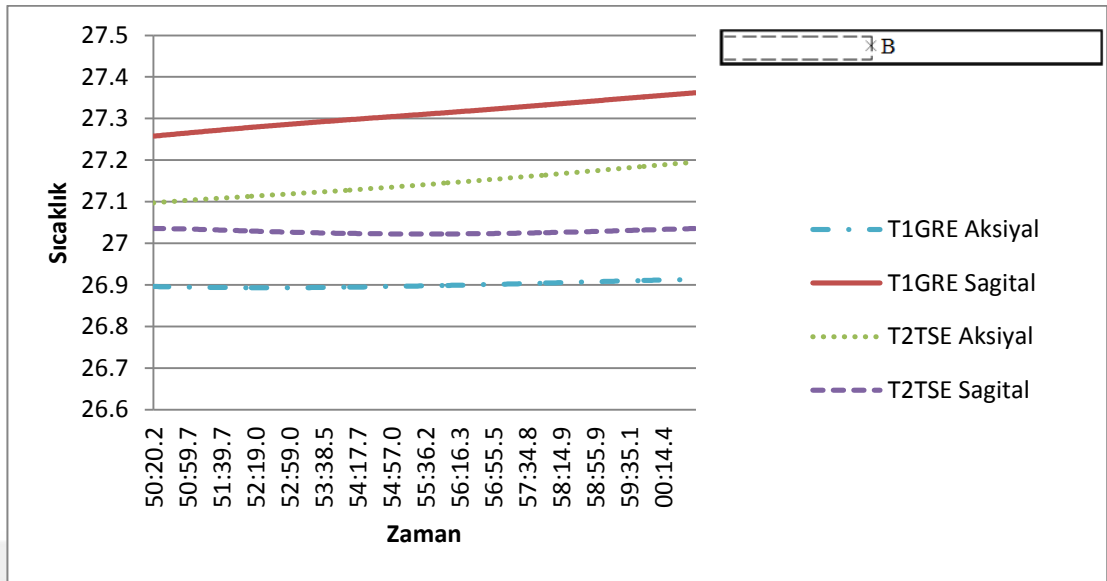
Deneylerde kullanılan 316 LVM medikal paslanmaz çelik, Ti alaşımlı implant ve UHMWPE implant numunelerinde herhangi bir manyetik kuvvet oluşumu gözlenmemiştir. Numuneler; ASTM F-2052 standardına göre test edildiğinde, düşey eksen ile yaptıkları açı 0° olarak kalmış ve herhangi bir değişim gözlenmemiştir. Bu nedenle, test edilen numunelerin benzeri yapıda üretilen medikal implantlarda; 1.5 T MRG cihazı içerisinde manyetik kuvvet oluşmadığı için güvenlidir. Daha büyük yapıdaki implantlar ise ayrıca test edilmelidir. Çünkü daha büyük numunelerin manyetik alan tarafından çekilme miktarı artmaktadır.

3.2.2. RF Etkili Isınma Sonuçları

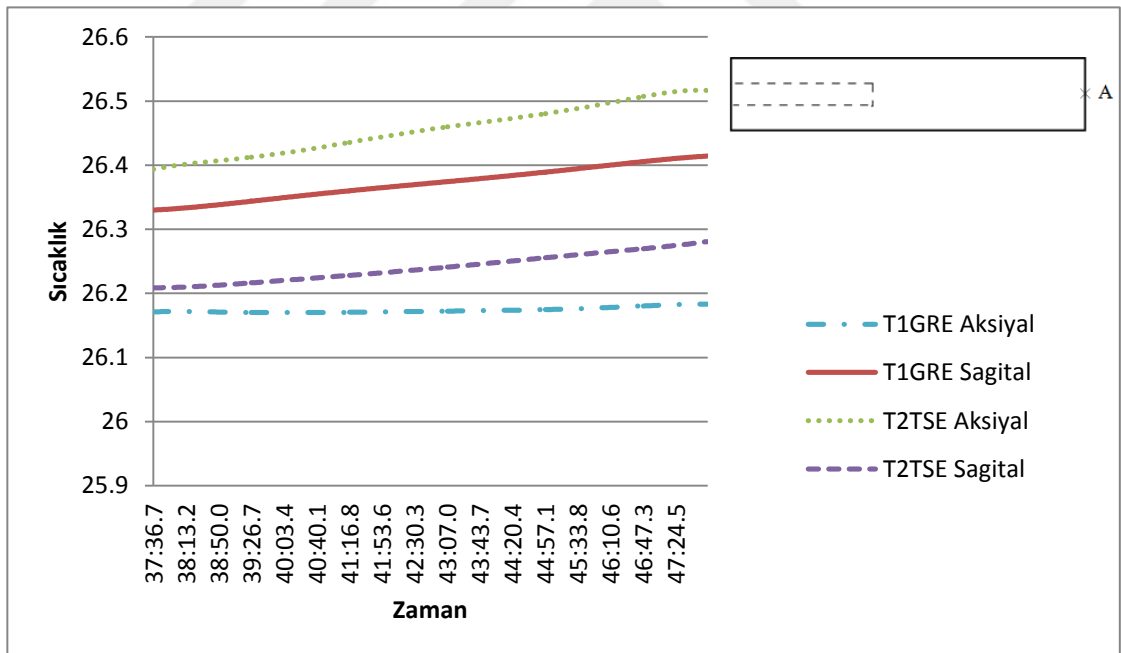
Bir önceki testten geçen, içeriği ve şekilleri farklı implant numunelerinin MRG görüntüleri; axial ve sagittal spin eko ile axial ve sagittal gradient eko olmak üzere 4 farklı MRG sekanslarında alınmıştır. Bu sırada, fiber optik termometre probları implant numunelerinin ucuna ve içerisinde bir noktaya temas edecek şekilde yerleştirilmiştir ve MRG çekimi sırasındaki sıcaklık değişimi kaydedilmiştir. Şekillerde görüldüğü üzere problardan A kanalı numunenin uç bölgesini, B kanalı ise iç bölgesini temsil etmektedir. Elde edilen sonuçlar aşağıdaki grafiklerde görülmektedir.



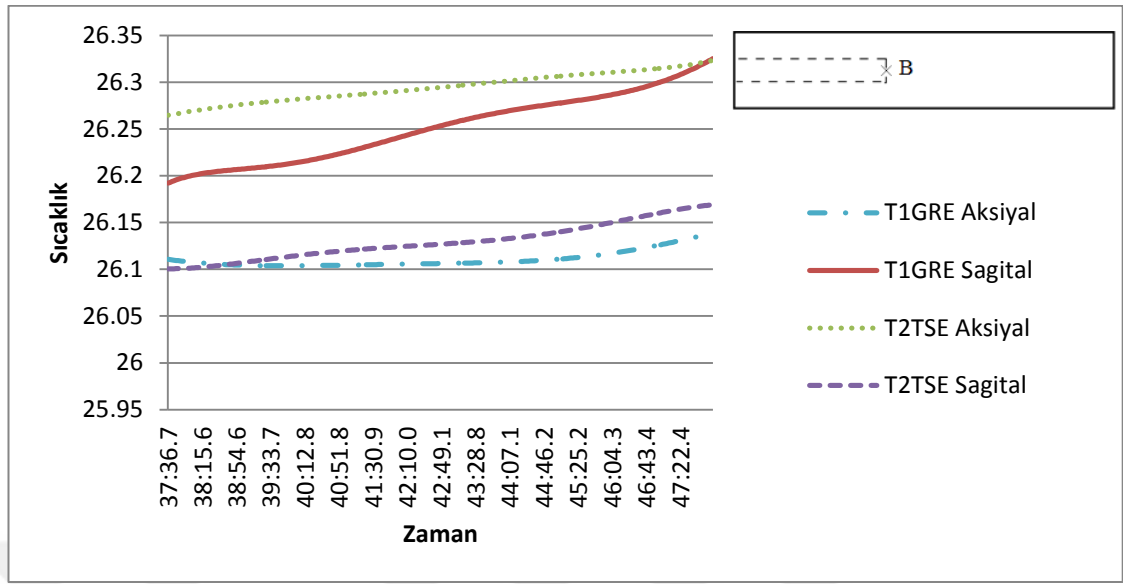
Şekil 3.6. Dört farklı MRG Sekansında Numune-1'in A bölgesindeki RF Etkili Isınma



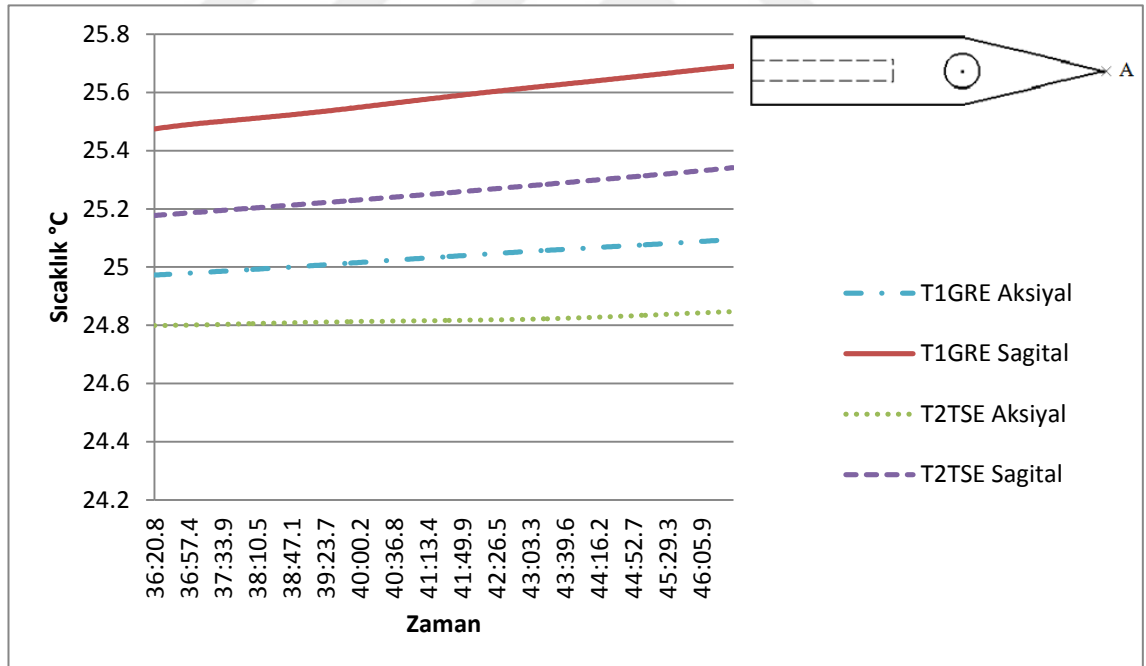
Şekil 3.7. Dört farklı MRG Sekansında Numune-1'in B bölgesindeki RF Etkili Isınma



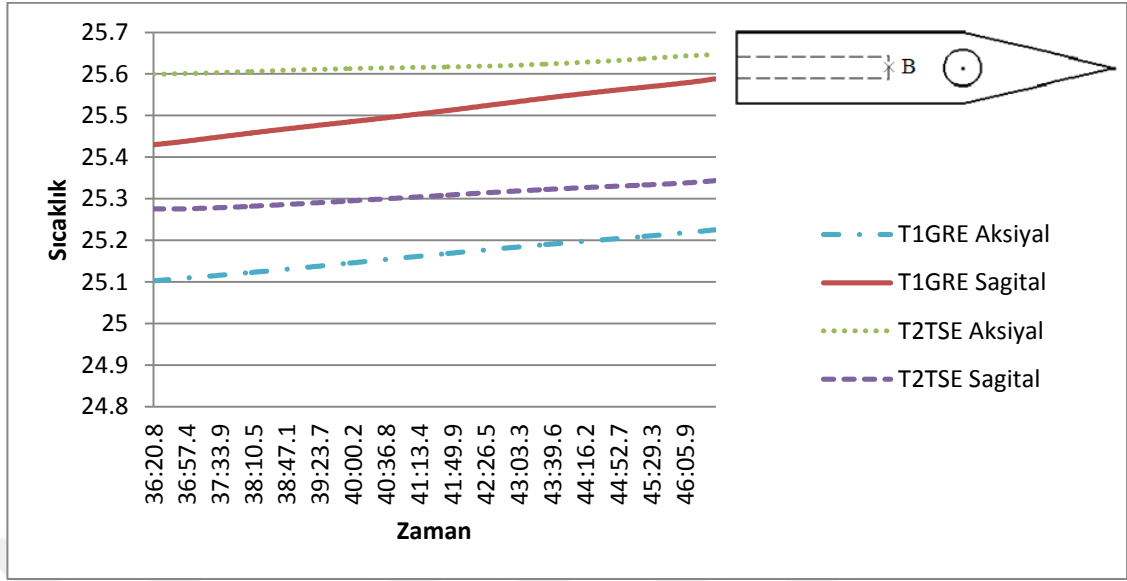
Şekil 3.8. Dört farklı MRG Sekansında Numune-2'nin A bölgesindeki RF Etkili Isınma



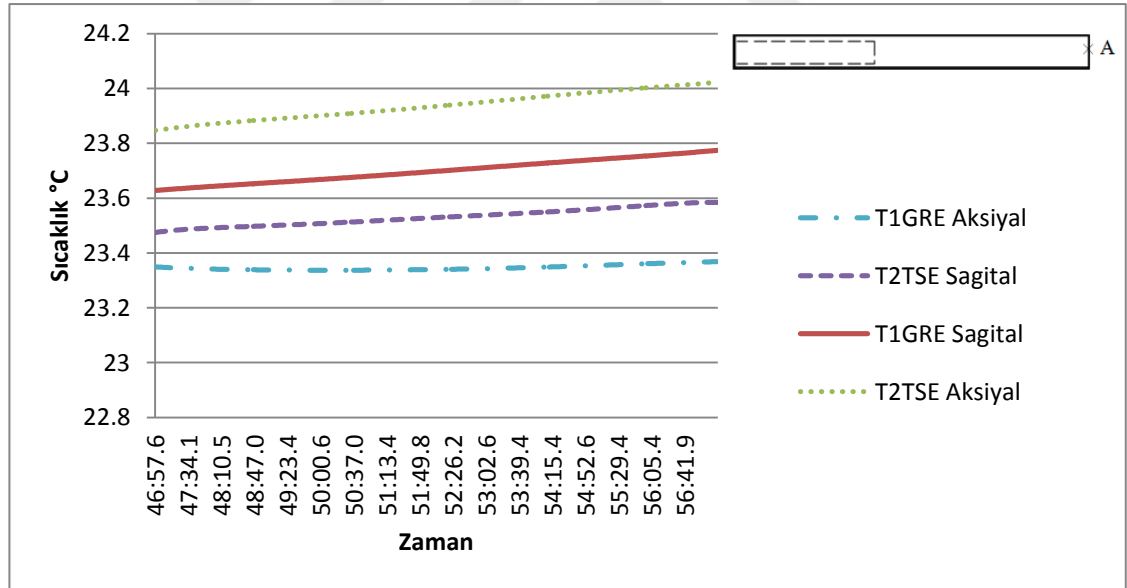
Şekil 3.9. Dört farklı MRG Sekansında Numune-2'nin B bölgesindeki RF Etkili Isınma



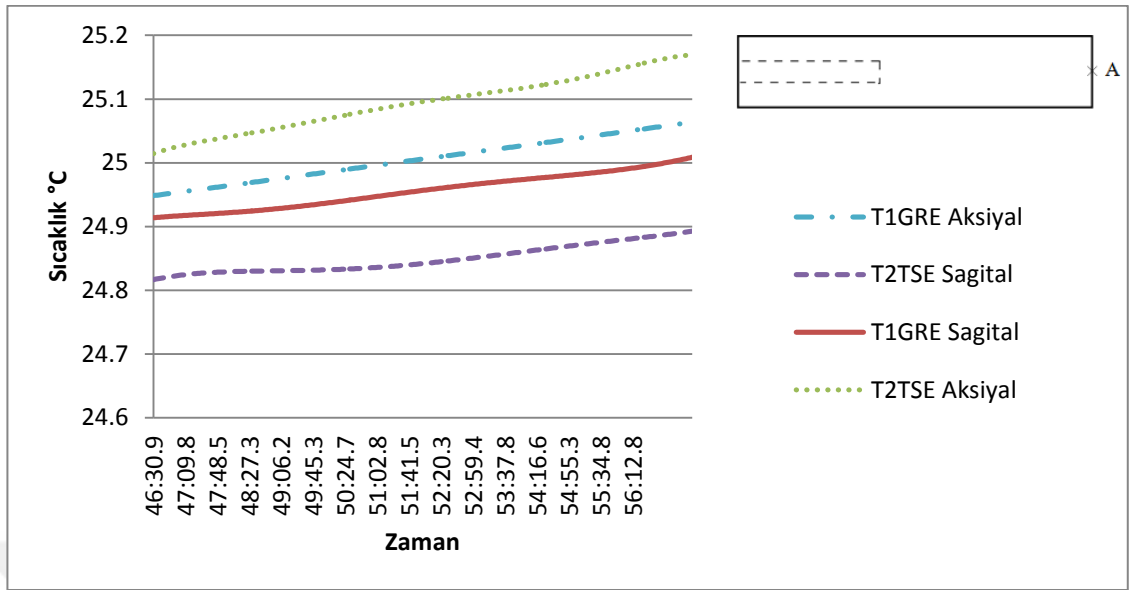
Şekil 3.10. Dört farklı MRG Sekansında Numune-3'ün A bölgesindeki RF Etkili Isınma



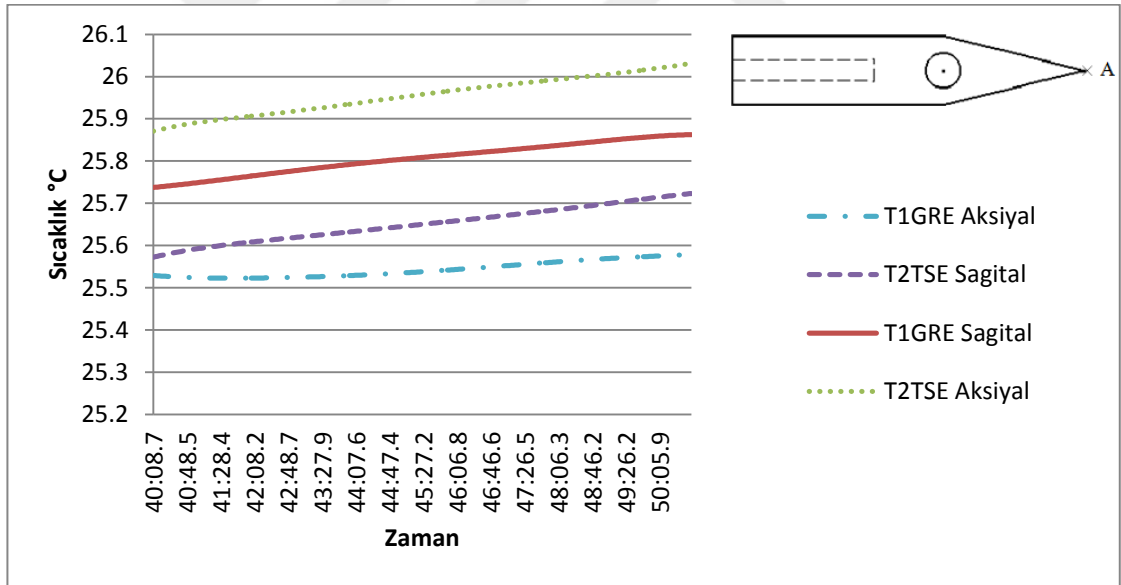
Şekil 3.11. Dört farklı MRG Sekansında Numune-3'ün B bölgesindeki RF Etkili Isınma



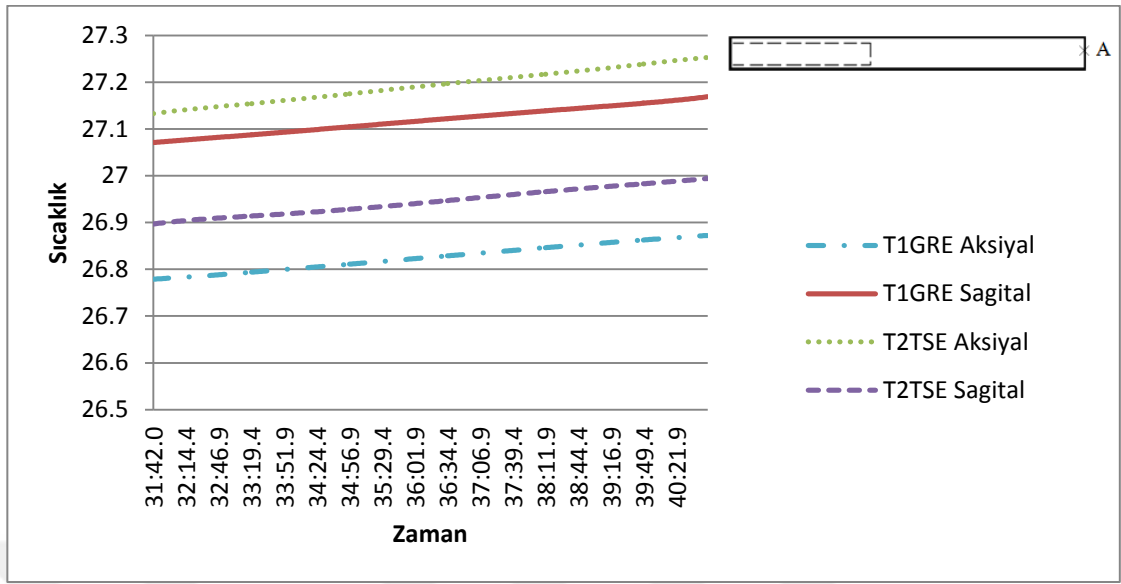
Şekil 3.12 Dört farklı MRG Sekansında Numune-4 Üzerindeki RF Etkili Isınma



