

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZINDA MAGIC
POLİMER JEL DOZİMETRE İLE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNİN
İNCELENMESİ**

Fiz. Müh. Mehmet Fazıl ENKAVİ

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA
2018**

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZINDA MAGIC POLİMER
JEL DOZİMETRE İLE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNİN İNCELENMESİ**

Fiz. Müh. Mehmet Fazıl ENKAVİ

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Mustafa CENGİZ**

**ANKARA
2018**

ONAY SAYFASI

**CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZINDA MAGIC POLİMER JEL
DOZİMETRE İLE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNİN İNCELENMESİ**

Öğrenci: Mehmet Fazıl Enkavi

Danışman: Prof. Dr. Mustafa Cengiz

Bu tez çalışması 07.08.2018 tarihinde jürimiz tarafından "Radyoterapi Fiziği Yüksek Lisans Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. H. Fadıl Akyol
Hacettepe Üniversitesi



Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Mustafa Cengiz
Hacettepe Üniversitesi



Üye:

Prof. Dr. Cemil Koçar
Hacettepe Üniversitesi



Üye:

Doç. Dr. Çağdaş Yavaş
Selçuk Üniversitesi



Üye:

Dr. Öğr. Üyesi Mete Yeğiner
Hacettepe Üniversitesi



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

14 Ağustos 2018

Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü



YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

14/08/2018



Mehmet Fazıl ENKAVİ

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerde ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Mustafa CENGİZ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Fiz. Müh. Mehmet Fazıl ENKAVİ

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sürecinde her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Mustafa Cengiz'e,

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Gökhan Özyiğit'e ve anabilim dalında görevli saygıdeğer hocalarım Sayın Prof. Dr. Fadıl Akyol'a, Sayın Prof. Dr. Faruk Zorlu'ya, Sayın Prof. Dr. Murat Gürkaynak'a, Sayın Prof. Dr. Ferah Yıldız'a, Sayın Doç.Dr. Gözde Yazıcı'ya, Sayın Doç. Dr. Melis Gültekin'e, Sayın Doç. Dr. Pervin Hürmüz'e ve Yrd. Doç. Dr. Mete Yeğiner'e,

Her zaman yanımda olan ve bu alanla ilgili bilgi birikimlerini ve tecrübelerini paylaşan saygıdeğer hocalarım Sayın Ali Doğan'a, Sayın Bülent Ünlü'ye, Sayın Demet Yıldız'a, Sayın Talip Yolcu'ya, Sayın Fazlı Yağız Yedekçi'ye, Sayın Hüseyin Kıvanç'a, Sayın Fatih Biltekin'e ve Sayın Gözde İmran'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman yanımda olan arkadaşlarım Sayın Uğur Akbayırlı'ya, Sayın Özveri Tuğlu'ya, Sayın Selami Eken'e, Sayın Melisa Akmanlar'a, Sayın Sercan Sunel'e ve Sayın Cansu Şahin'e,

Tez dönemim boyunca yapmış oldukları katkılardan dolayı Hacettepe Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Deniz Akata'ya ve anabilim dalında bana yardımcı olan tüm teknikerlere,

Tezimde kullandığım malzemelerin teminini için yaptığı yardımlardan dolayı Sayın Okan Şar'a,

Yüksek lisans tez döneminde bir sene boyunca çalışmış olduğum Ankara Numune Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğindeki tüm çalışma arkadaşlarıma,

Beni bugünlere getiren ve maddi manevi her zaman yanımda olan canım aileme ve sevgili eşime,

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET

ENKAVİ, M.F. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Cihazında MAGIC Polimer Jel Dozimetre İle Küçük Alan Dozimetrisinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2018.