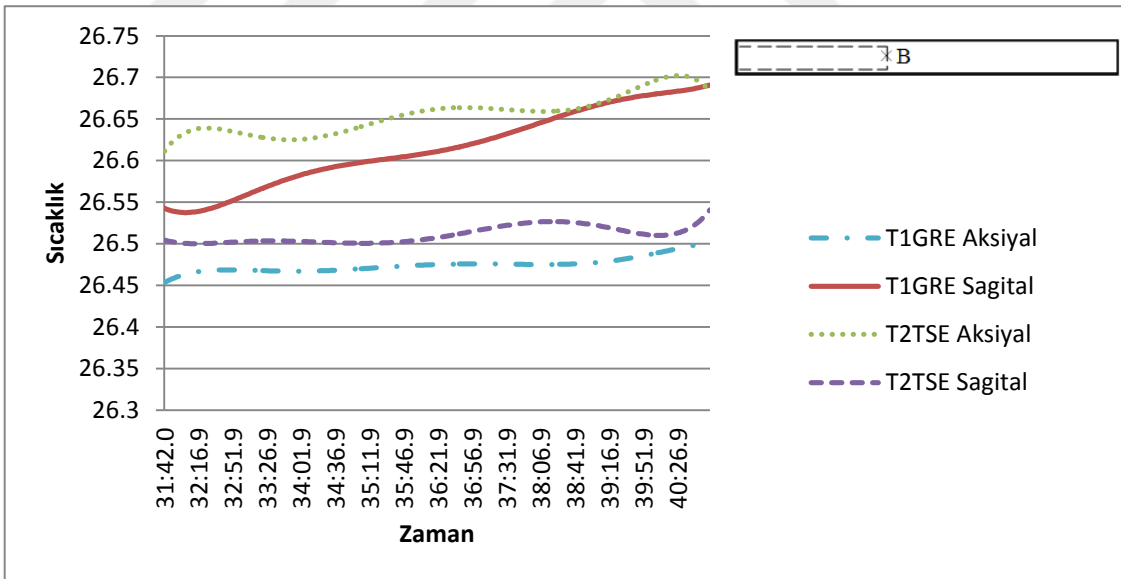
Şekil 3.13 Dört farklı MRG Sekansında Numune-5 Üzerindeki RF Etkili Isınma



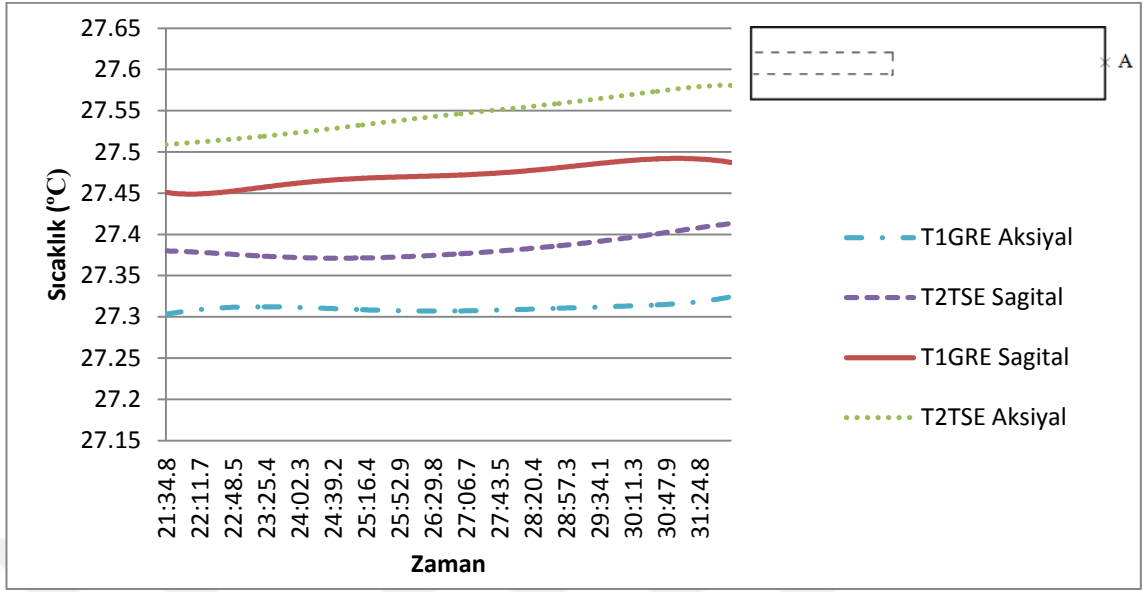
Şekil.14 Dört farklı MRG Sekansında Numune-6 Üzerindeki RF Etkili Isınma



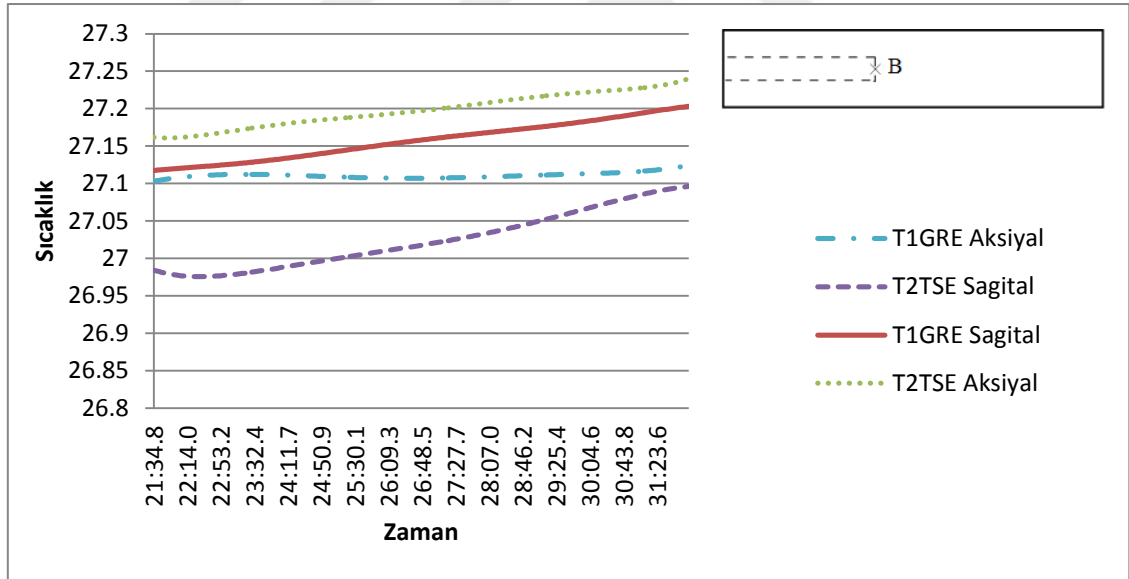
Şekil 3.15. Dört farklı MRG Sekansında Numune-7'nin A bölgesindeki RF Etkili Isınma



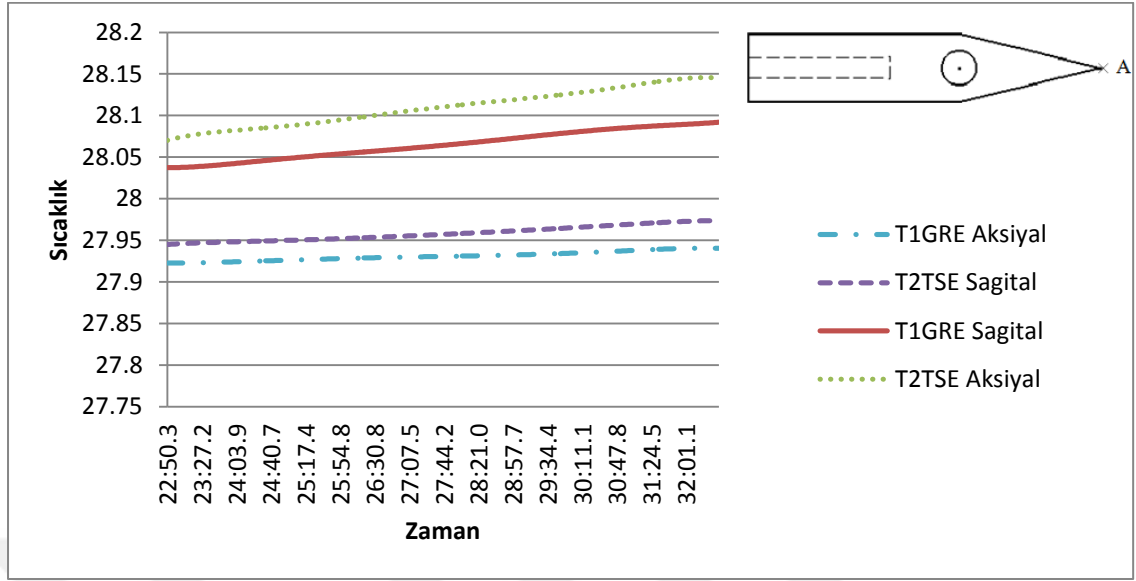
Şekil 3.16. Dört farklı MRG Sekansında Numune-7'nin B bölgesindeki RF Etkili Isınma



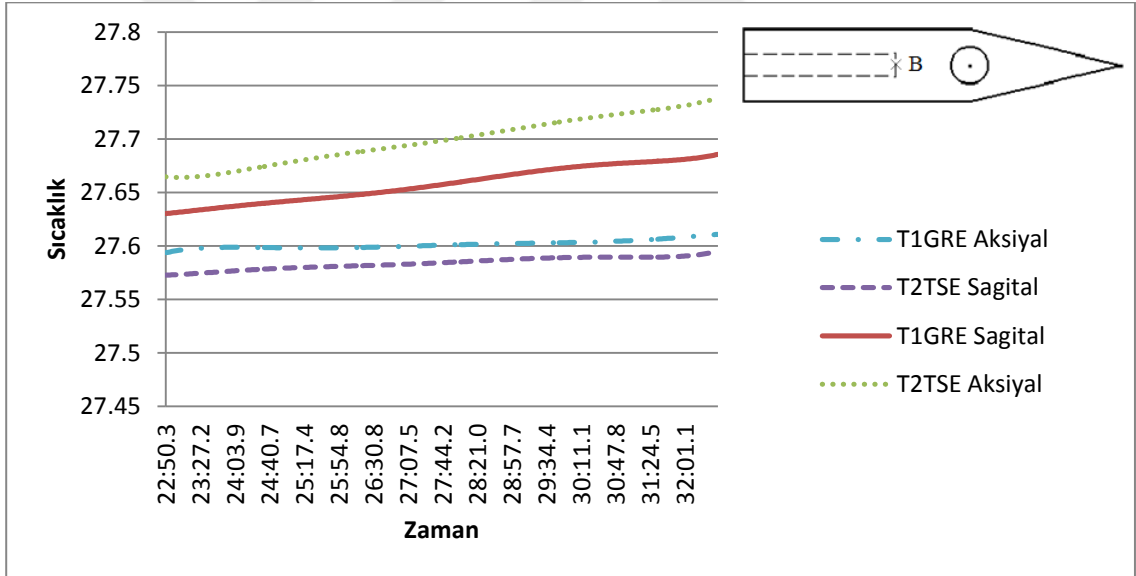
Şekil 3.17. Dört farklı MRG Sekansında Numune-8'in A bölgesindeki RF Etkili Isınma



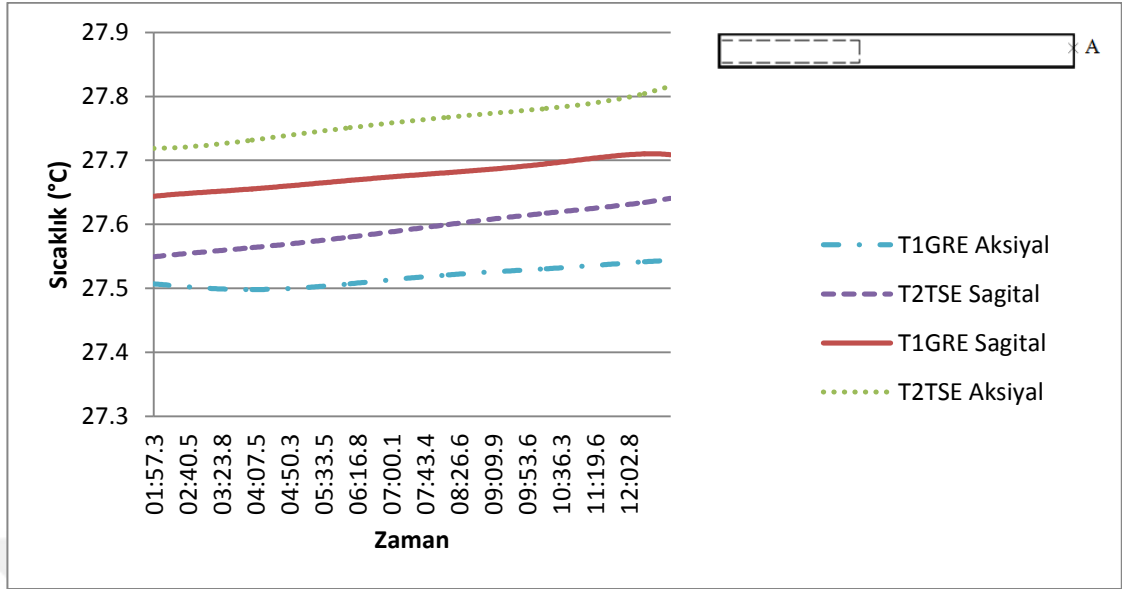
Şekil 3.18. Dört farklı MRG Sekansında Numune-8'in B bölgesindeki RF Etkili Isınma



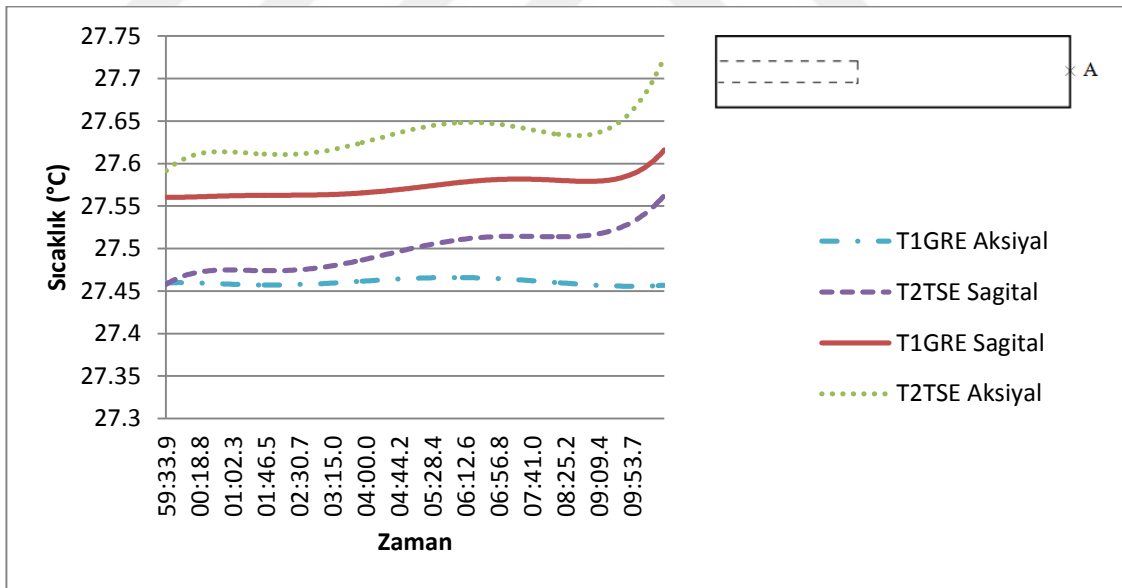
Şekil 3.19. Dört farklı MRG Sekansında Numune-9'un A bölgesindeki RF Etkili Isınma



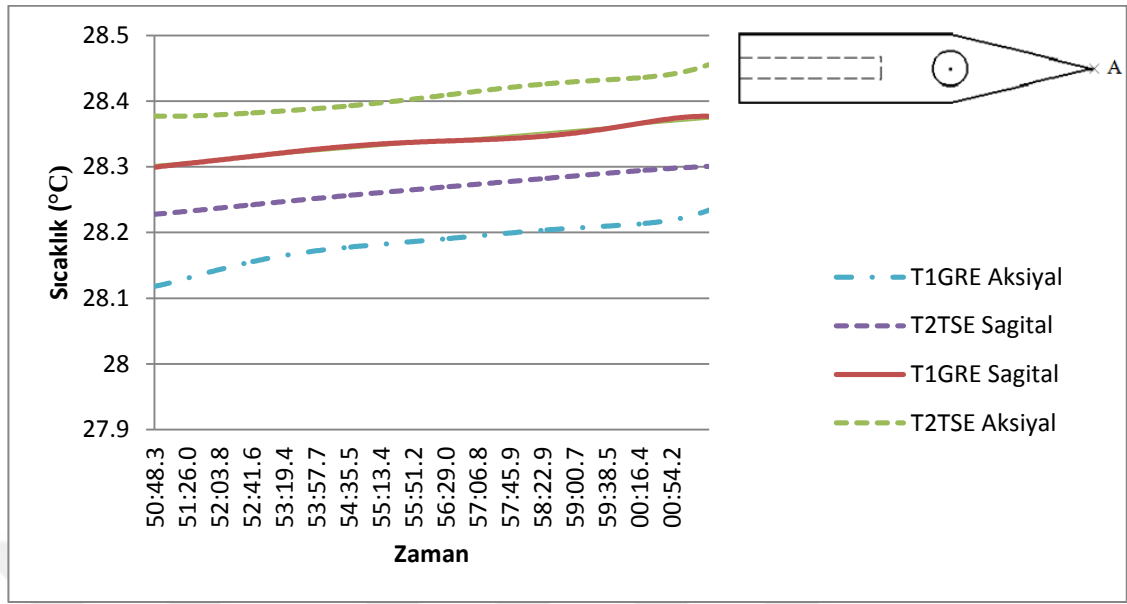
Şekil 3.20. Dört farklı MRG Sekansında Numune-9'un B bölgesindeki RF Etkili Isınma



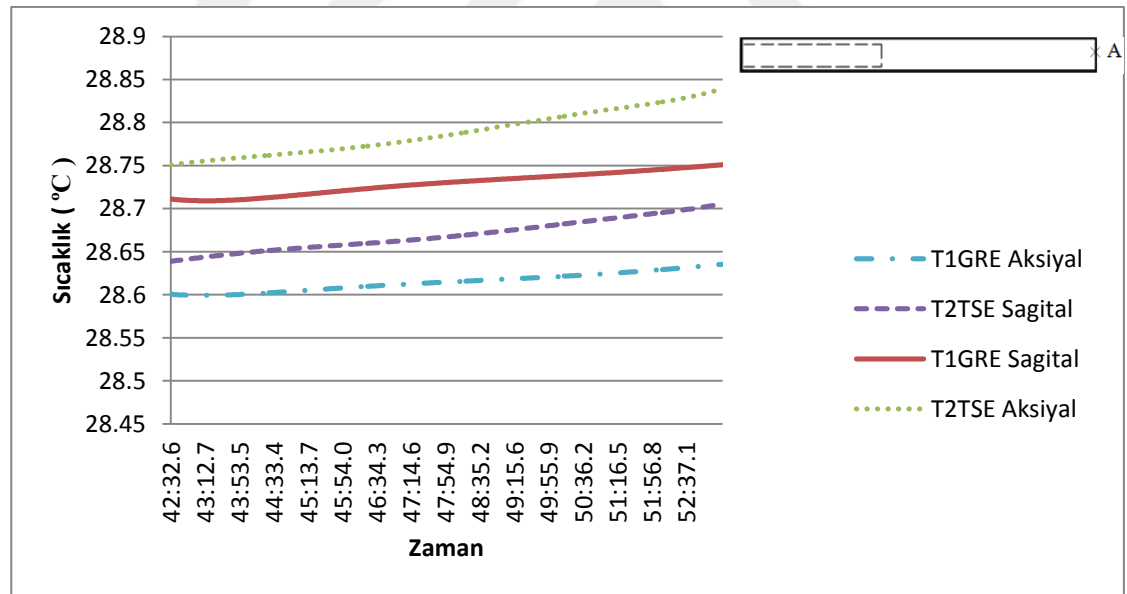
Şekil 3.21. Dört farklı MRG Sekansında Numune-10 Üzerindeki RF Etkili Isınma



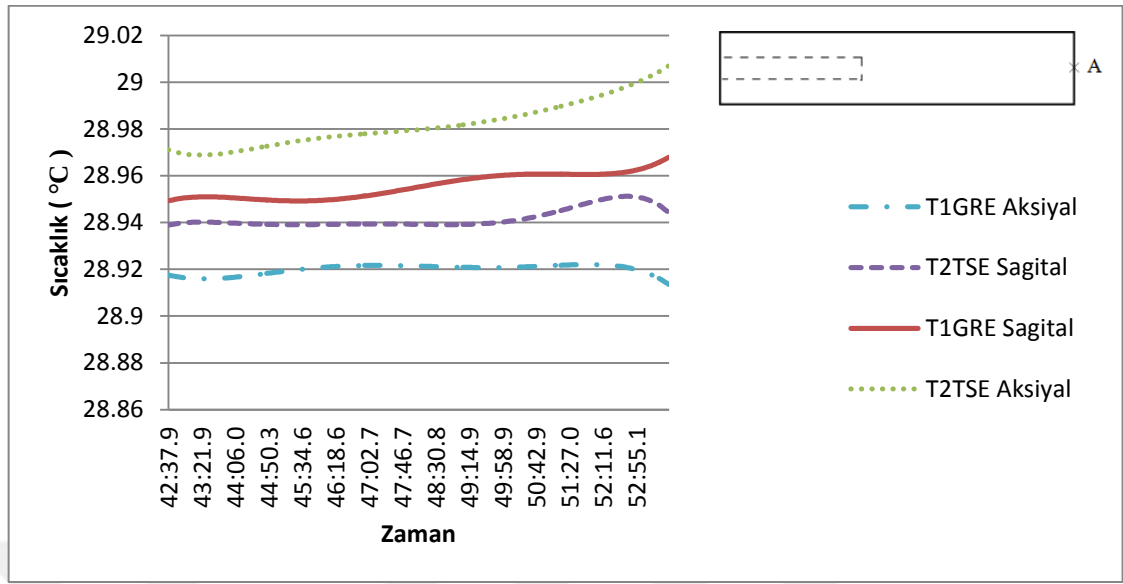
Şekil 3.22. Dört farklı MRG Sekansında Numune-11 Üzerindeki RF Etkili Isınma



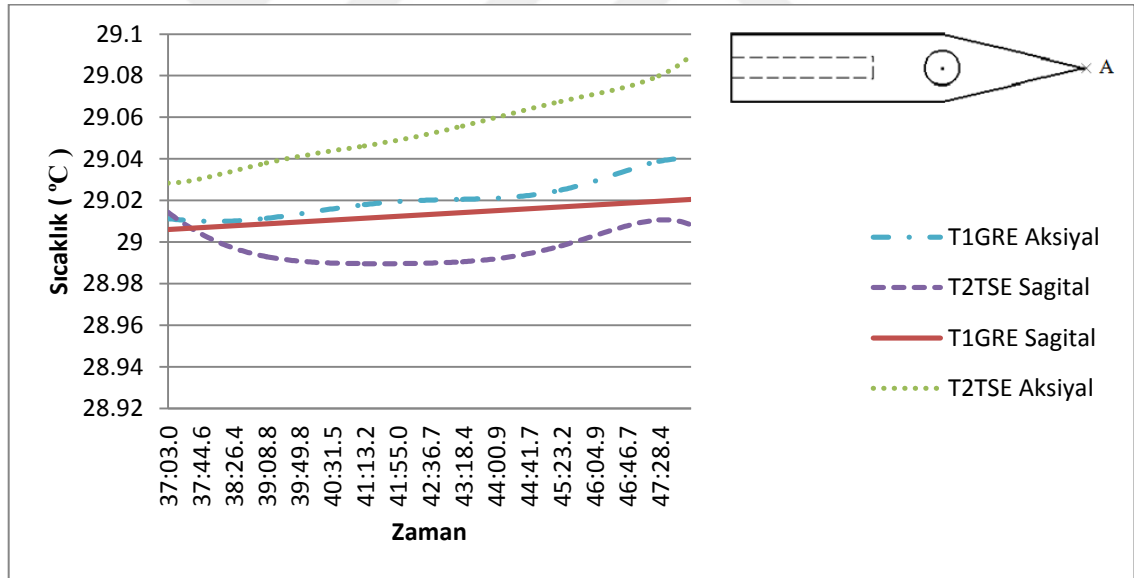
Şekil 3.23. Dört farklı MRG Sekansında Numune-12 Üzerindeki RF Etkili Isınma



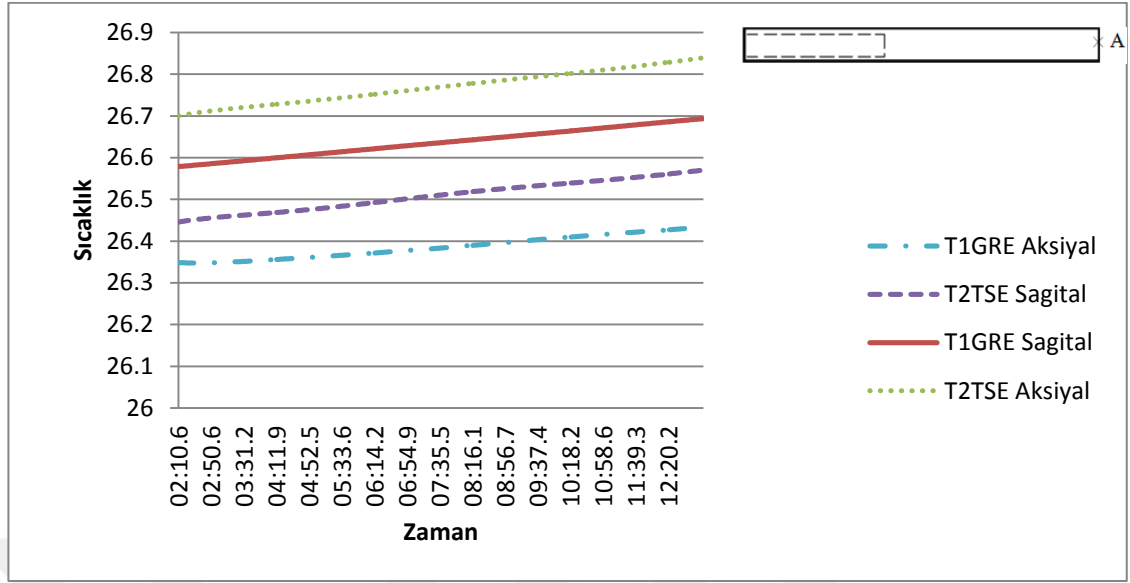
Şekil 3.24. Dört farklı MRG Sekansında Numune-13 Üzerindeki RF Etkili Isınma



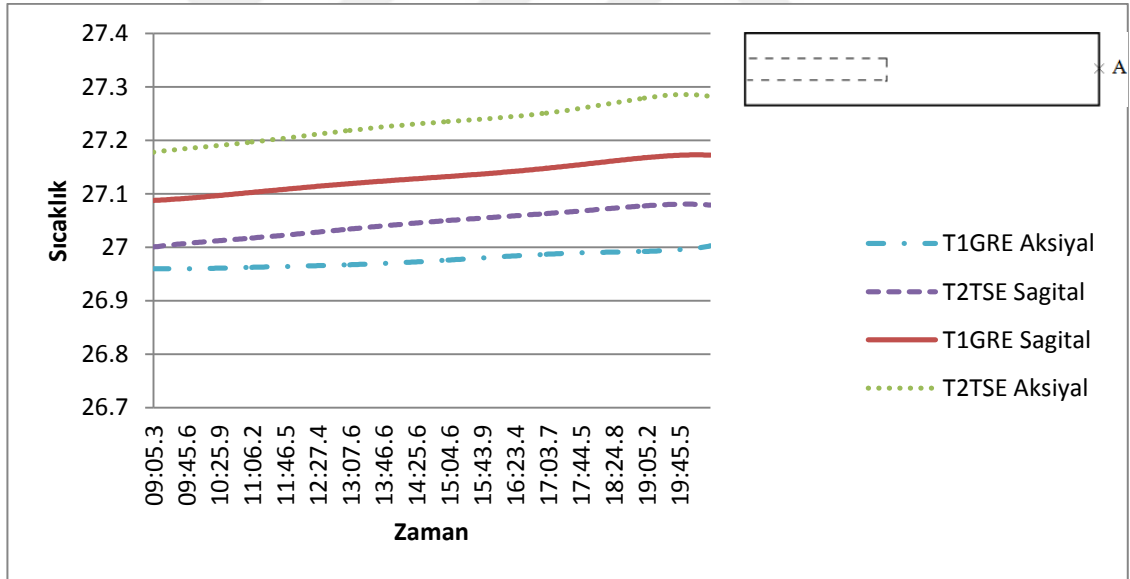
Şekil 3.25. Dört farklı MRG Sekansında Numune-14 Üzerindeki RF Etkili Isınma



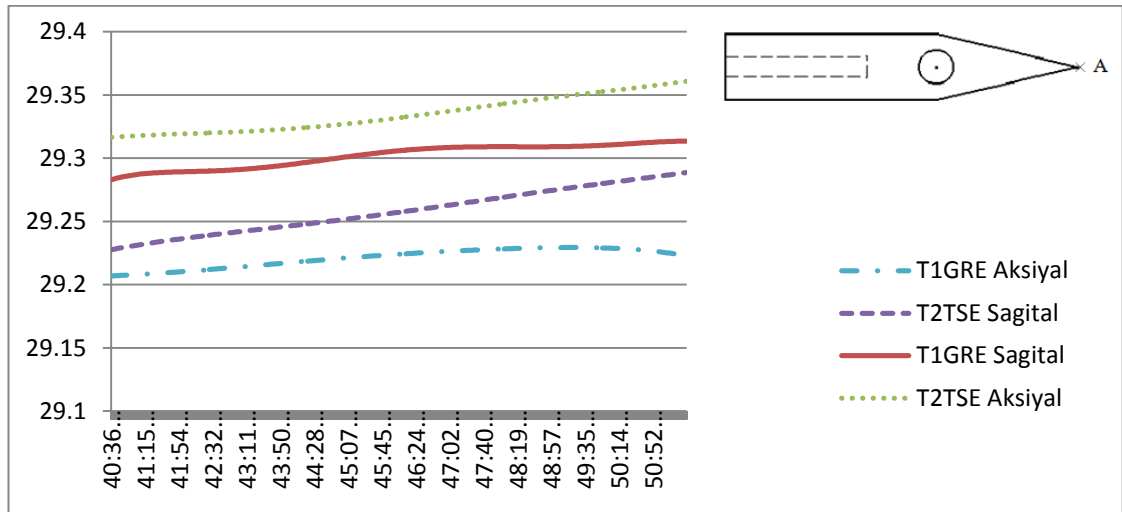
Şekil 3.26. Dört farklı MRG Sekansında Numune-15 Üzerindeki RF Etkili Isınma



Şekil 3.27. Dört farklı MRG Sekansında Numune-19 Üzerindeki RF Etkili Isınma



Şekil 3.28. Dört farklı MRG Sekansında Numune-20 Üzerindeki RF Etkili Isınma



Şekil 3.29. Dört farklı MRG Sekansında Numune-21 Üzerindeki RF Etkili Isınma

Tablo 3.1. Dört farklı MRG sekansında görüntüleme yapılan 21 numunede oluşan maksimum sıcaklık değişimi

Numune		MRG Çekimi Sırasında İmplantlardaki ΔT_{max}			
		Aksiyal		Sagital	
		T1GRE	T2TSE	T1GRE	T2TSE
Onur Medikal	Numune-1	0.04	0.1	0.1	0.02
	Numune-2	0.01	0.13	0.13	0.12
	Numune-3	0.04	0.03	0.2	0.20
	Numune-4	0.01	0.19	0.18	0.07
	Numune-5	0.12	0.17	0.1	0.08
	Numune-6	0.08	0.15	0.11	0.14
Aysam Ortopedi	Numune-7	0.05	0.18	0.15	0.05
	Numune-8	0.02	0.08	0.07	0.13
	Numune-9	0.02	0.18	0.15	0.02
İmplant Döküm	Numune-10	0.03	0.1	0.08	0.09
	Numune-11	0.01	0.05	0.03	0.07
	Numune-12	0.09	0.05	0.08	0.07
	Numune-13	0.08	0.09	0.09	0.12
	Numune-14	0.02	0.15	0.05	0.04
	Numune-15	0.02	0.06	0.01	0.01
İmplant Döküm ve Aysam Ort.	Numune-16	MR UYUMSUZ NUMUNELER (316L Medikal Paslanmaz Çelik ve CoCrMo Alaşımlı İmplant)			
	Numune-17				
	Numune-18				
Erciyes Üniversitesi	Numune-19	0.1	0.12	0.12	0.1
	Numune-20	0.02	0.1	0.1	0.09
	Numune-21	0.03	0.03	0.04	0.05

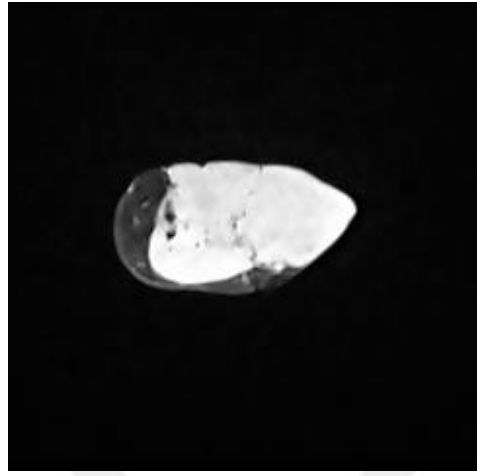
3.2.3. Numunelerin MR Görüntüleri Üzerindeki Etkileri

RF etkili ısınma deneyleri sırasında elde edilen 4 farklı sekanstaki MR görüntüleri, implantın bulunmadığı MR görüntüleri ile karşılaştırılmış ve implantın etkisiyle görüntü üzerindeki bilgi kaybından kaynaklanan görüntü bozulmasının miktarı analiz edilmiştir. Referans görüntümüz olarak; bir kalbin ventrikül bölgesinden elde edilen aksiyal ve sagittal kesitlerde T1 GRE ile aksiyal ve sagittal kesitlerde T2 TSE görüntüleri kullanılmıştır. Aynı organ içerisine deney numuneleri yerleştirilmiş ve aynı sekanslarda görüntü alımı tekrarlanmıştır.

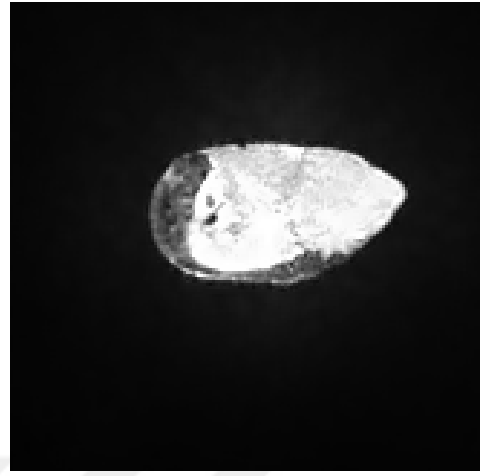
Elde edilen görüntüler incelendiğinde; implant üretiminde kullanılan numunelerin manyetik özelliğine bağlı olarak görüntüde oluşan bozulma miktarının da arttığı görülmektedir. 316LVM gibi demir oranı oldukça yüksek değerlerde olan implant numunelerinin görüntüyü titanyum alaşımlı implant numunelerine göre daha fazla bozduğu görülmektedir. UHMWPE numunelerinde ise; metalik içerikte olmadıkları için doku içerisindeki yakın çevresinde herhangi bir görüntü bozulması oluşmamıştır.

Aynı numunelere ait T1GRE ve T2TSE sekanslarında aksiyal ve sagittal kesitler incelendiğinde ise T2TSE sekansı kullanılarak elde edilen görüntülerde implant yakın çevresindeki görüntü bozulmalarının T1GRE sekansındakine göre daha düşük seviyelerde olduğu görülmektedir. Bunun nedeni ise bu sekansta kullanılan ve T1GRE sekansında kullanılmayan 180° RF darbesidir.

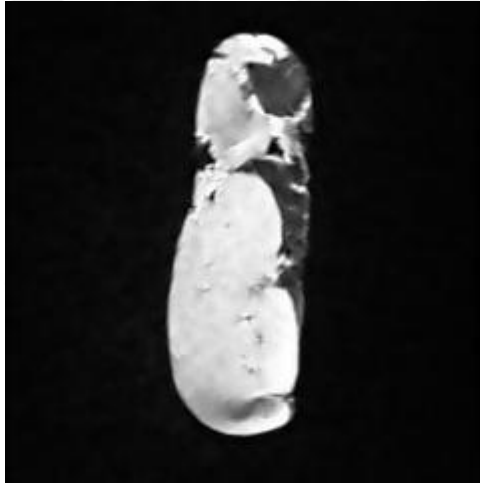
Şekil 3.30'da; fantom olarak kullanılan implant yerleştirilmemiş kalp ventrikülüne ait T1GRE aksiyal (a), T2TSE aksiyal (b), T1GRE sagittal (c), T2TSE sagittal (d) kesitlerden alınan görüntüler gösterilmektedir. Daha sonraki şekillerde ise; deney numunesi olarak kullanılan bütün implantların bu organ içerisine yerleştirildikten sonra elde edilen görüntüler görülmektedir.



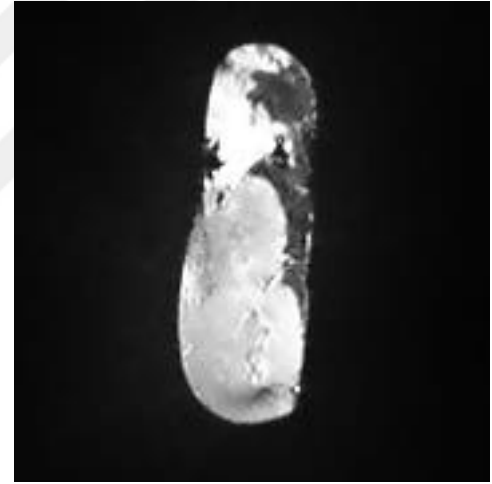
(a)



(b)



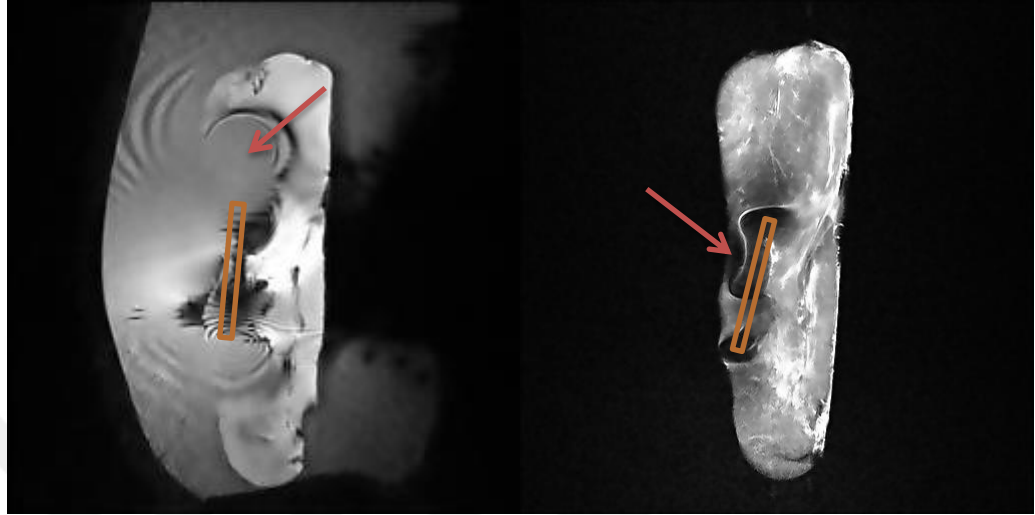
(c)



(d)

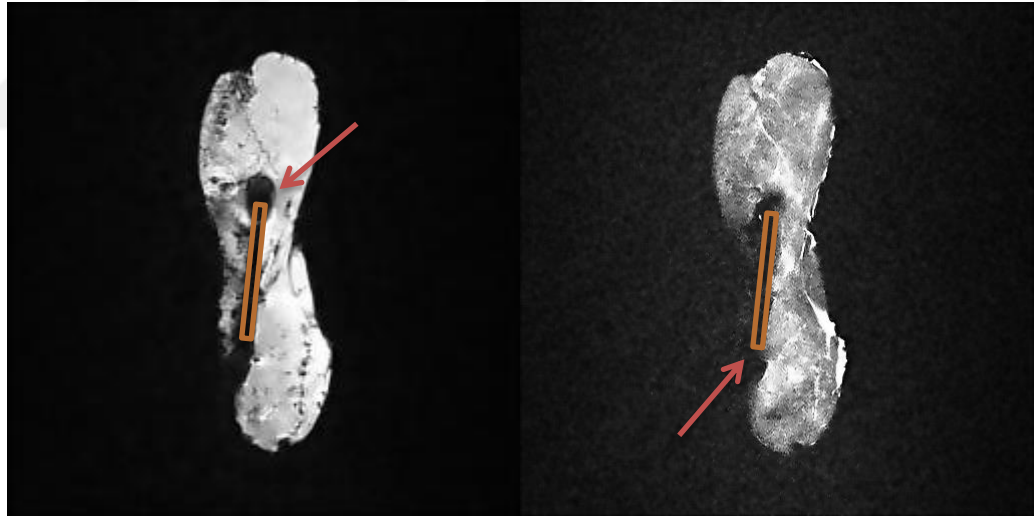
Şekil 3.30. Fantom olarak kullanılan implant yerleştirilmemiş kalp ventrikülüne ait T1GRE aksiyal (a), T2TSE aksiyal (b), T1GRE sagital (c), T2TSE sagital (d) kesitlerden alınan görüntüler.