Küçük alan dozimetrisinde duyarlı hacmi küçük, doku eşdeğeri olan dozimetreler tercih edilmektedir. Bunlar genellikle nokta doz bilgisi veren iyon odaları, katı-hal dedektörleri ve 2 boyutlu doz bilgisi sağlayan film dozimetrelerdir. 3 boyutlu doz bilgisi sağlayan tek dozimetre ise jel dozimetredir. Bu tez çalışmasında CyberKnife robotik radyocerrahi cihazında 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm'lik kolimatörler için microDiamond dedektör, SRS diyot dedektör, PinPoint iyon odası, GafKromik EBT3 film dozimetre ve MAGIC polimer jel dozimetreler ile ölçüm alınmıştır. 15, 50 ve 100 mm derinliklerdeki demet profili eğrileri, yüzde derin doz eğrileri ve görelî doz faktörleri ölçülmüştür. MAGIC polimer jel dozimetreden elde edilen penumbra genişlikleri, yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri, maksimum doz derinlikleri ve görelî doz faktörleri diğer dozimetre verileri ile karşılaştırılıp, polimer jel dozimetrenin küçük alan dozimetrisi için uygunluğu araştırılmıştır. Jel dozimetre taramaları 1.5T MR cihazında TR 4040ms, TE 50-100-150-180ms ve 1.5 mm tarama kalınlığı ile yapılmıştır. Sonuçlar PolyGevero yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir. YDD ve görelî doz faktörleri microDiamond ve SRS diyot dedektörle uyumlu bulunmuştur. Penumbra, YYTG ve demet düzlüğü değerleri diğer tüm dozimetrelerle karşılaştırıldığında, kabul edilemez farklar gözlenmiştir. MAGIC polimer jelin YYTG değerleri 15 mm derinlikte diğer tüm dozimetrelerden genişleme gösterirken, 100 mm derinlikte ise daralma göstermiştir. Sonuç olarak MAGIC polimer jel dozimetre, referans dozimetre sonuçları ile uyumsuzluğu nedeniyle ve sahip olduğu belirsizliklerden dolayı küçük alanlarda dikkatlice kullanılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: CyberKnife, küçük alan, MAGIC polimer jel, dozimetre, dozimetri.

ABSTRACT

ENKAVİ, M.F. Investigation of Small Field Dosimetry with MAGIC Polymer Gel Dosimeter in CyberKnife® Robotic Radiosurgery Device. Hacettepe University Institute of Health Sciences, MSc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2018. Dosimeters with having small sensitive volume and tissue-equivalency are preferred in small field dosimetry. These dosimeters are generally ion chambers, solid-state detectors which is giving point dose information and providing 2D dose distribution, such as film dosimeters. The only dosimeter that providing 3D dose distribution is gel dosimeters. In this thesis study, using with CyberKnife robotic radiosurgery treatment device and its 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 60 mm collimators, small field measurements taken by microDiamond detector, SRS Diode detector, PinPoint ion chamber, GafChromic EBT3 film dosimeter and MAGIC polymer gel dosimeter. Beam profiles at 15, 50, 100 mm depth and percent depth dose, relative dose factors are measured with all dosimeters. Penumbra widths, full width at half maximums, maximum dose depths and relative dose factors of MAGIC polymer gel dosimeter compared with other dosimeters and suitability of gel dosimeter is investigated. MR images of gel dosimeters are taken with 1.5T MR device, at TR 4040 ms and TE 50-100-150-180ms with 1.5 mm slice thickness. MR images analyzed with PolyGeoVero software. PDD and output factors were found compatible with microDiamond and SRS diode detectors. When penumbra, FWHM and beam flatness values were compared with all other dosimeters, unacceptable differences were observed. MAGIC polymer gel dosimeter FWHM values showed an expansion from all other dosimeters at a depth of 15 mm, and a narrowing at a depth of 100 mm. The polymer gel dosimeter should be cautiously used in small areas due to incompatibility with the reference dosimetry results and uncertainty it has.

Keywords: CyberKnife, small field, MAGIC polymer gel, dosimeter, dosimetry.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyasyon Dozimetrisinin Kavramları	3
2.2. Radyasyon Demetinin Dozimetrik Özellikleri	3
2.2.1. Yüzde Derin Doz	4
2.2.2. Demet Profili	5
2.2.3. Görelî Doz Faktörü	7
2.3. Radyasyon Dozimetreleri	8
2.3.1. İyon Odaları	8
2.3.2. Silikon Diyot Dedektörler	9
2.3.3. Elmas Dedektörler	10
2.3.4. Radyokromik Film Dozimetre	11
2.3.5. Jel Dozimetre	12
2.4. Küçük Alan Dozimetrisi	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19

3.1. Kullanılan Gereçler	19
3.1.1. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı	19
3.1.2. PTW 31014 PinPoint İyon Odası	20
3.1.3. PTW 60018 SRS Diyot Dedektör	21
3.1.4. PTW 60019 microDiamond Dedektör	22
3.1.5. GafChromic™ EBT3 Film Dozimetre	23
3.1.6. PTW RW3 Katı Su Fantomu	24
3.1.6. PTW MP3-M Su Fantomu Sistemi	24
3.1.7. PTW TBA Kontrol Ünitesi	25
3.1.8. PTW TANDEM İki Kanallı Elektrometre	25
3.1.9. PTW MEPHYSTO mc ² Yazılımı	26
3.1.10. Philips Achieva 1.5T Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazı	27
3.1.11. Epson Expression 10000 XL Tarayıcı	27
3.1.12. PolyGeVero® Yazılımı	28
3.2. Yöntem	28
3.2.1. Su Fantomunun Kurulumu	28
3.2.2. Yüzde Derin Doz Ölçümleri	29
3.2.2. Demet Profili Ölçümleri	29
3.2.3. Göreli Doz Ölçümleri	30
3.2.4. GafKromik Film Ölçümleri	30
3.2.5. MAGIC Polimer Jel Dozimetrenin Hazırlanması	32
3.2.6. MAGIC Polimer Jel Dozimetre Ölçümleri	34
4. BULGULAR	38
4.1. Demet Profili Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular	38
4.2. Yüzde Derin Doz Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular	67

4.3. Görelî Doz Faktörü Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular	74
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
7. KAYNAKLAR	83
8. EKLER	1
EK 1: Tez Çalışmasına İlişkin Etik Kurul İzni	1
EK 2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu	2
9. ÖZGEÇMİŞ	4

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı Tomografi
FOV	Field of View
GDF	Görelî Doz Faktörü
Gy	gray
KEM	Kaynak Eksen Mesafesi
KYM	Kaynak Yüzey Mesafesi
MR	Manyetik Rezonans
MU	Monitör Birimi (monitor unit)
NEX	Elde Edinim Sayısı (number of acquisition)
RF	Radyo Frekans
TE	Eko Zamanı (time to echo)
TR	Tekrarlama zamanı (repetition time)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
US	Ultrason
YDD	Yüzde Derin Doz
YYTG	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Yüzde derin doz eğrisi (9).	4
2.2. Farklı derinliklerde elde edilmiş demet profili eğrileri (13).	6
2.3. İyon odası çalışma prensibi (18).	9
2.4. Silikon diyot dedektör çalışma prensibi (18).	10
2.5. Gafkromik EBT3 film yapısı.	11
3.1. CyberKnife Robotik Radyocerrahi cihazı	19
3.2. CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının kolimatörleri	20
3.3. PTW 31014 PinPoint iyon odası	21
3.4. PTW 60018 SRS Diyot dedektör	22
3.5. PTW 60019 microDiamond dedektör	23
3.6. GafKromik EBT3 film dozimetre	24
3.7. PTW MP3-M su fantomu sistemi	25
3.8. PTW TBA kontrol ünitesi ve PTW TANDEM iki kanallı elektrometre	26
3.9. PTW MEPHYSTO mc ² yazılımı	26
3.10. Epson Expression 10000 XL tarayıcı	27
3.11. CyberKnife ve su fantomu düzeneği	29
3.12. 0, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 300 MU doz karşılığında EBT3 filmlerde elde edilen görüntüler.	30
3.13. Gafkromik EBT3 film kalibrasyon eğrisi	31
3.14. Film ölçümü kurulumu	32
3.15. MAGIC polimer jel dozimetrenin hazırlanması	33
3.16. Kalibrasyon jellerinin linak cihazında ışınlanması	34
3.17. MAGIC polimer jel dozimetre ölçüm düzeneği	35
3.18. 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm'lik kolimatörlerle ışınlanmış jellerin aksiyel MR kesitleri	36
3.19. MAGIC polimer jel için kalibrasyon eğrisi	36
4.1. 5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	38