Şekil 3.31’de; *İnce* numunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Sagittal* T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e) ve Numune-13 (f) için gösterilmektedir.



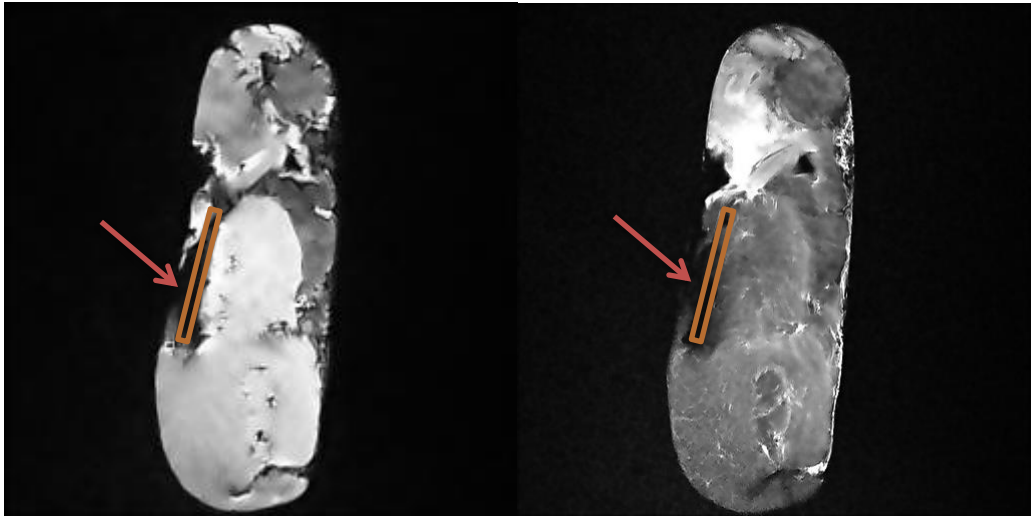
(a- T_1 GRE)

(a- T_2 TSE)



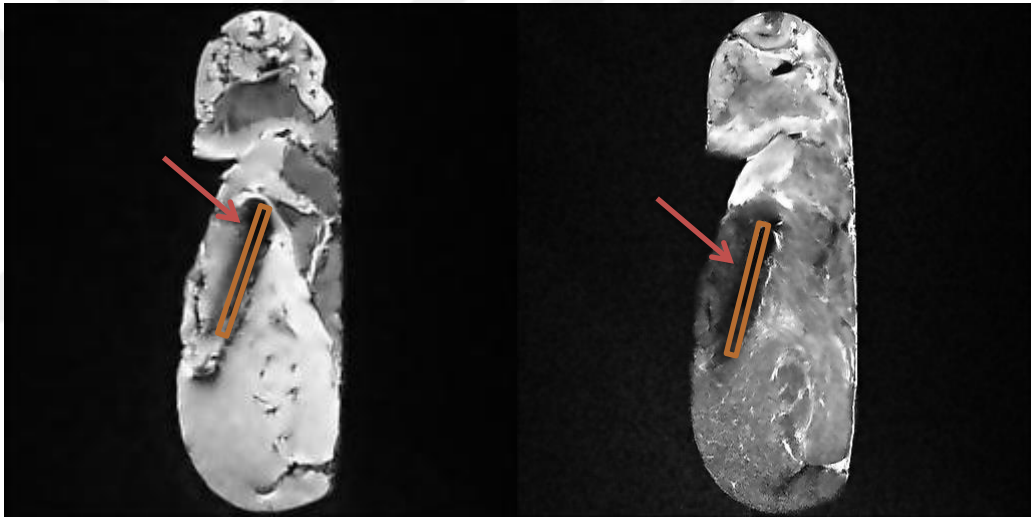
(b- T_1 GRE)

(b- T_2 TSE)



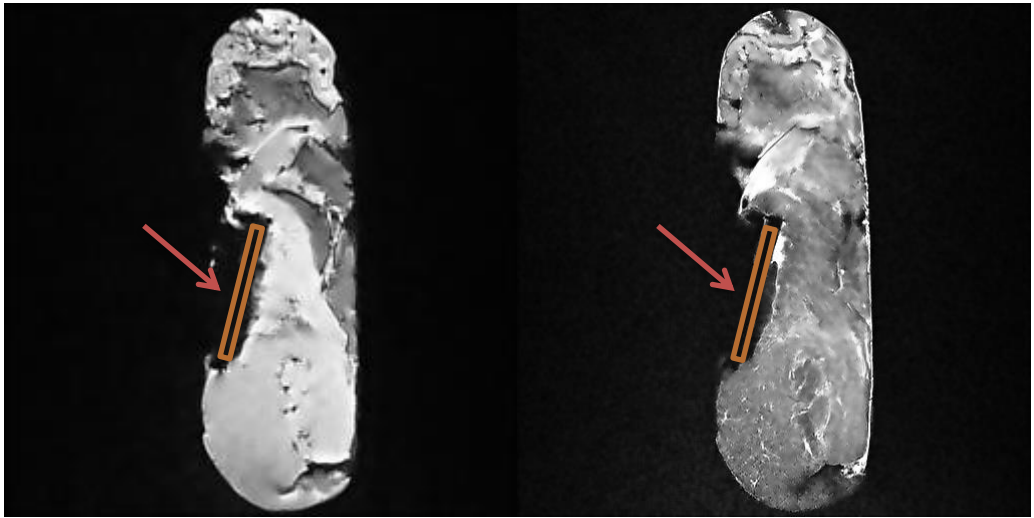
(c-T₁GRE)

(c-T₂TSE)



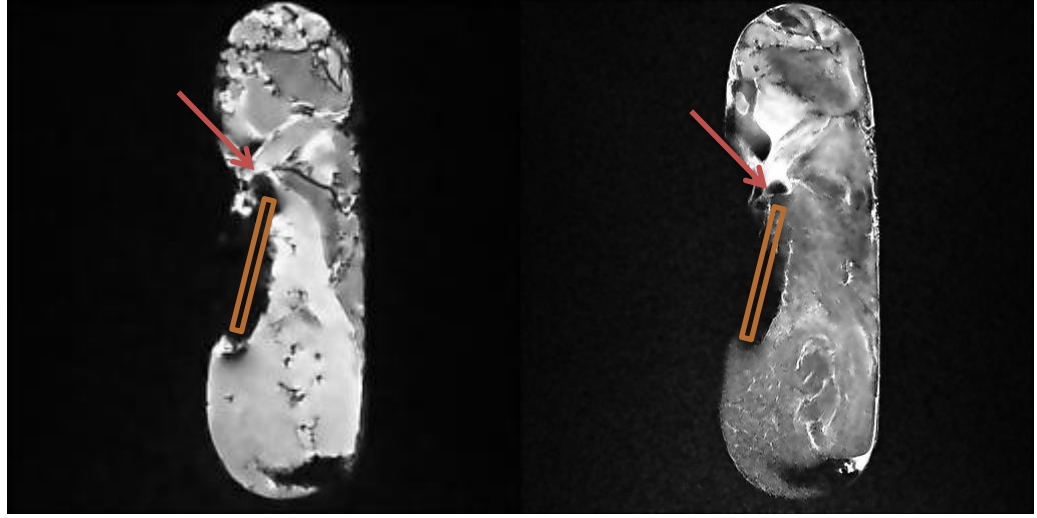
(d-T₁GRE)

(d-T₂TSE)



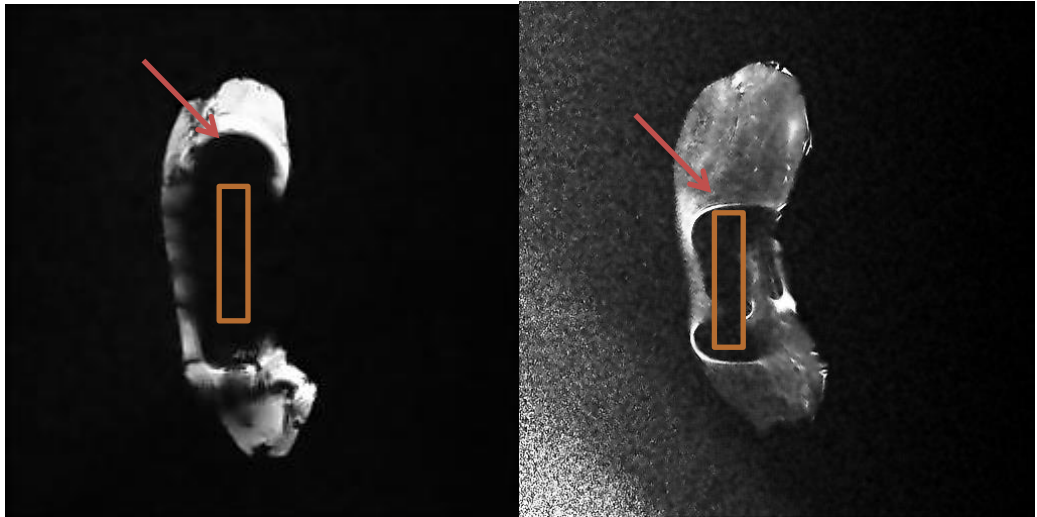
(e-T₁GRE)

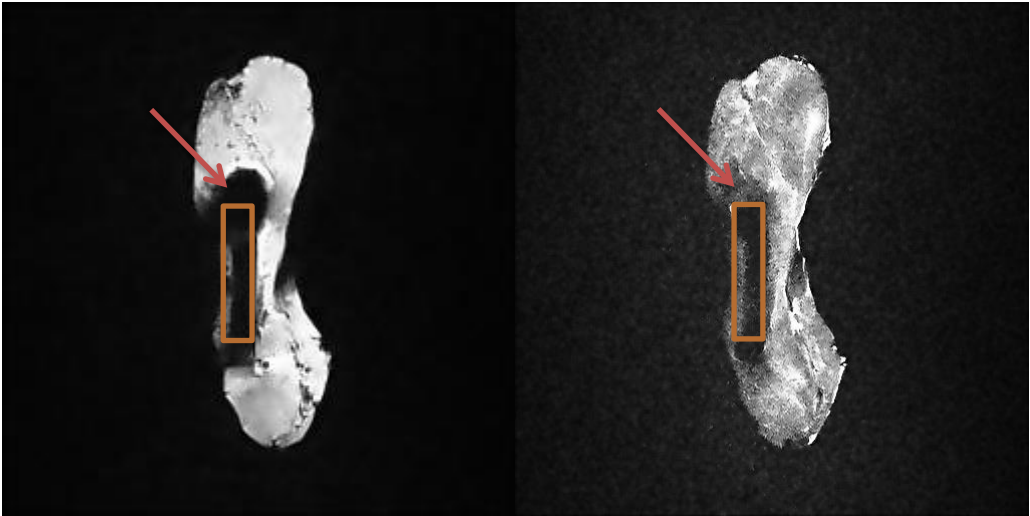
(e-T₂TSE)

(f-T₁GRE)(f-T₂TSE)

Şekil 3.31. İmplantlardan elde edilen *İnce* numunelerin *Sagittal T₁ GRE* ve *T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e), Numune-13 (f)

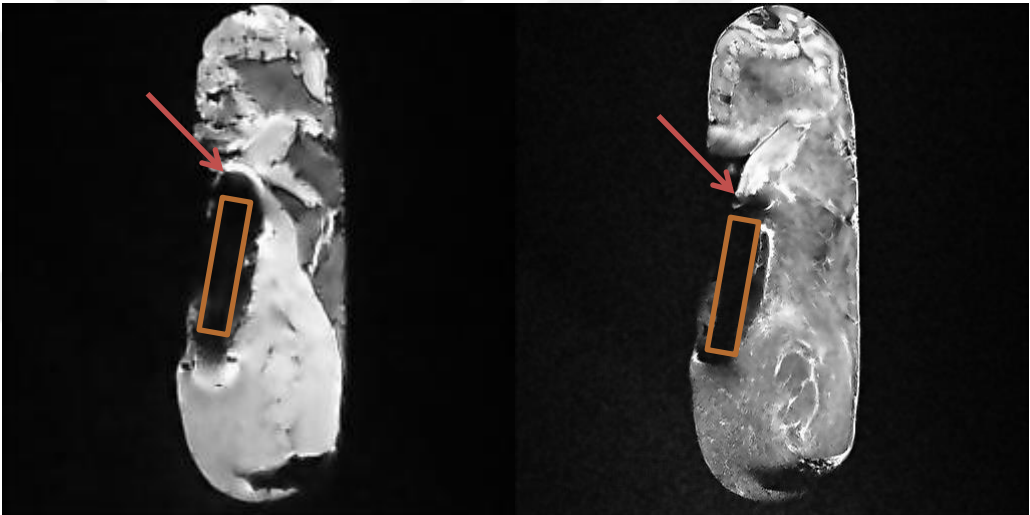
Şekil 3.32’de; *Kalın* numunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Sagittal T₁ GRE* ve *T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e) ve Numune-14 (f) için gösterilmektedir.

(a-T₁GRE)(a-T₂TSE)



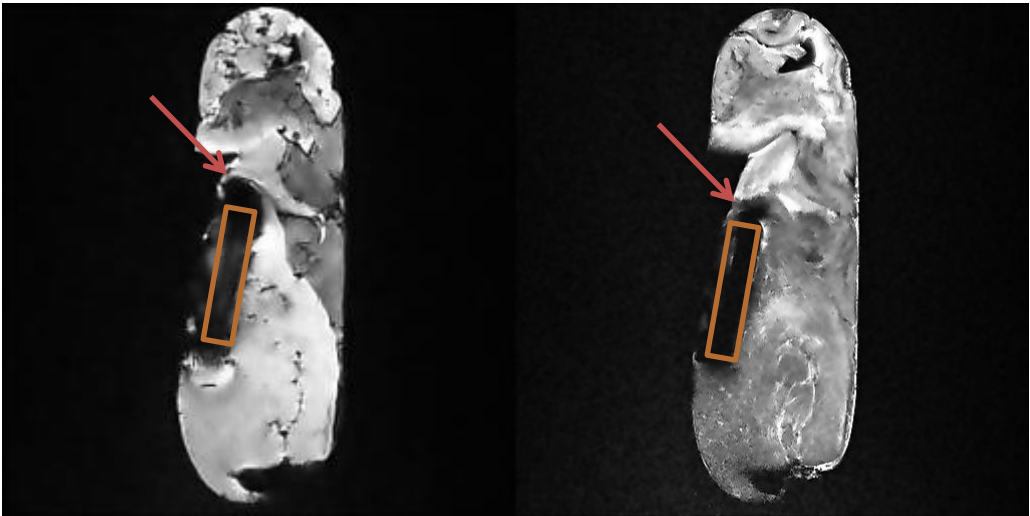
(b-T₁GRE)

(b-T₂TSE)



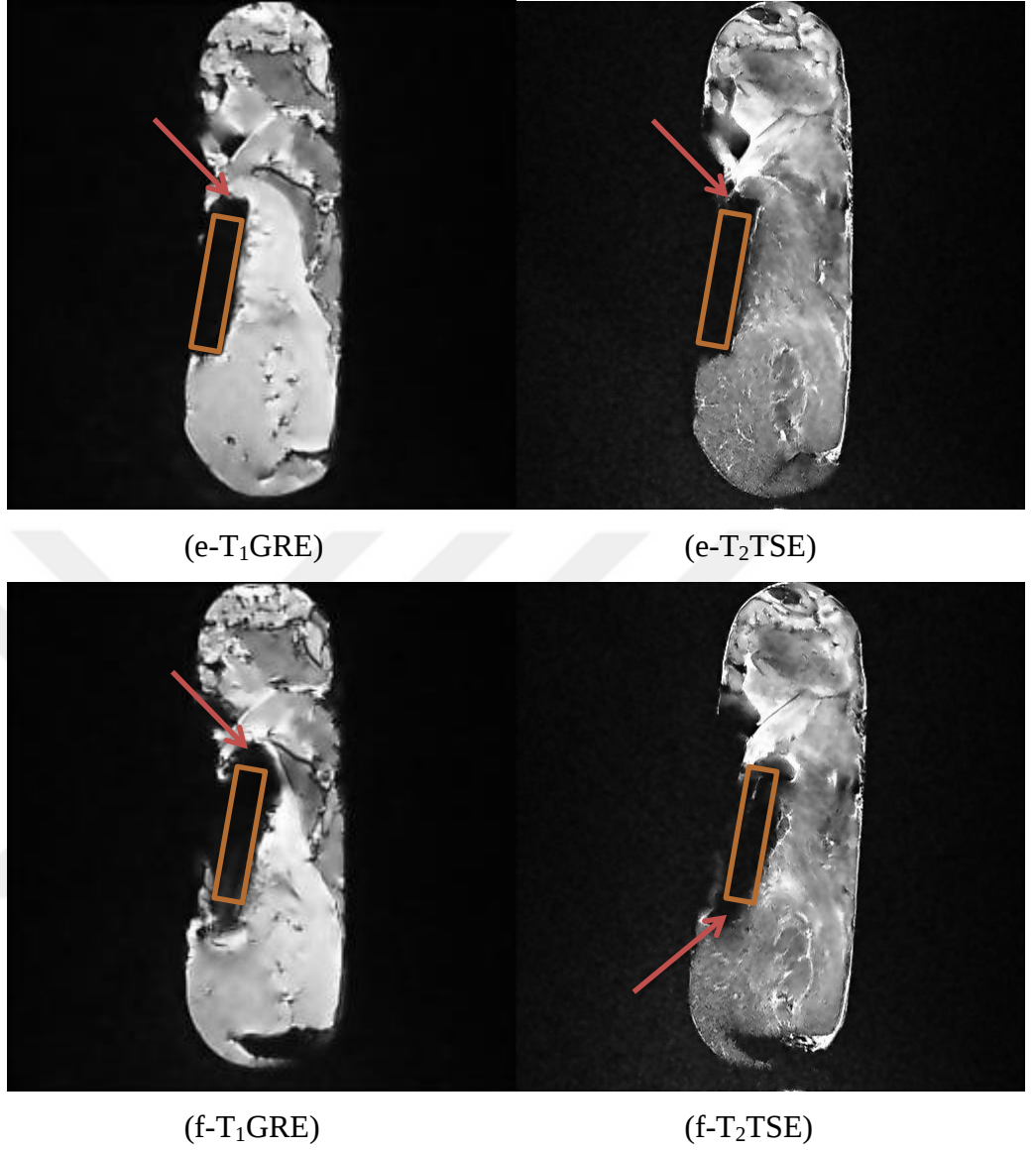
(c-T₁GRE)

(c-T₂TSE)



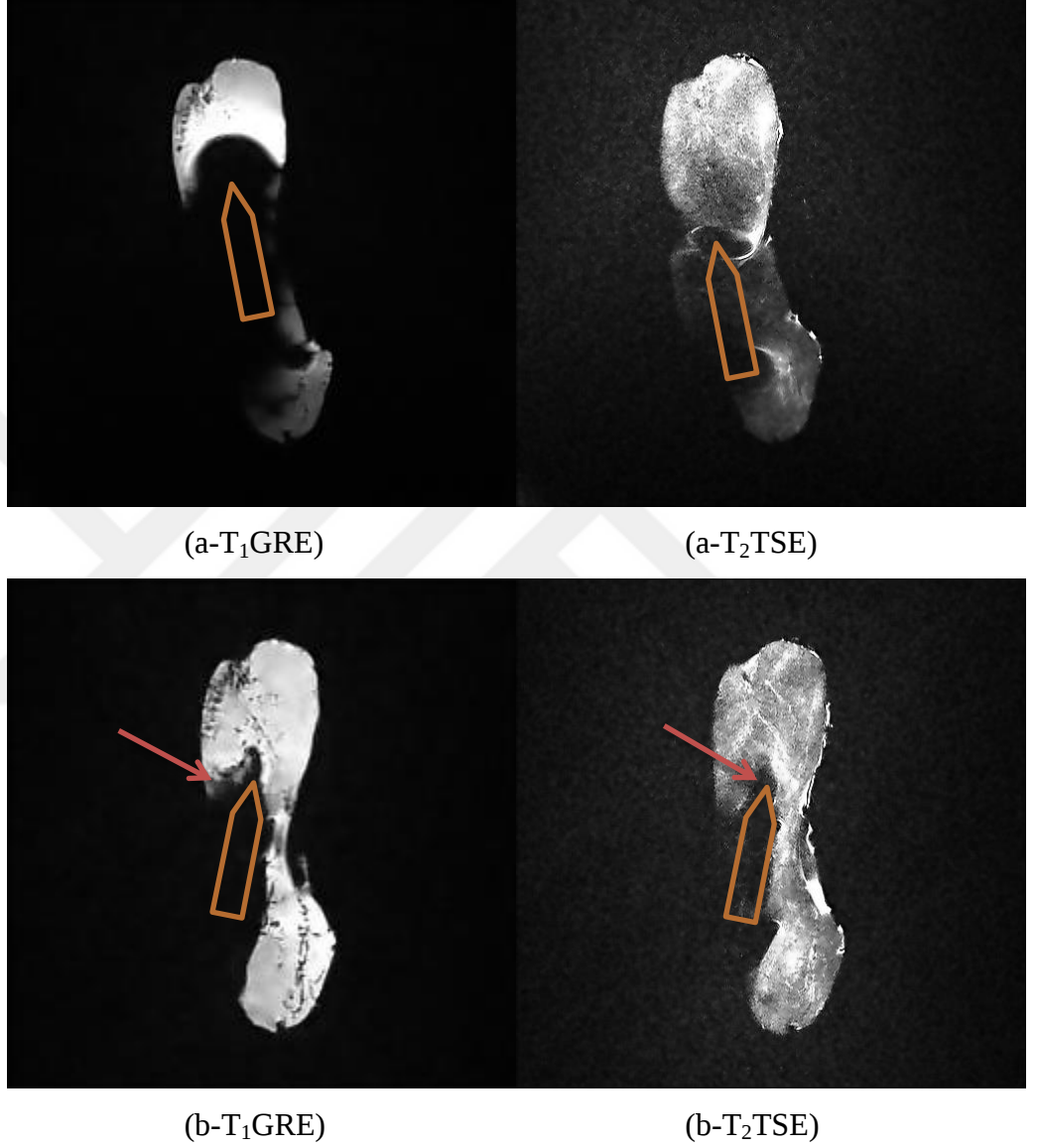
(d-T₁GRE)

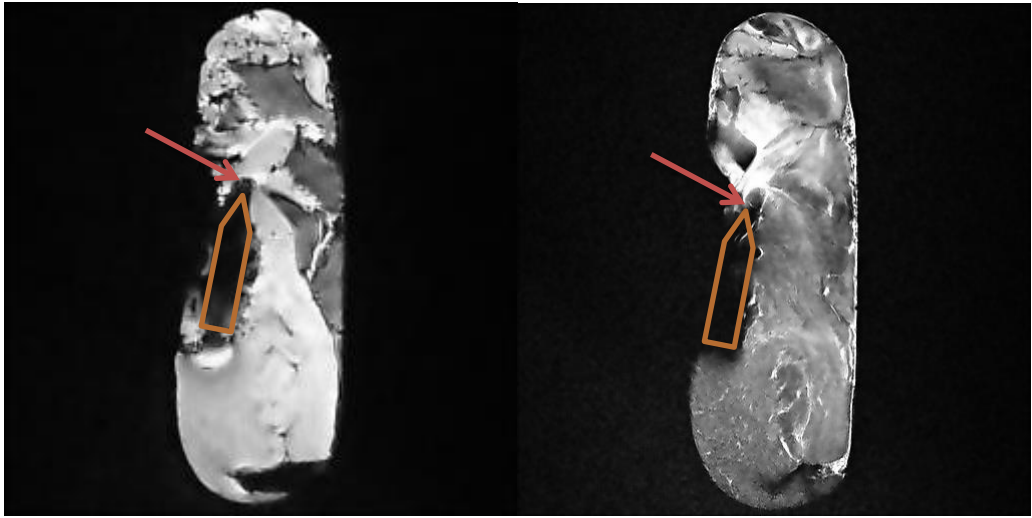
(d-T₂TSE)



Şekil 3.32. İmplantlardan elde edilen *Kalın* numunelerin *Sagittal T₁ GRE ve T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e), Numune-14 (f)

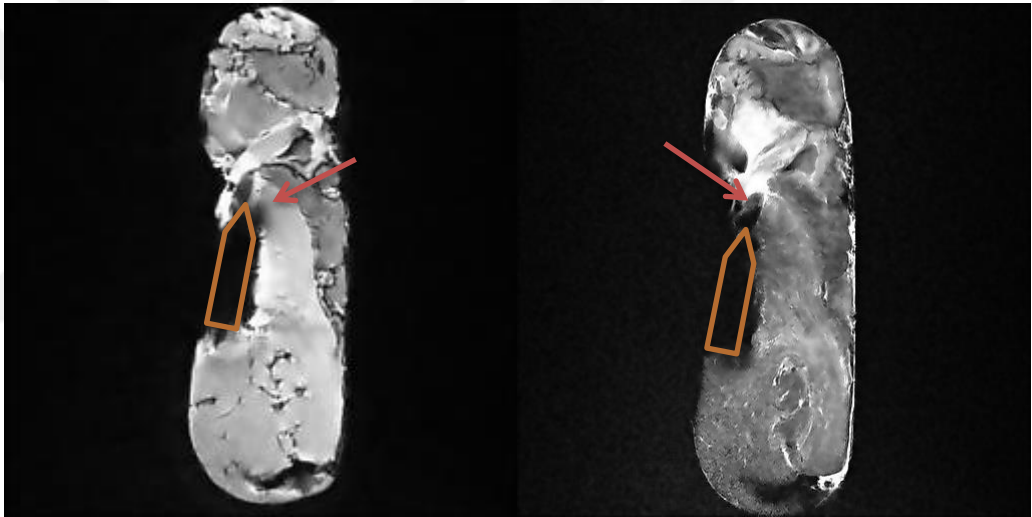
Şekil 3.33’de; *Sivri* nuunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Sagittal* T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e) ve Numune-15 (f) için gösterilmektedir.





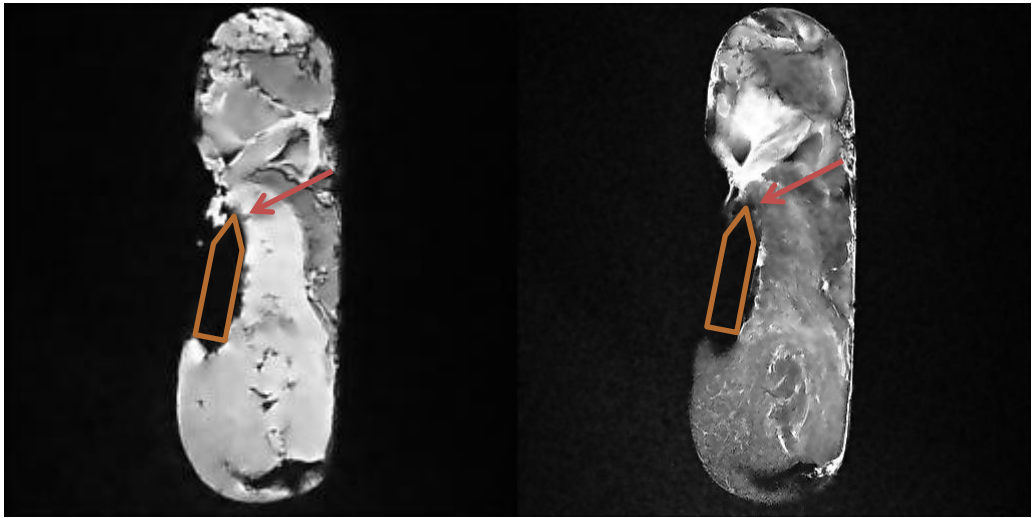
(c-T₁GRE)

(c-T₂TSE)



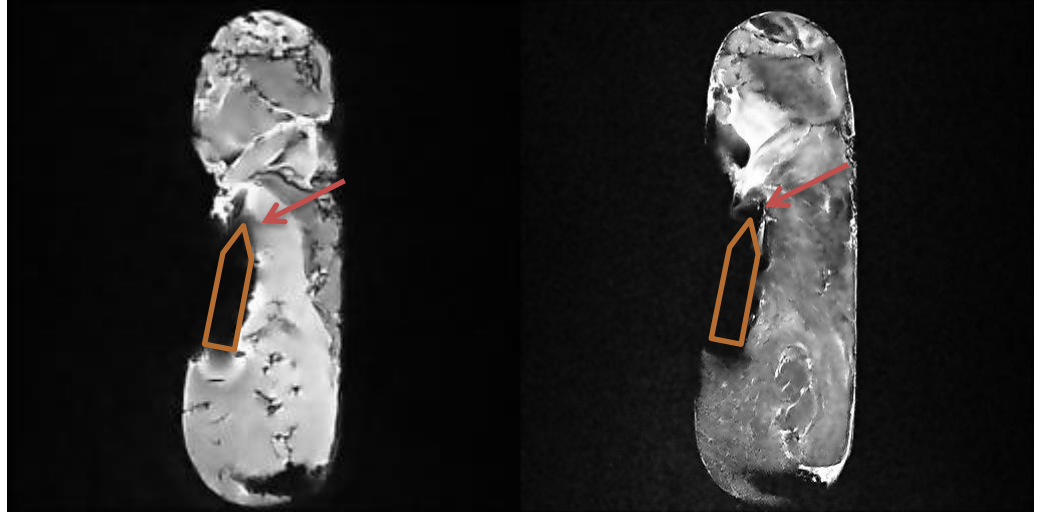
(d-T₁GRE)

(d-T₂TSE)



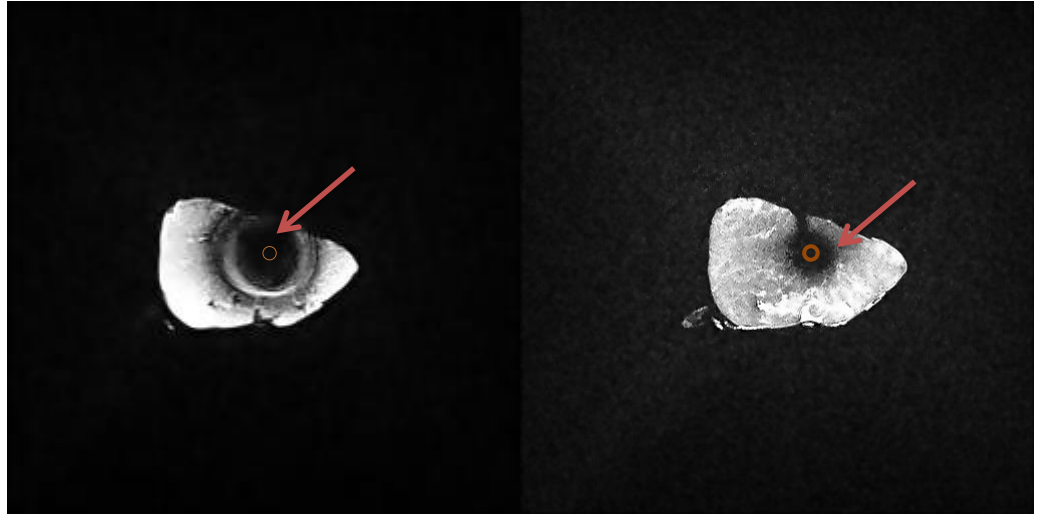
(e-T₁GRE)

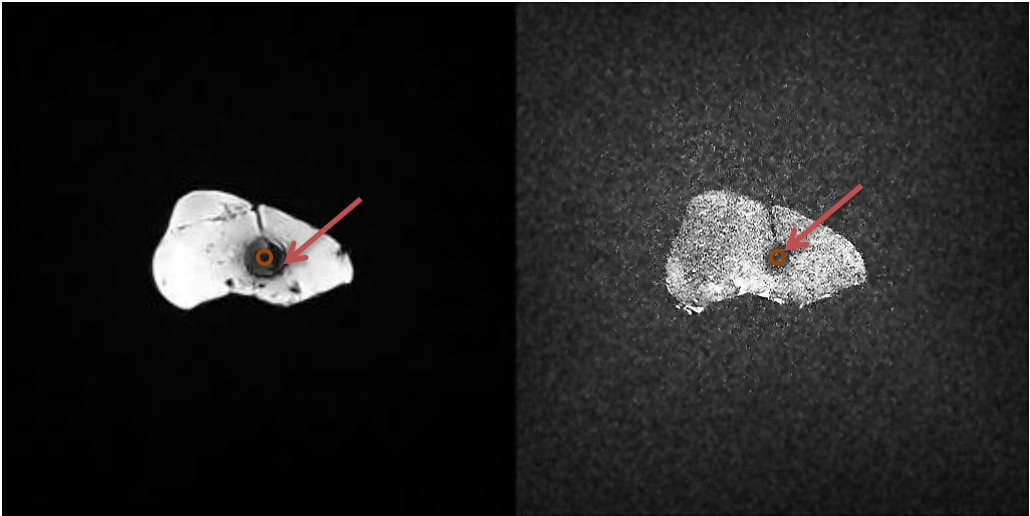
(e-T₂TSE)

(f-T₁GRE)(f-T₂TSE)

Şekil 3.33. İmplantlardan elde edilen *Sivri* numunelerin *Sagittal T₁ GRE* ve *T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e), Numune-15 (f)

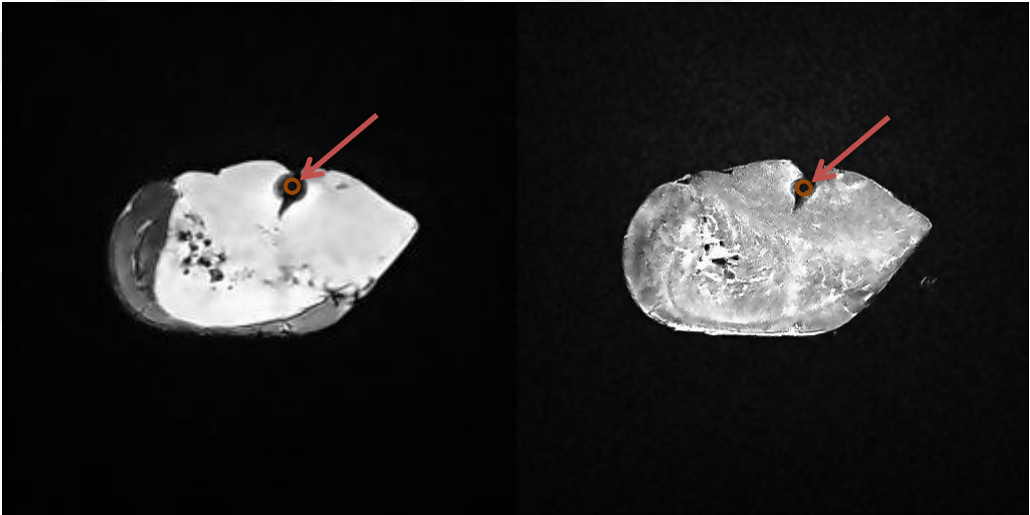
Şekil 3.34'de; *İnce* numunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Aksiyal T₁ GRE* ve *T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e) ve Numune-13 (f) için gösterilmektedir.

(a-T₁GRE)(a-T₂TSE)



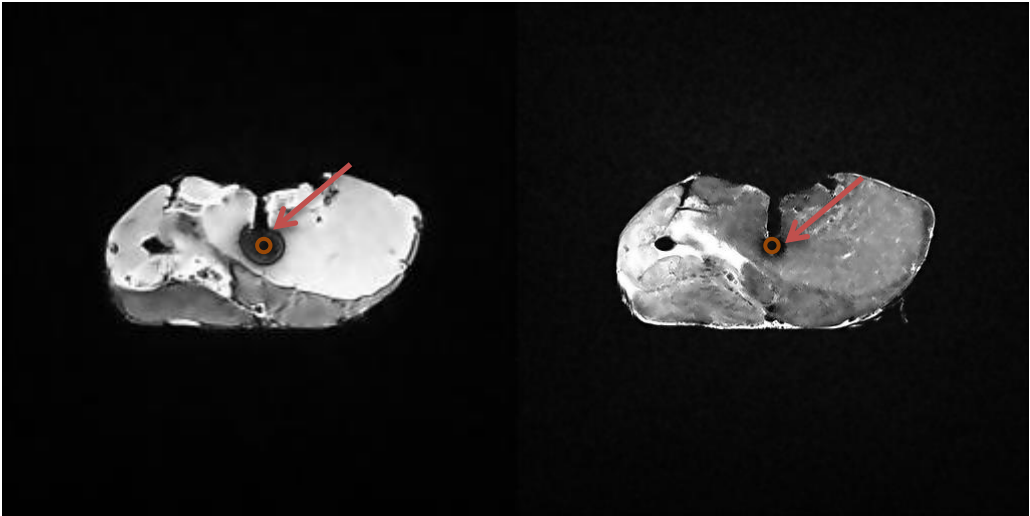
(b-T₁GRE)

(b-T₂TSE)



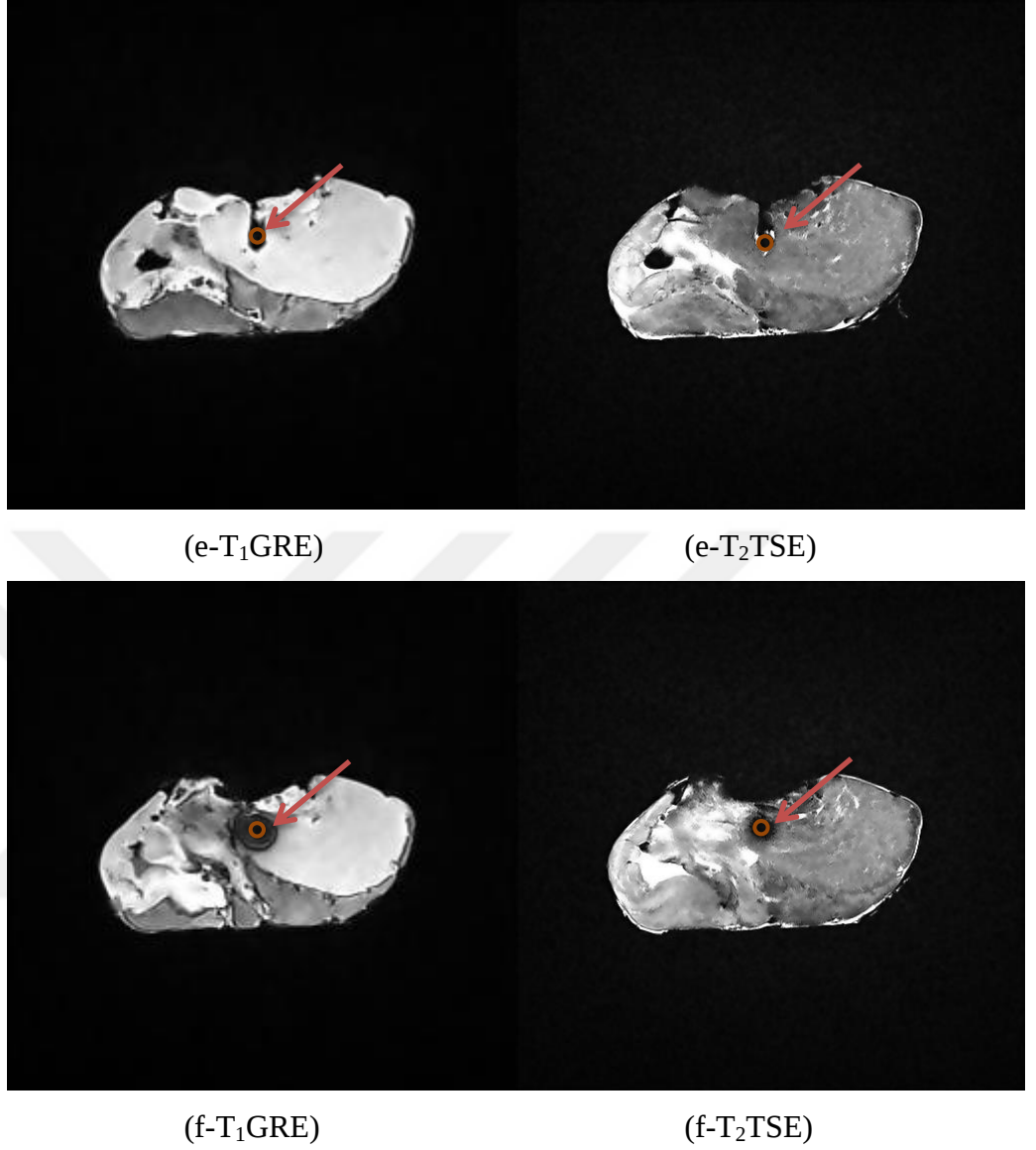
(c-T₁GRE)