4.2. 5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	39
4.3. 5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	39
4.4. 7.5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	41
4.5. 7.5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	42
4.6. 7.5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	42
4.7. 10 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	44
4.8. 10 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	45
4.9. 10 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	45
4.10. 12.5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	47
4.11. 12.5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	48
4.12. 12.5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	48
4.13. 15 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	50
4.14. 15 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	51
4.15. 15 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	51
4.16. 20 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	53
4.17. 20 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	54
4.18. 20 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	54
4.19. 25 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	56
4.20. 25 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	57
4.21. 25 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	57
4.22. 30 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	59
4.23. 30 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	60
4.24. 30 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	60
4.25. 60 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	62
4.26. 60 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	63
4.27. 60 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri	63
4.28. 5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	67
4.29. 7.5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	68
4.30. 10 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	68
4.31. 12.5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	69

4.32. 15 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	69
4.33. 20 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	70
4.34. 25 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	70
4.35. 30 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	71
4.36. 60 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri	71
4.37. Kolimatörler için elde edilen görelî doz faktörü eğrileri	75

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. 1 kg MAGIC jel üretiminde kullanılan malzemeler (39).	32
4.1. 5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	40
4.2. 5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	40
4.3. 7.5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	43
4.4. 7.5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	43
4.5. 10 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	46
4.6. 10 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	46
4.7. 12.5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	49
4.8. 12.5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	49
4.9. 15 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	52
4.10. 15 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	52
4.11. 20 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	55
4.12. 20 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki genişlik değerleri	55
4.13. 25 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	58
4.14. 25 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki genişlik değerleri	58
4.15. 30 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	61
4.16. 30 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	61
4.17. 60 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri	64
4.18. 60 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri	64
4.19. microDiamond ve MAGIC jelin penumbra genişlikleri arasındaki yüzde farklar	65
4.20. microDiamond ve MAGIC jelin YYTG değerleri arasındaki yüzde farklar	65
4.21. 100 mm derinlikte elde edilen demet düzlüğü değerleri	66
4.22. microDiamond ve MAGIC jelin demet düzlüğü oranları arasındaki yüzde farklar	66
4.23. Kolimatörler için elde edilen maksimum doz derinlikleri	72

4.24. microDiamond ve MAGIC jelin maksimum doz derinlikleri arasındaki yüzde farklar	72
4.25. Kolimatörler için 100 mm derinlikte elde edilen YDD değerleri	73
4.26. microDiamond ve MAGIC jelin 100 mm derinlikteki YDD değerleri arasındaki yüzde farklar	73
4.27. Kolimatörler için elde edilen görelî doz faktörleri	74
4.28. microDiamond ve MAGIC jelin görelî doz faktörleri arasındaki yüzde farklar	74

1. GİRİŞ

Kanser günümüzde hızla artmakta olan bir hastalıktır (1). Bu hastalığın tedavisinde kullanılan güncel tedavi yöntemleri cerrahi, kemoterapi ve radyoterapidir (2). Radyoterapi temelde iyonizan radyasyon ile tümörlü dokuya reçetelendirilmiş radyasyon dozunu verirken, aynı zamanda çevresindeki sağlıklı dokuları da izin verilen doz değerlerinin altında tutarak en iyi şekilde korumayı amaçlayan bir tedavi yöntemidir.