(c-T₂TSE)



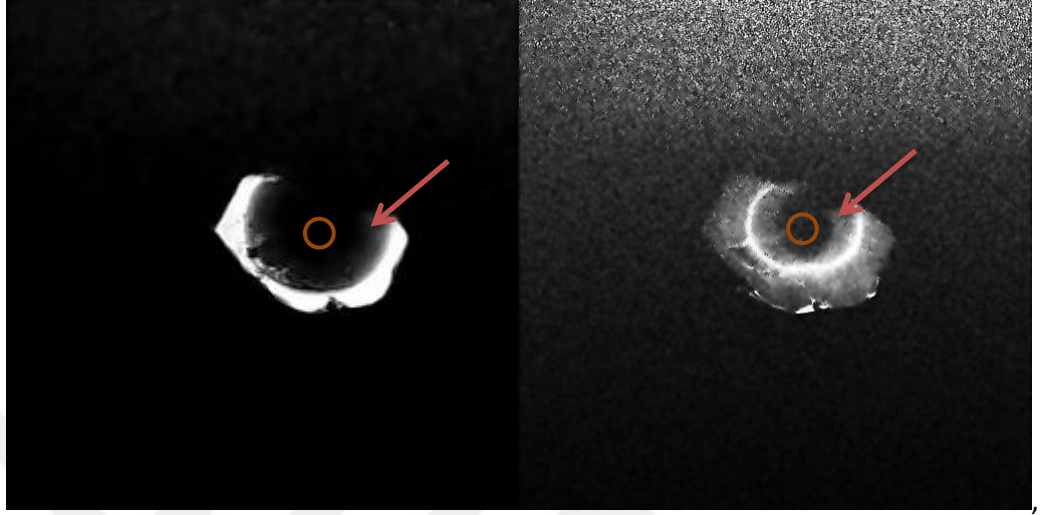
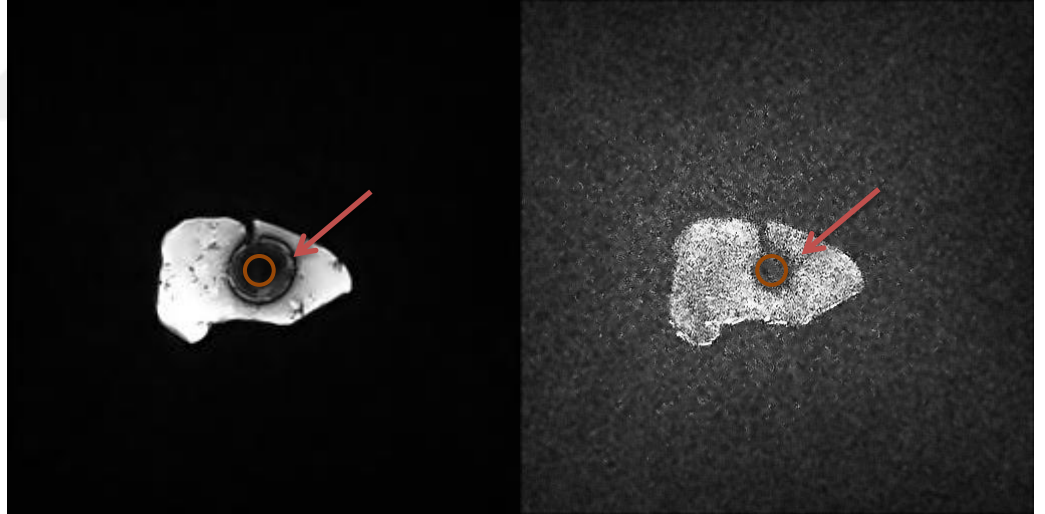
(d-T₁GRE)

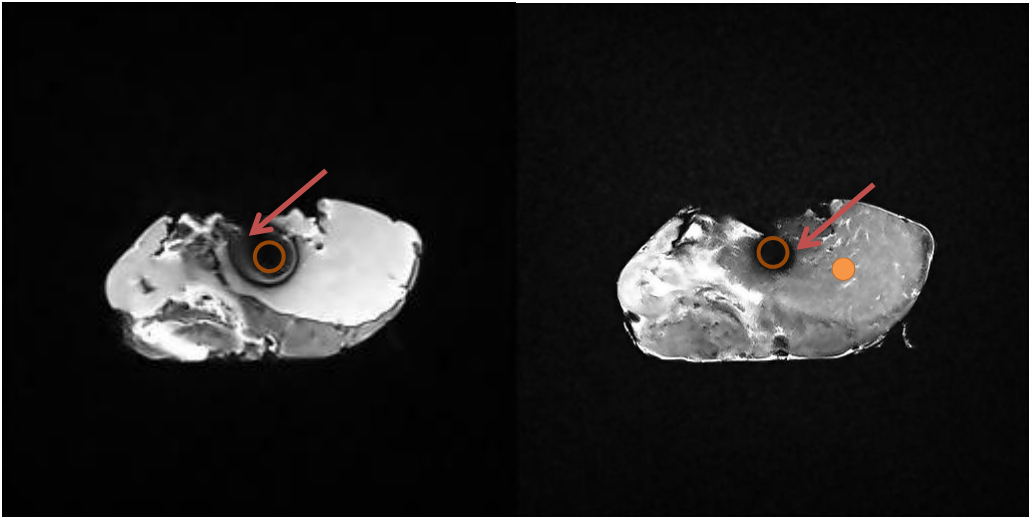
(d-T₂TSE)



Şekil 3.34. İmplantlardan elde edilen *İnce* numunelerin Aksiyal T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-1 (a), Numune-7 (b), Numune-4 (c), Numune-19 (d), Numune-10 (e), Numune-13 (f)

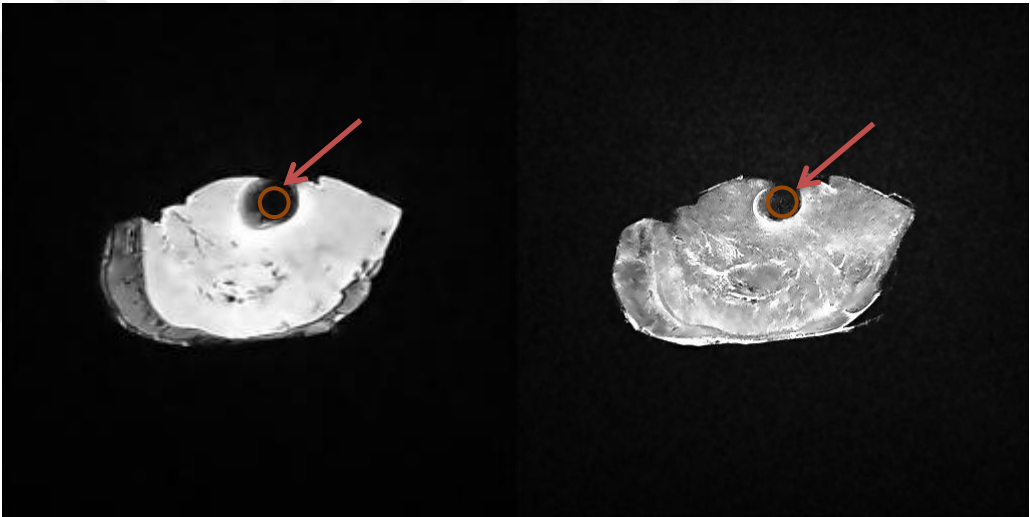
Şekil 3.35’de; *Kalın* numunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Aksiyal* T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e) ve Numune-14 (f) için gösterilmektedir.

(a- T_1 GRE)(a- T_2 TSE)(b- T_1 GRE)(b- T_2 TSE)



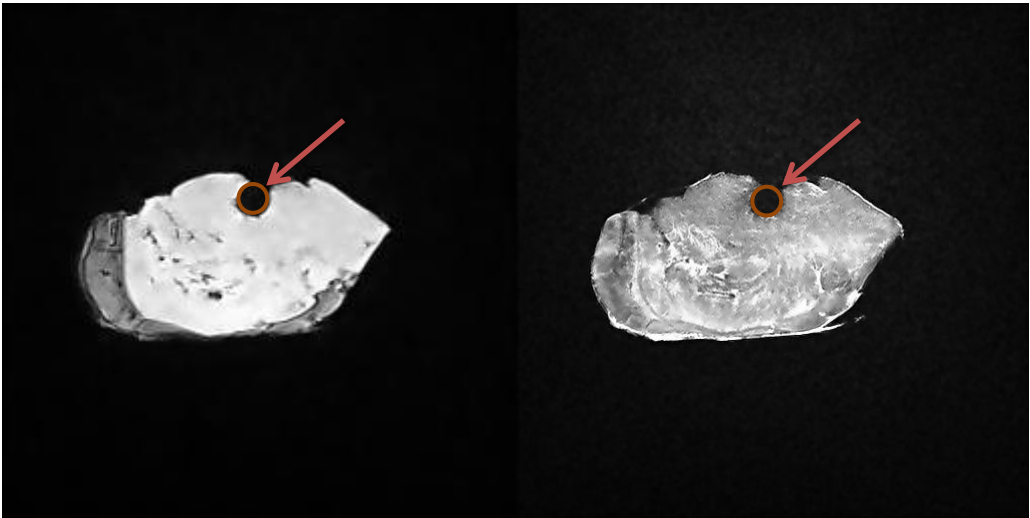
(c-T₁GRE)

(c-T₂TSE)



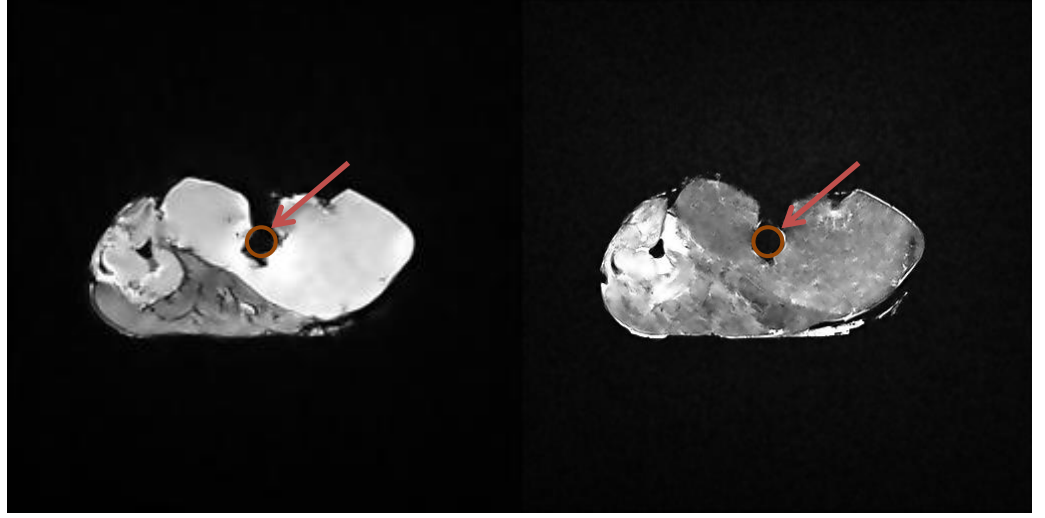
(d-T₁GRE)

(d-T₂TSE)



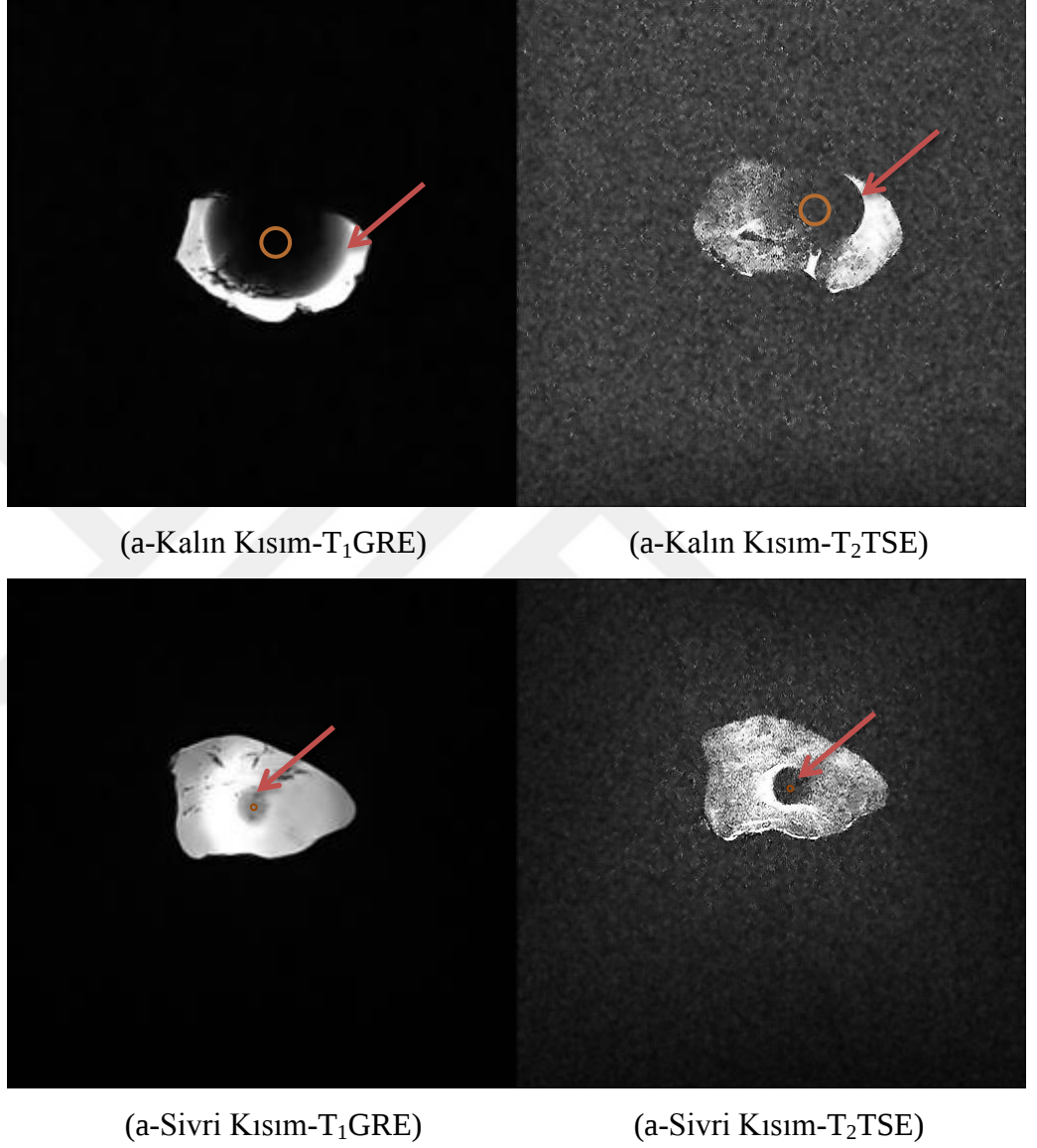
(e-T₁GRE)

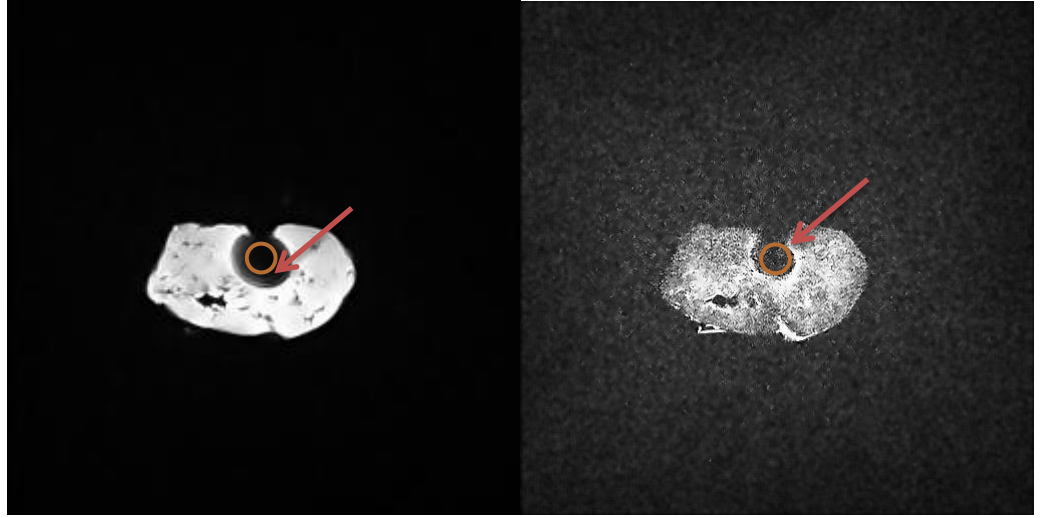
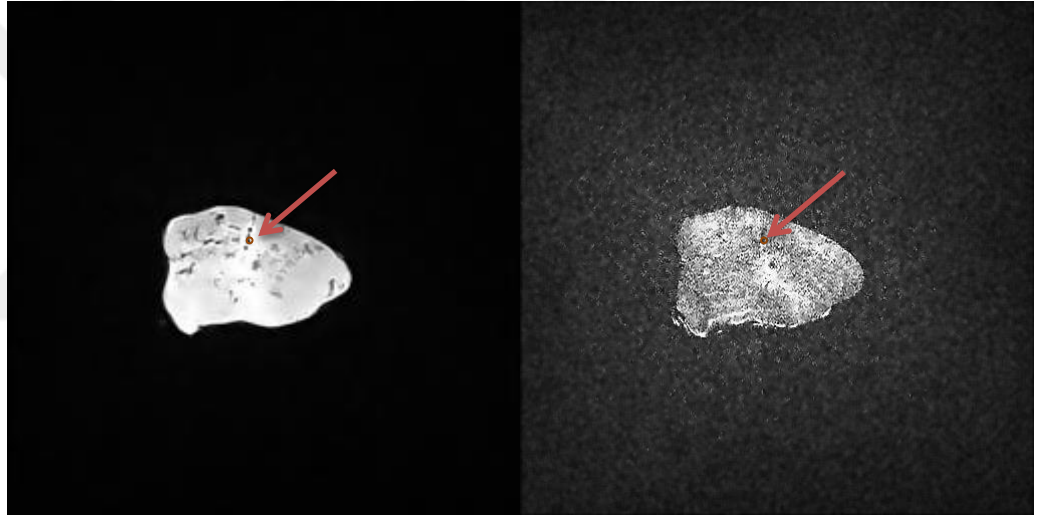
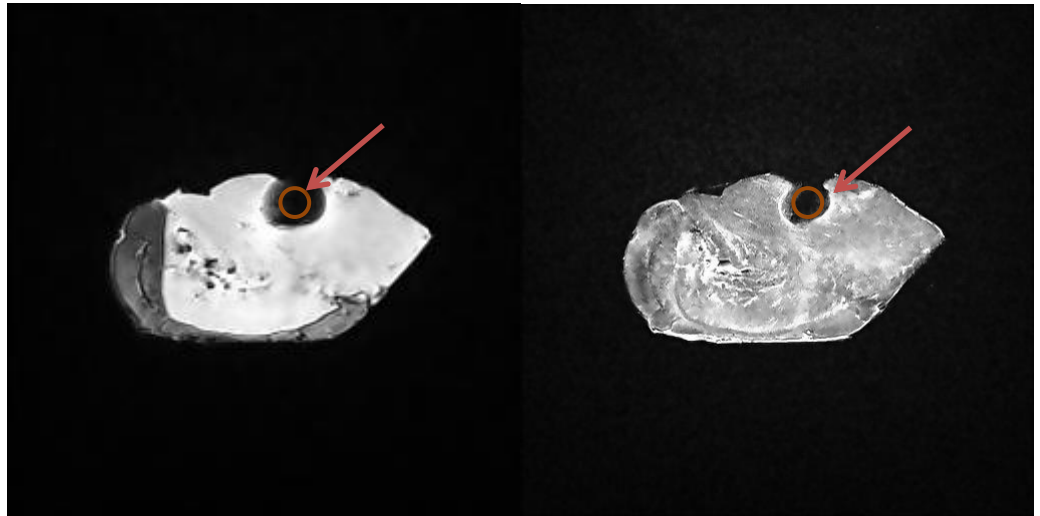
(e-T₂TSE)