Radyoterapide her hastaya özel tedavi planı hasta tedaviye girmeden önce tedavi planlama sisteminde (TPS) yapılmaktadır. TPS'nin yaptığı hesaplamaların doğruluğu ise TPS'ye önceden yüklenmiş olan dozimetrik parametrelerin doğruluğuna bağlıdır. Bu parametreler çeşitli dozimetrik ekipmanlar kullanılarak tedavi cihazında yapılan ölçümler sonucunda elde edilir ve cihazın planlama sistemine aktarılırlar. Dolayısıyla tedavi cihazında alınan ölçümlerde kullanılan dozimetrik ekipmanların ölçüm doğruluğu ve hassasiyeti tedavinin doğruluğunu direkt olarak etkilemektedir.

Üç boyutlu bir kartezyen koordinat sistemi kullanılarak tümörün uzayda önceden belirlenmiş referans noktalara göre konumlandırılmasına stereotaksi denilmektedir (3). Stereotaktik radyoterapi bir çok küçük ışın demeti kullanılarak tümörün bir çok farklı açıdan eş düzlemsel olmayan bir şekilde ışınlama tekniğidir (4). Konformal tedavilerde $40 \times 40 \text{cm}^2$ ile $4 \times 4 \text{cm}^2$ arasında değişen konvansiyonel alanlar kullanılırken stereotaktik radyoterapide çapları 6cm ile 0.5cm arasında değişen daha küçük alanlar kullanılmaktadır (5, 6).

Küçük alan tanımı sübjektif bir tanımdır ve küçük alanın tanımı üzerinde bir mutabakat bulunmamaktadır. Bununla birlikte genellikle $4 \times 4 \text{cm}^2$ 'den küçük alanlar konvansiyonel alanların dışında kalan alanlar olarak düşünülmekte ve bu alanlarda hem doz ölçümlerinde hem de doz hesaplamalarında özellikle dikkat edilmesi önerilmektedir (5).

Küçük alanların dozimetrisinde genellikle duyarlı hacmi küçük olan hava dolu iyon odaları, diyot dedektörler, elmas dedektörler gibi dozimetreler tercih edilmektedir. Bu dozimetrelerin hepsinin çalışma prensipleri farklı olsa da radyasyon

alanı içerisindeki tek bir noktanın dozunu ölçebilmektedirler. Film dozimetreler ise tek bir kesitteki tüm noktaların doz bilgisini vererek iki boyutlu doz dağılımı elde edilmesine olanak sağlamaktadırlar. Yeni bir dozimetre çeşidi olan polimer jel dozimetreler ise tek bir ışınlamada üç boyutlu doz dağılımı bilgisi elde etme imkanı vermektedirler. Jel dozimetreler, uzaysal çözünürlükleri görüntülemelerinin yapıldığı cihazın çözünürlüğüyle doğrudan ilişkili olması ve doku eşdeğeri oldukları için düzeltme faktörü gerektirmediklerinden dolayı küçük alan dozimetrisi için uygun bir dozimetre olarak düşünülmektedir (7).

Bu tez çalışmasında da CyberKnife robotik radyocerrahi cihazında TPS sistemi için gerekli olan yüzde derin doz, demet profili, görelî doz faktörü gibi dozimetrik parametrelerin rutinde kullanılan dozimetrik ekipmanlar ve yeni bir dozimetre olan MAGIC polimer jel dozimetre ile ölçülmesi, elde edilen sonuçların karşılaştırılması, incelenmesi ve varılan sonuçlardan MAGIC polimer jel dozimetrenin küçük alan dozimetrisi için uygunluğunun araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon Dozimetrisinin Kavramları

Radyasyon dozimetrisi ortamda ilgilenilen noktadaki soğurulan doz miktarının ölçüm veya hesaplamayla belirlenmesini ifade eder. İyonizan radyasyon tarafından aktarılan enerjiyi duyarlı hacmi içerisinde soğurulan dozun bir ölçüsü olarak okunmasını sağlayan sistem veya aletlere ise dozimetre denilmektedir (8).

Soğurulan doz radyasyonun tüm çeşitleri ve enerjileri için kullanılan bir kavramdır (9). Soğurulan doz iyonize radyasyon tarafından birim kütle başına ortama aktarılan ortalama enerji miktarıdır. SI birim sisteminde gray (Gy) olarak gösterilir. Kerma ise indirekt iyonizan radyasyon (örn. foton, nötron) tarafından ortamdaki yüklü parçacıklara aktarılan ortalama kinetik enerji miktarıdır. Çarpışma kerması ile soğurulan doz yüklü parçacık dengesi olduğunda birbirine eşit olur. Yüklü parçacık dengesi, belirli bir hacme sahip ortama giren yüklü parçacıkların enerjisinin ve sayısının çıkanlara eşit olmasıdır. Küçük alanlarda yanal yüklü parçacık dengesi bulunmadığından bu durum küçük alan dozimetrisinde belirsizliklere sebep olmaktadır.

2.2. Radyasyon Demetinin Dozimetrik Özellikleri

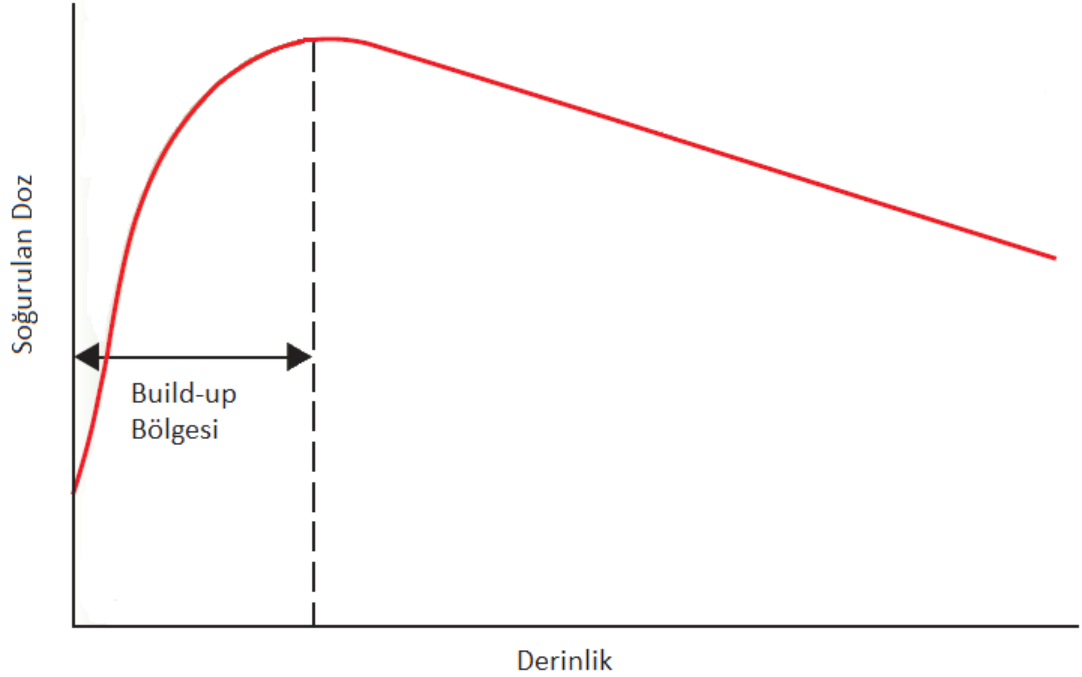
Radyasyonun doku içerisindeki davranışını örneklemeye imkan sağlayan ve her bir demet için ölçülebilir nicelikler bulunmaktadır. Bunlar radyasyon dozunun su fantomu içerisinde merkezden uzaklaştıkça, derine indikçe ve alan boyutunun büyüyüp küçülmesiyle ilgili değişimleri göstermektedirler. Bu niceliklerden fantom içerisinde derinliğe bağlı değişimi gösteren yüzde derin doz eğrileri, merkezden uzaklığa bağlı değişimi gösteren demet profilli eğrileri ve alan boyutu büyüklüğüne göre soğurulan doz değişimi gösteren görelî doz faktörleri (GDF) TPS'de verilecek dozun hesaplanmasında kullanılmaktadır.