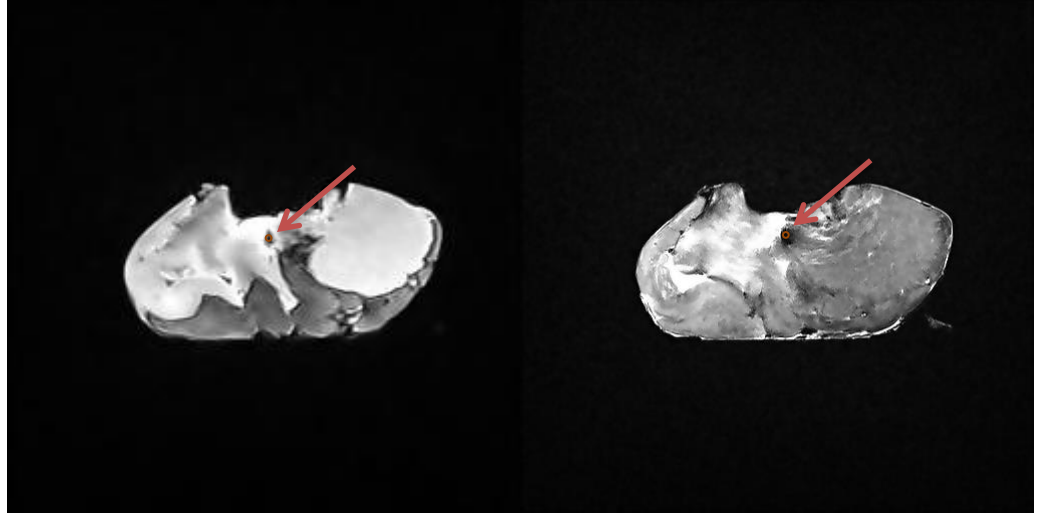
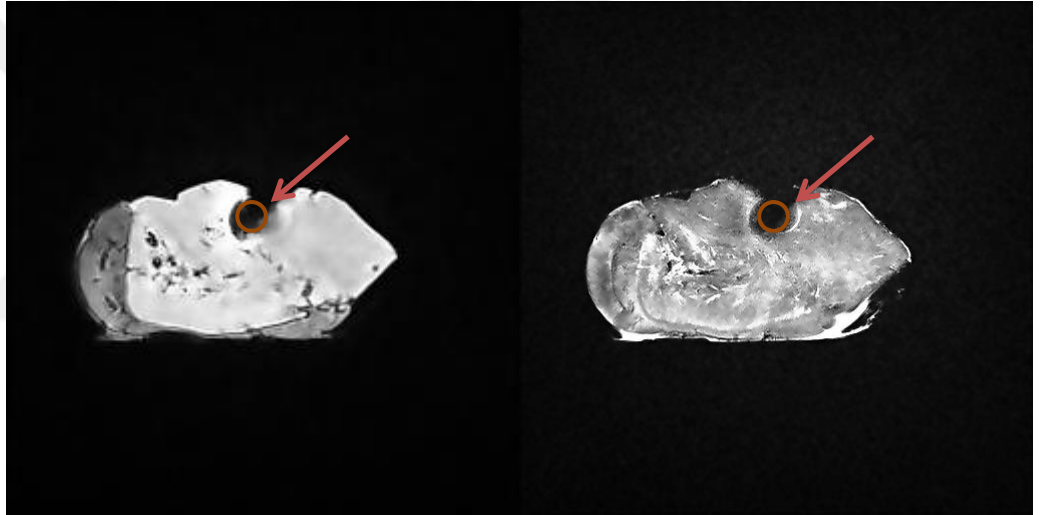
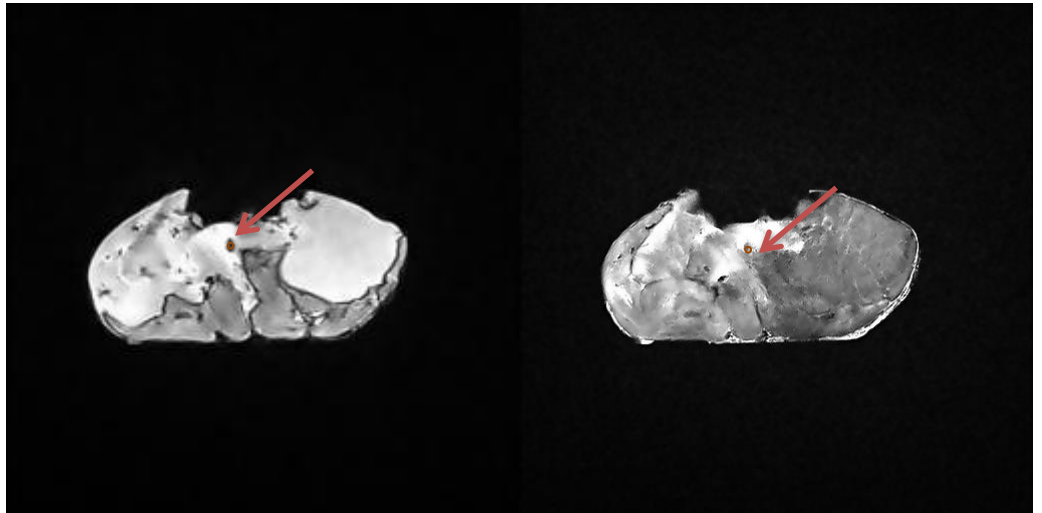
(f-T₁GRE)(f-T₂TSE)

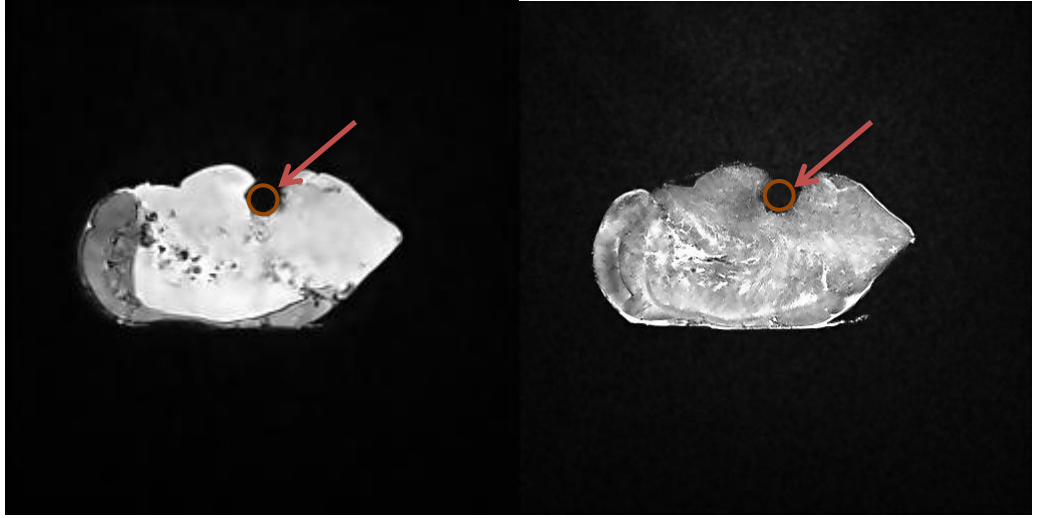
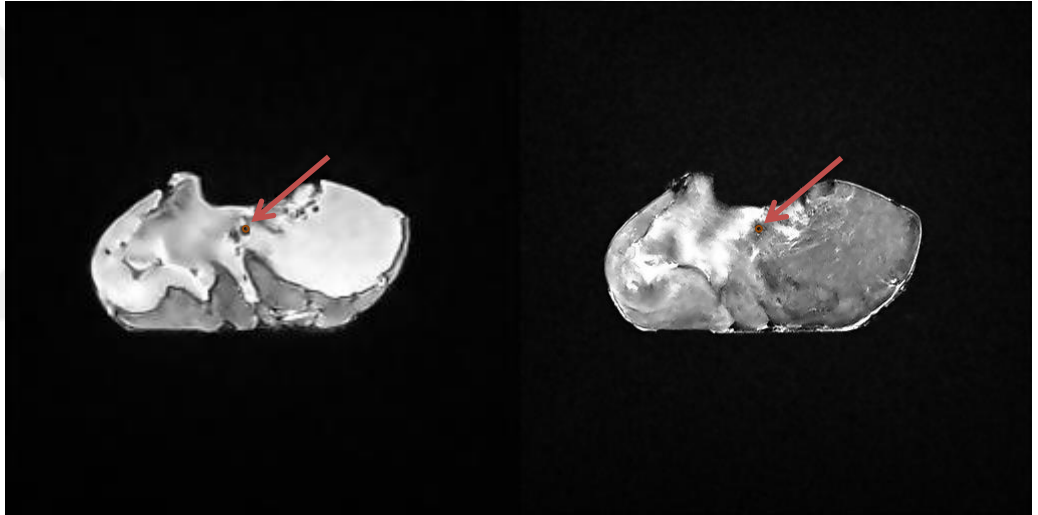
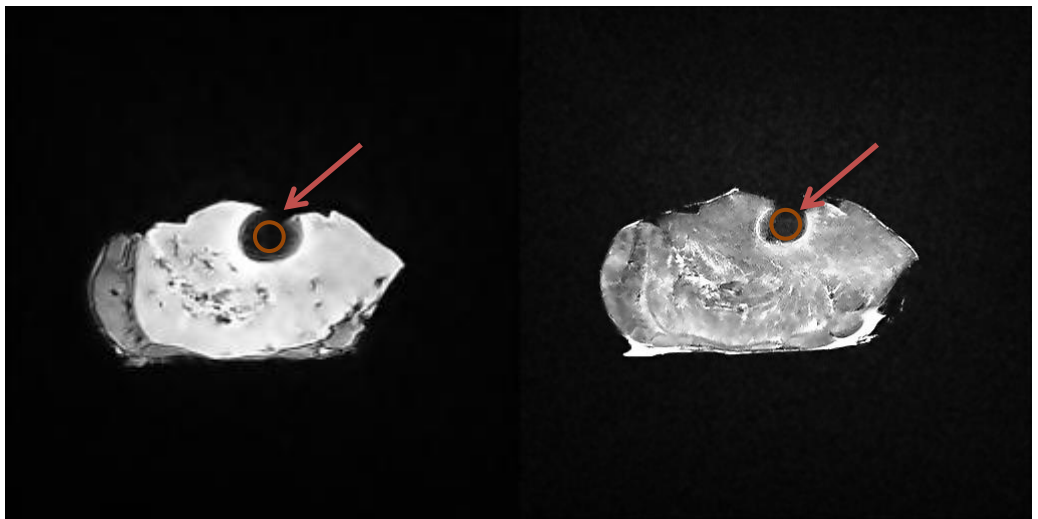
Şekil 3.35. İmplantlardan elde edilen *Kalın* numunelerin Aksiyal T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-2 (a), Numune-8 (b), Numune-5 (c), Numune-20 (d), Numune-11 (e), Numune-14 (f)

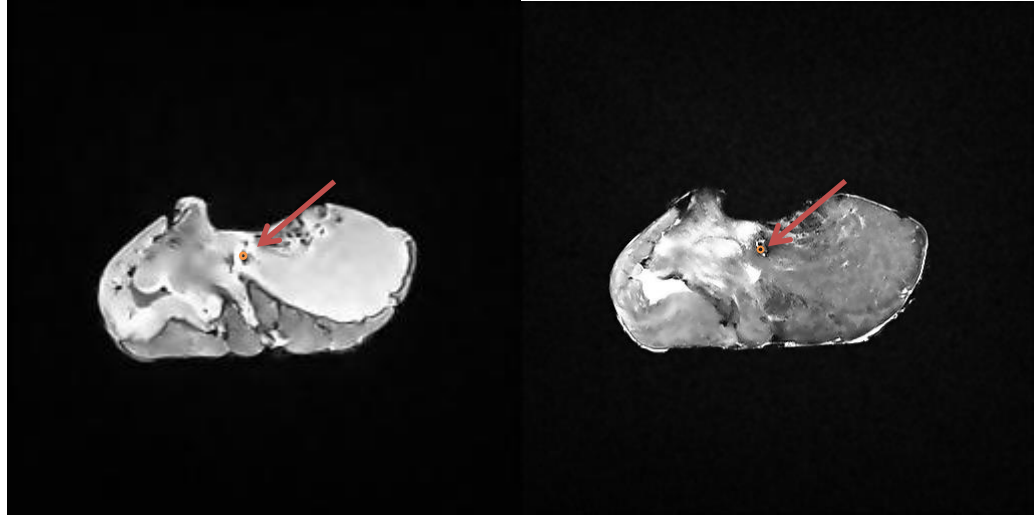
Şekil 3.36'da; *Sivri* numunelerin yerleştirildiği kalp ventrikülünden elde edilen *Aksiyal* T_1 GRE ve T_2 TSE görüntüleri ve görüntü bozulmalarının Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e) ve Numune-15 (f) için gösterilmektedir.



(b-Kalın Kısım-T₁GRE)(b-Kalın Kısım-T₂TSE)(b-Sivri Kısım-T₁GRE)(b-Sivri Kısım-T₂TSE)(c-Kalın Kısım-T₁GRE)(c-Kalın Kısım-T₂TSE)

(c-Sivri K1sım-T₁GRE)(c-Sivri K1sım-T₂TSE)(d-Kalın K1sım-T₁GRE)(d-Kalın K1sım-T₂TSE)(d-Sivri K1sım-T₁GRE)(d-Sivri K1sım-T₂TSE)

(e-Kalın Kısım-T₁GRE)(e-Kalın Kısım-T₂TSE)(e-Sivri Kısım-T₁GRE)(e-Sivri Kısım-T₂TSE)(f-Kalın Kısım-T₁GRE)(f-Kalın Kısım-T₂TSE)



(f-Sivri Kısım-T₁GRE)

(f-Sivri Kısım-T₂TSE)

Şekil 3.36. İmplantlardan elde edilen *Sivri* numunelerin *Aksiyal T₁ GRE* ve *T₂ TSE* görüntüleri ve görüntü bozulmalarının gösterilmesi: Numune-3 (a), Numune-9 (b), Numune-6 (c), Numune-21 (d), Numune-12 (e), Numune-15 (f)

Görüntüler incelendiğinde, metal içerikli olan bütün numunelerin bulunduğu dokunun yakın bölgesinde sinyal kaybına sebep olarak görüntüde bozulmalara yol açtığı gözlenmektedir. Bu kaybın miktarı ise hem malzeme içeriği ile hem de numunelerin ebatına bağlı olarak değişmektedir. Görüntü bozulmalarının miktarı ise tablo haline dönüştürülerek tablo 3.2.'de sunulmuştur.

Tablo 3.2. Deneylerde kullanılan numunelerin MRG görüntülerinde oluşturduğu bozulma miktarları

Numune			Görüntü Artefaktının İmplant Boyutuna Oranı*			
			Aksiyal		Sagittal	
			T1GRE	T2TSE	T1GRE	T2TSE
Onur Medikal	Numune-1		12.337	8.669	3.055	2.047
	Numune-2		17.347	6.563	2.409	0.988
	Numune-3	Sivri	20.886	18.750	2.160	0.465
		Kalın	12.820	2.637		
	Numune-4		1.202	0.881	0.403	0.137
	Numune-5		4.670	0.707	0.490	0.082
	Numune-6	Sivri	3.795	3.125	0.197	0.149
Kalın		2.233	0.389			
Aysam Ortopedi	Numune-7		3.033	2.339	1.339	0.131
	Numune-8		4.826	0.840	0.185	0.094
	Numune-9	Sivri	0.375	0.068	0.920	0.603
		Kalın	0.122	0.092		
İmplant Döküm	Numune-10		0	0	0	0
	Numune-11		0	0	0	0
	Numune-12	Sivri	0	0	0	0
		Kalın	0	0		
	Numune-13		2.988	1.211	0.750	0.022
	Numune-14		0.238	0.161	0.490	0.295
	Numune-15	Sivri	1.500	0.977	0.199	0.068
		Kalın	2.233	0.328		
Erciyes Üniversitesi	Numune-19		2.842	1.113	0.092	0.042
	Numune-20		1.677	0.002	0.238	0.069
	Numune-21	Sivri	0.590	0.375	0.251	0.089
		Kalın	0.333	0.150		
* Oransal olarak verilen değer; görüntüdeki sinyal kaybının yaşandığı bölgenin alanının yerleştirilen implantın alanına oranıdır.						

Yukarıdaki tablo incelendiğinde; UHMWPE malzemeden üretilen implantta herhangi bir görüntü artefaktı olmadığı görülmektedir. Bunun nedeni, bu malzemenin metal içerikli olmayıp manyetik alandan etkilenmemesidir. Ancak diğer numunelerin tamamı

metalik olduğu için görüntüyü farklı seviyelerde bozmaktadır. Görüntü artefaktının en yüksek seviyede olduğu malzemeler; içerdikleri yüksek orandaki Fe elementinden ötürü 316LVM malzemesinden üretilen numunelerdir. Ti alaşımlı numunelerde ise görüntünün bozulma oranları oldukça düşüktür.

Bu tablodan çıkarılabilecek diğeri bir sonuç ise; T1GRE görüntüleri ile T2TSE görüntüleri arasında aynı numunelerde karşılaşılan görüntü artefaktlarının farklı seviyelerde olduklarıdır. Tablonun geneli incelendiğinde; T1GRE sekansı kullanılarak elde edilen görüntülerde karşılaşılan artefakt, T2TSE sekansındaki görüntülere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenle, metalik implant bulunduran kişilerde MRG görüntüleme yapılırken T2TSE sekansının tercih edilmesi, incelemenin daha sağlıklı yapılabilmesini sağlayabilir.

4. BÖLÜM

TARTIŞMA - SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında; farklı malzemelerden üretilmiş biyomalzeme amaçlı kullanılabilecek deney numunelerinin MRG cihazı ile uyumlulukları ve MRG sırasında kullanım güvenilirlikleri analiz edilmiştir. Çalışmamızda; implant bulunduran hastalara uygulanan MRG sırasında oluşan güvenlik endişelerinin giderilmesi için MRG ile uyumlu ve güvenilir olan biyomalzemeler ile tehlike oluşturabilecek malzemelerin ayırt edilmesi ve bu sayede implant bulunduran hastalarda MRG uygulamasının endişeye yer vermeden daha sağlıklı olarak kullanılabilmesi amaçlanmıştır. Bunun için ASTM tarafından geliştirilen F2052, F2119 ve F2182 standartları referans olarak alınmıştır.

Bu tez çalışmasının giriş ve genel bilgiler kısmında; klinikte kullanılan tıbbi görüntüleme sistemlerinin çalışma prensipleri ve kullanım amaçları özetlenmiştir. MRG cihazı ise ayrıntıları ile anlatılmıştır. Aynı zamanda MR sekanslarının yapısı ve kullanılan elektromanyetik dalgaların özellikleri açıklanmıştır. Aynı bölümün devamında; tıbbi amaçlı olarak kullanılan biyomalzemelerin çeşitleri ve özellikleri hakkında bilgi verilmiştir. Bu malzemelerin elektromanyetik alanlar ile etkileşimi sonucunda ne gibi durumlar ile karşılaştığı ortaya konulmuştur.

Materyal ve metod bölümünde ise tez çalışmasında kullanılan cihaz, malzemeler ve deney ortamlarının nasıl oluşturulduğu açıklanmıştır. Deneylerde kullanılan numuneler implant üreticisi firmalardan ve üniversitemiz hastanesinde cerrahi müdahale sonrası hastadan çıkarılmak durumunda kalmış Ti alaşımı atık implant malzemesinden elde edilmiştir. Deneylerde; Titanyum alaşımlı, CoCrMo alaşımlı, 316L medikal paslanmaz çelik, 316LVM medikal paslanmaz çelik ve UHMWPE malzemelerden olmak üzere, 3 ayrı tasarımlarda, ağırlık ve boyutta üretilen 21 ayrı numune kullanılmıştır. Bütün deney numuneleri insan vücudunun elektriksel ve termal özelliklerine sahip bir organa

yerleştirilmiştir. Bu şekilde, implantların hastalarda kullanıldığı benzer bir ortam oluşturulmuştur. Deneyler üniversitemiz bünyesindeki Mustafa Erasan ve Fevzi Mercan Çocuk Hastanesinde bulunan 1.5 T Siemens Magnetom marka MRG cihazı ünitesinde gerçekleştirilmiştir. MRG sekansları ise klinikte kullanılmakta olan aksiyal ve sagittal kesitlerde T1GRE ve T2TSE görüntüleme olarak belirlenmiştir. T1GRE sekansı Aksiyal kesit için TR değeri 2070 ms, TE değeri 2.9 ms, T1GRE sekansı Sagittal kesit için TR değeri 2200 ms, TE değeri 2.9 ms, T2TSE sekansı Aksiyal kesit için TR değeri 4400 ms, TE değeri 95 ms, T2TSE sekansı Sagittal kesit için ise TR değeri 4380 ms, TE değeri 95 ms olarak belirlenmiştir. Numunelerden her bir sekanstaki MR görüntülerinin alınma zamanı 10 dakika sürmüştür. Bu süre zarfında ortamın manyetik alanından etkilenmeyecek, OSENSA Innovations firmasının üretimi FTX-200-LUX+ marka fiber optik sürekli zamanlı sıcaklık ölçüm cihazı kullanılarak implantın uç noktalarındaki sıcaklık değişimi kayıt altına alınmıştır. Fiber optik probaların numune üzerinde nereye yerleştirileceği ise Zurich Med Tech firmasından alınan Sim4Life multifizik simülasyon programında oluşturulan simülasyonlarda elde edilen sonuçlara göre karar verilmiştir.