2.2.1. Yüzde Derin Doz

Sabit bir kaynak-yüzey mesafesi (KYM) ve alan büyüklüğünde, merkez ekseninde herhangi bir derinlikte soğurulan dozun (d), maksimum doz derinliğinde soğurulan doza (d_m) olan yüzdesel oranı yüzde derin doz (YDD) olarak tanımlanmaktadır (10). YDD Eşitlik 2.1.'deki formülle hesaplanır.

$$YDD = \frac{d}{d_m} \times 100 \quad (2.1)$$

Ortam yüzeyiyle maksimum dozun bırakıldığı derinlik arasındaki bölgeye build-up bölgesi denilmektedir. Bu bölgede ortama aktarılan enerji yüzeyden maksimum doz derinliğine kadar hızla artmaktadır (11). Yüksek enerjili foton demetleri girdikleri ortam yüzeyinden ve yüzeyin alt kesitlerinden yüksek kinetik enerjili elektronları koparırlar. Bu elektronlar da enerjilerini durdukları derinliğe kadar taşırlar ve ortama aktarırlar. Bu olay maksimum doz derinliğine kadar devam eder. Maksimum doz derinliğinden itibaren fotonun kat ettiği derinliğin artmasıyla birlikte ortamdaki koparıldığı elektron miktarı azalır ve dolayısıyla soğurulan doz da azalmış olur. Bundan dolayı YDD Şekil 2.1'de gösterildiği gibi yüzeyden maksimum doz noktasına kadar artar, ardından derinlikle beraber azalır (9).



Şekil 2.1. Yüzde derin doz eğrisi (9).

YDD kullanılan foton enerjisine, alan boyutuna ve KYM'ye göre değişiklik göstermektedir. Fotonun enerjisi artıkça ortam içinde maksimum dozu bıraktığı derinlikte artacaktır. Çünkü fotonların enerjisi artıkça giricilik (penetrasyon) kabiliyetleri de artmaktadır. Bu yüzden enerjinin artmasıyla bitlikte YDD artarken yüzey dozu azalır.