Bulgular bölümünde; MRG cihazının biyomalzemeler üzerindeki etkileri ile ilgili olarak elde edilen simülasyon ve deney sonuçları bulunmaktadır. Deney numunelerinden 316L medikal paslanmaz çelik ve CoCrMo alaşımlı implant numuneleri, 1.5 T statik manyetik alan tarafından etkilendiği ve cihaza doğru çekildiği tespit edilmiştir. Bu türdeki implantların 1.5 T MRG cihazı için tehlikeli olduğu sonucuna varılmıştır. Dolayısıyla bu numuneler için RF etkili ısınma ve görüntü artefaktı analizleri yapılmamıştır. Diğer deney numunelerine ise; cihazda bulunan statik manyetik alandan etkilenmedikleri için bütün testler uygulanmıştır. Bütün numunelerin 2 ayrı sekans ve 2 ayrı kesitlerdeki 10 dakika süre boyunca elde edilen sıcaklık değişim grafikleri Tablo 3.1.'de özetlenmiştir. RF etkili ısınma deneyleri sonuçlarına bakıldığında hiçbir numunenin yüzeyinde 1 °C doku ısınmasına sebep olacak bir ısınmaya sebep olmadığı görülmüştür. Tablo 3.1.'e göre; maksimum ısınmanın Onur Medikal firmasına ait 316LVM medikal paslanmaz çelikten üretilen implant numunesinde (Numune-3) T2TSE sekansında sagittal kesitte 0.2 °C olarak ölçülmüştür. Bu sıcaklık artışı ise sağlıklı dokulara zarar verecek seviyede olmadığı için test edilen deney numunelerinin hiçbirisinde RF etkili ısınmadan dolayı MRG uyumluluk veya güvenilirliklerini engelleyen bir durum ile karşılaşılmamıştır.

Bölümün devamına eklenen görüntü artefaktı deneyleri sonuçlarına bakıldığında her bir numunenin MR görüntülerini farklı şekilde etkilediği görülmektedir. MR görüntülerinde implant numuneleri belli olmadığı için bu görüntülere; organ içerisine yerleştirilen numunenler gerçek boyutları ile sonradan çizilmiş ve numunelerden kaynaklanan artefaktlar işaretlenmiştir. Bütün kesitler ve sekanslarda elde edilen MRG görüntülerinde oluşan bozulma miktarı Matlab ortamında hazırlanan bir yazılım ile analiz edilmiştir. Sonuçlar ise Tablo 3.2.'de görülmektedir. Bu tabloya göre; deney numuneleri arasından en fazla artefakta sebep olan malzemenin 316LVM olduğu görülmüştür. Titanyum alaşımlı implantların görüntüye etkisi ise daha düşük seviyelerdedir. Ancak, farklı firmaların üretmiş olduğu Titanyum alaşımlı implantların görüntüye olan etkileri değişebilmektedir. Bunun sebebi ise ürünlerde kullanılan katkı elementlerin tür ve oranlarının farklı seviyelerde olmasındandır. Tablo 3.2.'den çıkarılabilecek diğer bir sonuç ise görüntüleme sekansının da görüntü artefaktına etkisinin olmasıdır. Tablo incelendiğinde; aynı numuneden elde edilen aksiyal ve sagittal T1GRE sekansındaki görüntülerde oluşan bozulmanın T2TSE sekansına göre daha fazla olduğu görülmektedir. Dolayısıyla implant bulunduran kişilerde T2TSE sekansında görüntülerin alınmasının, klinik incelemeyi daha sağlıklı hale getireceği sonucuna ulaşılmıştır.

Özetle; medikal implant amacıyla kullanılan biyomalzemelerin elektriksel ve termal özelliklerindeki farklar, MRG sırasında oluşan sonuçları etkilemektedir. İmplant bulunduran hastalarda MRG çekiminin sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi için kullanılan implantın üretildiği malzemenin ve yapısının MRG cihazı ile uyumlu olması gerekmektedir. Bunun için, biyomalzemelere tez çalışmamızda yapılan deneyler uygulanarak hangi malzemede nasıl sonuçların elde edildiği kaydedilmelidir. Bu sayede ilgili biyomalzemeye ait MRG uyumluluk ve güvenilirlik kimliği çıkarılmalıdır. 316L gibi MR-tehlikeli malzemelerin 316LVM ve Ti alaşımlı implantlar gibi MR-uyumlu malzemelerden ayırt edilmesi sağlandığında, ne hasta için, ne MR cihazı için, ne de cihaz kullanıcısı personel için herhangi bir tehlike olmaksızın MR çekimlerinin yapılması sağlanmaktadır. Aynı şekilde, MR-uyumlu implant taşıyan hastaların da görüntülemekten mahrum kalmasının önüne geçilmesi sağlanabilecektir.

KAYNAKÇA

- [1] E. Kanal, F. G. Shellock, and L. Talagala, "Safety considerations in MR imaging.," *Radiology*, vol. 176, no. 3, pp. 593–606, 1990.
- [2] F. G. Shellock and J. V Cruess, "MR procedures: biologic effects, safety, and patient care.," *Radiology*, vol. 232, no. 3, pp. 635–652, 2004.
- [3] P. Nordbeck, G. Ertl, and O. Ritter, "Magnetic resonance imaging safety in pacemaker and implantable cardioverter defibrillator patients: How far have we come?," *European Heart Journal*, vol. 36, no. 24. pp. 1505–1511, 2015.
- [4] A. W. M. van der Graaf, P. Bhagirath, and M. J. W. Götte, "MRI and cardiac implantable electronic devices; current status and required safety conditions," *Netherlands Heart Journal*, vol. 22, no. 6. pp. 269–276, 2014.
- [5] S. Webb and M. Flower, *Webb's physics of medical imaging*. 2012.
- [6] K. K. Shung, M. B. Smith, and B. Tsui, *Principles of Medical Imaging*. 1992.
- [7] O. Karagöz, İ., & Eroğul, *Tıbbi Görüntüleme Sistemleri*. Haberal Eğitim Vakfı Yayınları, 1998.
- [8] S. G. Paul, J. S., & Raveendran, *Understanding Phase Contrast MR Angiography: A Practical Approach with MATLAB examples*. Springer, 2015.
- [9] M. Knecht, "The anomalous magnetic moments of the electron and the muon," *Poincaré Semin.*, pp. 265–309, 2002.
- [10] D. Weishaupt, V. D. Köchli, and B. Marincek, *Spin and the Nuclear Magnetic Resonance Phenomenon*. 2008.
- [11] "Rezonans Nedir?," *Fizik Makaleleri*, 2013. [Online]. Available: <http://www.fizikmakaleleri.com/2013/09/rezonans.html>.
- [12] J. Sharma, H. A., & Lagopoulos, "MRI physics : pulse sequences," *Acta Neuropsychiatr.*, vol. 22, no. 2, pp. 90–92, 2010.
- [13] Dr Jeremy Jones and Dr J. Ray Ballinger, "Spin Echo Sequences," *Radiopaedia*.

- [Online]. Available: <http://radiopaedia.org/articles/spin-echo-sequences>.
- [14] B. Muzio and U. Bashir, "Gradient echo sequences," *Radiopaedia*. .
- [15] D. S. Jones, *The theory of electromagnetism*. Elsevier, 2013.
- [16] I. J. A. Al-Faqeeh, "The Effect of the Electromagnetic Radiation from High Voltage Transformers on Students Health in Hebron District." Faculty of Graduate Studies The Effect of the Electromagnetic Radiation from High Voltage Transformers on Students Health in Hebron District By Iman Jbarah Ahmad Al-Faqeeh Supervisor Prof. Dr. Issam Rashid Abdel-Raziq Co-Supervisor Dr. Mohammed Abu-Jafar This Thesis is Submitted in Partial Fulfillment of Requirements for the Degree of Master in Physics, Faculty of Graduate Studies, An-Najah National University, 2013.
- [17] A. Thess, E. V Votyakov, and Y. Kolesnikov, "Lorentz force velocimetry," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 96, no. 16, p. 164501, 2006.
- [18] L. Liu, C.-F. Pai, Y. Li, H. W. Tseng, D. C. Ralph, and R. A. Buhrman, "Spin-torque switching with the giant spin Hall effect of tantalum," *Science (80-.)*, vol. 336, no. 6081, pp. 555–558, 2012.
- [19] D. R. Lide, "Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds," *Handb. Chem. Phys.*, pp. 130–135, 2005.
- [20] Bruce M. Moskowitz, "Classes of Magnetic Materials," *Environmental Magnetism Workshop*, 1991. [Online]. Available: http://www.irm.umn.edu/hg2m/hg2m_b/hg2m_b.html.
- [21] W. Callister and D. Rethwisch, "Fundamentals of materials science and engineering," p. 952, 2013.
- [22] Q. Chen and G. Thouas, *Biomaterials: A Basic Introduction*. CRC Press, 2014.
- [23] J. Park and R. S. Lakes, *Biomaterials: an introduction*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [24] D. F. Williams, R. Roaf, and D. O. Maisels, "Implants in surgery," no. WB Saunders, 1973.

- [25] G. AKDOĞAN, “Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması,” Gazi Üniversitesi, 1998.
- [26] B. D. Ratner, “The biocompatibility manifesto: biocompatibility for the twenty-first century,” *J. Cardiovasc. Transl. Res.*, vol. 4, no. 5, pp. 523–527, 2011.
- [27] M. Vert, K.-H. Hellwich, M. Hess, P. Hodge, P. Kubisa, M. Rinaudo, and F. Schué, “Terminology for biorelated polymers and applications (IUPAC Recommendations 2012),” *Pure Appl. Chem.*, vol. 84, no. 2, pp. 377–410, 2012.
- [28] Ş. Y. GÜVEN, “BİYOUYUMLULUK VE BİYOMALZEMELERİN SEÇİMİ,” *SDÜ Mühendislik Bilim. ve Tasarım Derg.*, vol. 2, no. 3, pp. 303–311, 2014.
- [29] A. K. Gür and M. Taşkın, “Metalik biyomalzemeler ve biyouyum,” *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Derg.*, vol. 2, pp. 107–114, 2004.
- [30] F. G. Shellock, “Magnetic resonance safety update 2002: implants and devices,” *J. Magn. Reson. imaging*, vol. 16, no. 5, pp. 485–496, 2002.
- [31] M. F. Dempsey and B. Condon, “Thermal injuries associated with MRI,” *Clin. Radiol.*, vol. 56, no. 6, pp. 457–465, 2001.
- [32] W. Irnich, B. Irnich, C. Bartsch, W. A. Stertmann, H. Gufler, and G. Weiler, “Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging?,” *Europace*, vol. 7, no. 4, pp. 353–365, 2005.
- [33] R. P. Klucznik, D. A. Carrier, R. Pyka, and R. W. Haid, “Placement of a ferromagnetic intracerebral aneurysm clip in a magnetic field with a fatal outcome,” *Radiology*, vol. 187, no. 3, pp. 855–856, 1993.
- [34] D. W. Chen, “Boy, 6, dies of skull injury during MRI,” *New York Times*, vol. 31, 2001.
- [35] P. T. Hardy and K. M. Weil, “A review of thermal MR injuries,” *Radiol. Technol.*, vol. 81, no. 6, pp. 606–609, 2010.
- [36] R. M. Pilliar, “Metallic biomaterials,” in *Biomedical materials*, Springer, 2009, pp. 41–81.

- [37] M. Vallet-Regí and E. Ruiz-Hernández, “Bioceramics: from bone regeneration to cancer nanomedicine,” *Adv. Mater.*, vol. 23, no. 44, pp. 5177–5218, 2011.
- [38] Q. Chen, S. Liang, and G. A. Thouas, “Elastomeric biomaterials for tissue engineering,” *Prog. Polym. Sci.*, vol. 38, no. 3, pp. 584–671, 2013.
- [39] A. ÖZKAN, N. ŞİŞİK, and U. ÖZTÜRK, “Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi,” *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknol. Derg.*, vol. 4, no. 1, 2016.
- [40] R. Rogier and F. Pernot, “Phosphate glass-ceramic-cobalt-chromium composite materials,” *J. Mater. Sci.*, vol. 27, pp. 2914–2921, 1992.
- [41] D. Toykan, “Biyomedikal Uygulamalar İçin Titanyum Takviyeli Hidroksiapatit Kompozitlerinin Geliştirilmesi.” Fen Bilimleri Enstitüsü, 2015.
- [42] T. O. Woods, “Standards for medical devices in MRI: present and future.,” *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, no. 5, pp. 1186–9, 2007.
- [43] M. R. Karaoğuz, D. Oğuz, and T. Kayhan Altuner, “Manyetik rezonans ortamı için geliştirilmiş kalp pilleri,” *Türk Kardiyo Derneği Arş*, 2012.
- [44] S. Feng, R. Qiang, W. Kainz, and J. Chen, “A Technique to Evaluate MRI-Induced Electric Fields at the Ends of Practical Implanted Lead,” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 63, no. 1, pp. 305–313, 2015.
- [45] D. J. Schaefer, J. D. Bourland, and J. A. Nyenhuis, “Review of Patient Safety in Time-Varying Gradient Fields,” *J. Magn. Reson. imaging*, vol. 12, no. 1, pp. 20–29, 2000.
- [46] J. F. Schenck, “Physical interactions of static magnetic fields with living tissues,” *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 87, no. 2–3 SPEC. ISS., pp. 185–204, 2005.
- [47] M. R. Patel, T. S. E. Albert, D. E. Kandzari, E. F. Honeycutt, L. K. Shaw, M. H. Sketch Jr, M. D. Elliott, R. M. Judd, and R. J. Kim, “Acute Myocardial Infarction: Safety of Cardiac MR Imaging after Percutaneous Revascularization with Stents 1,” *Radiology*, vol. 240, no. 3, pp. 674–680, 2006.
- [48] C. J. Yeung, R. C. Susil, and E. Atalar, “RF safety of wires in interventional

- MRI: using a safety index,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 47, no. 1, pp. 187–193, 2002.
- [49] K. B. Baker, J. A. Tkach, J. A. Nyenhuis, M. Phillips, F. G. Shellock, J. Gonzalez-Martinez, and A. R. Rezai, “Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating,” *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 20, no. 2, pp. 315–320, 2004.
- [50] S. M. Park, R. Kamondetdacha, A. Amjad, and J. A. Nyenhuis, “MRI safety: RF-induced heating near straight wires,” *Magn. IEEE Trans.*, vol. 41, no. 10, pp. 4197–4199, 2005.
- [51] B. Stevenson, W. Dabney, and C. Frysz, “Issues and design solutions associated with performing MRI scans on patients with active implantable medical devices,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 6166–6169.
- [52] S. Park, R. Kamondetdacha, and J. A. Nyenhuis, “Calculation of MRI-induced heating of an implanted medical lead wire with an electric field transfer function,” *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, no. 5, pp. 1278–1285, 2007.
- [53] E. Mattei, M. Triventi, G. Calcagnini, F. Censi, W. Kainz, H. I. Bassen, and P. Bartolini, “Temperature and SAR measurement errors in the evaluation of metallic linear structures heating during MRI using fluoroptic? probes,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 6, p. 1633, 2007.
- [54] A. E. Eryaman Y, Acikel V, Abaci Turk E, Viskusenko N V, “Effect of Linear Phase Electric Field Variation on Implant Lead Heating,” *Jt. Annu. Meet. ISMRM-ESMRMB*, 2010.
- [55] B. Camps-Raga, W. Görtz, G. Schaefers, Y. Mezape, and A. Shalev, “Numerical and experimental evaluation of SAR hotspots for an endovascular stent graft at 1.5 T and 3T,” in *Electromagnetic Compatibility (EMC EUROPE), 2012 International Symposium on*, 2012, pp. 1–4.
- [56] E. Cabot, T. Lloyd, A. Christ, W. Kainz, M. Douglas, G. Stenzel, S. Wedan, and N. Kuster, “Evaluation of the RF heating of a generic deep brain stimulator

- exposed in 1.5 T magnetic resonance scanners,” *Bioelectromagnetics*, vol. 34, no. 2, pp. 104–113, 2013.
- [57] M. Oberle, “Techniques to Demonstrate MRI Safety of Medical Implants-Description of the methods and tools used in demonstrating magnetic resonance imaging safety of medical implants,” *Microw. Journal; Int. ed*, vol. 52, no. 12, p. 60, 2009.
- [58] D. Li, J. Zheng, Y. Liu, J. Chen, C. Pan, and W. Kainz, “Using scaling approach to estimate MRI RF field induced heating for small medical implant,” *2014 IEEE Int. Symp. Electromagn. Compat.*, pp. 109–112, 2014.
- [59] Y. Liu, W. Kainz, S. Qian, W. Wu, and J. Chen, “Effect of insulating layer material on RF-induced heating for external fixation system in 1.5 T MRI system,” *Electromagn. Biol. Med.*, vol. 33, no. 3, pp. 223–227, 2014.
- [60] F. G. Shellock, “Metallic neurosurgical implants: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5-Tesla,” *J. Magn. Reson. imaging*, vol. 14, no. 3, pp. 295–299, 2001.
- [61] B. A. Hargreaves, P. W. Worters, K. B. Pauly, J. M. Pauly, K. M. Koch, and G. E. Gold, “Metal-induced artifacts in MRI,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 197, no. 3, pp. 547–555, 2011.
- [62] M. R. Smith, N. S. Artz, C. Wiens, D. Hernando, and S. B. Reeder, “Characterizing the limits of MRI near metallic prostheses,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 74, no. 6, pp. 1564–1573, 2015.
- [63] J. A. Nyenhuis, “Interactions of medical implants with the magnetic fields in MRI,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, 2003, vol. 4, pp. 3767–3770.
- [64] ASTM F2213, “Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Torque on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment,” 2006.
- [65] J. Nyenhuis, “MRI interactions with medical implants,” in *Electromagnetic Compatibility, 2002. EMC 2002. IEEE International Symposium on*, 2002, vol. 2, pp. 920–924.

- [66] J. A. Nyenhuis, J. D. Bourland, and A. V Schaefer, "Health effects and safety of intense gradient fields," *Mag*, 2001.
- [67] I. Laakso, S. Kännälä, and K. Jokela, "Computational dosimetry of induced electric fields during realistic movements in the vicinity of a 3 T MRI scanner," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 8, p. 2625, 2013.
- [68] E. Kanal, A. J. Barkovich, C. Bell, J. P. Borgstede, W. G. Bradley Jr, J. W. Froelich, T. Gilk, J. R. Gimbel, J. Gosbee, and E. Kuhni-Kaminski, "ACR guidance document for safe MR practices: 2007," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 188, no. 6, pp. 1447–1474, 2007.
- [69] D. J. Schaefer, "Health effects and safety of radiofrequency power deposition associated with magnetic resonance procedures," *Magn. Reson. Proced. Heal. Eff. Saf.*, p. 55, 2001.

ÖZ GEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı : Ömer Burak İSTANBULLU
 Uyuğu : Türkiye (TC)
 Doğum Tarihi ve Yeri: 04 Ocak 1992, Çorum
 Medeni Durumu : Bekâr
 Tel : +90 352 207 66 66 - 32990
 E-mail : burakistanbullu@erciyes.edu.tr
 Yazışma Adresi : Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
 Biyomedikal Mühendisliği Bölümü,
 38039, Melikgazi/KAYSERİ.

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisansüstü	Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı	2016
Lisansüstü	İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik Haberleşme Ana Bilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği Programı	Lisansüstüne bu üniversite ve programda başlanmış ve 4 adet ders alınmıştır.
Lisans	Erciyes Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü	2013
Lise	Çorum Anadolu Lisesi	2009

YABANCI DİL

İngilizce

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2014-Halen	Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü	Araştırma Görevlisi
2013- 2014	Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü	Araştırma Görevlisi

YAYINLAR

1. Istanbul, O. B., & Akdogan, G. (2015, October). Evaluation of MRI compatibility and safety risks for biomaterials. In *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO), 2015* (pp. 1-4). IEEE.