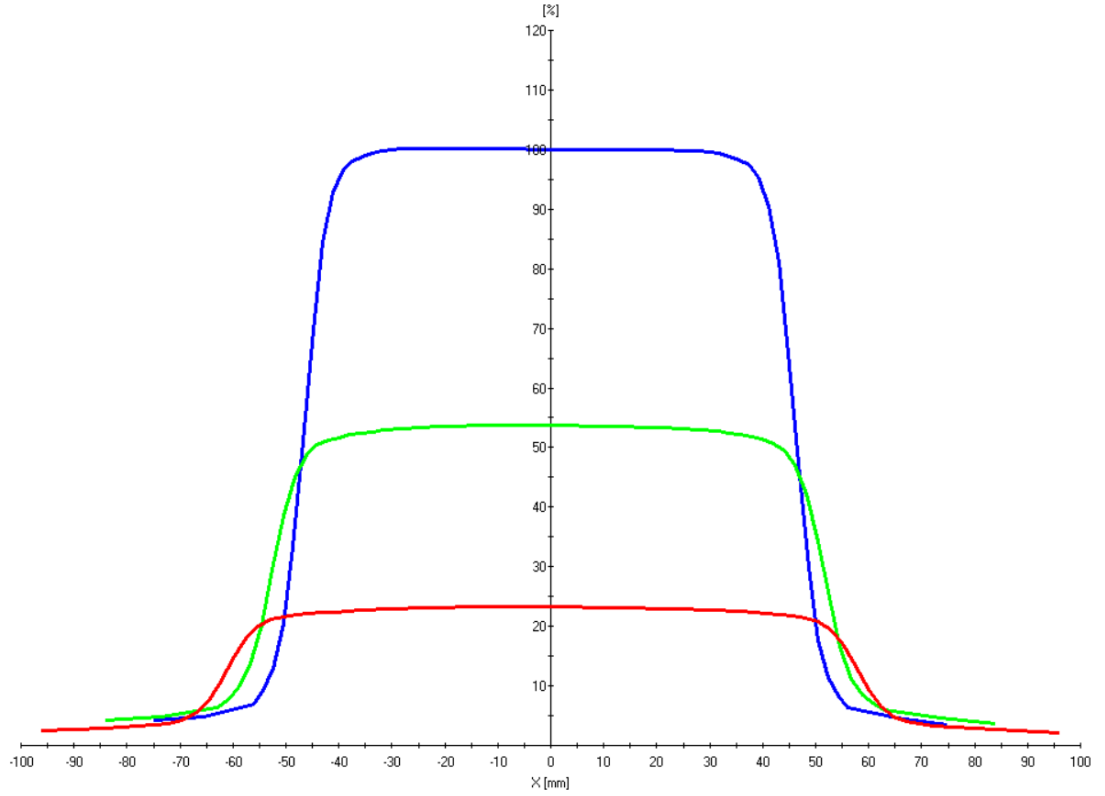
Alan boyutunun büyümesiyle kolimatörden saçılan foton sayısı artar bu da yüzey dozunu artırır. Derinlik artıkça ortam içinde saçılan fotonların miktarı arttığından soğurulan doz da artacaktır. Bundan dolayı alan boyutunun genişlemesiyle YDD artar.

KYM ile YDD arasındaki ilişki ters kare kanunu ile ilişkili olarak açıklanabilir. Ters kare kanununa göre radyasyonun şiddeti uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır. KYM artıkça ters kare kanunuyla birlikte yüzeydeki foton akısının daha az olması nedeniyle yüzey dozu azalır. Maksimum doz derinliği ise KYM artıkça artar.

2.2.2. Demet Profili

TPS'nin radyasyonu hasta içinde örnekleme için su fantomu içinde demet doğrultusuna paralel olarak alınmış derinliğe bağlı doz değişimini ifade eden YDD eğrileri dışında, merkezi eksene dik olarak alınmış değerlere de ihtiyaç vardır.

Aynı derinlikte eksen dışındaki bir noktanın dozunun merkez eksen üzerindeki doza oranına eksen-dışı oranı (off-axis ratio) olarak tanımlanır (12). Aynı düzlemde elde edilen bu verilerden oluşturulan eğriye ise demet profili adı verilir. Demet profilleri ortam içerisinde belirli bir derinlikte merkezden uzaklaştıkça soğurulan radyasyon dozunun merkeze göre ne kadar değiştiğini gösterir. Şekil 2.2'de farklı derinliklerde elde edilmiş demet profili eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Farklı derinliklerde elde edilmiş demet profili eğrileri (13).

Yanal elektronik dengenin olmamasına, kaynak ve kolimatör genişliğine bağlı olarak demet profilinin alan kenarlarına doğru dozda hızlı bir düşüş gerçekleşir. Bu bölge penumbra bölgesi olarak adlandırılmaktadır.

Penumbra bölgesi kolimatör kenarlarının içinden geçen demet nedeniyle oluşan geçirme (transmission) penumbra, KYM, kaynak boyutu, derinlik ve kaynak-kolimatör arası mesafeye bağlı olan geometrik penumbra ve ortam içindeki saçılmadan kaynaklı saçılma penumbrasından oluşmaktadır. Geçirme penumbra, geometrik penumbra ve saçılma penumbrasının toplamıyla oluşan penumbraya fiziksel penumbra denilmektedir. Fiziksel penumbra dozimetrik olarak demet profili üzerinde önceden belirlenmiş iki izodoz noktası arasındaki nokta olarak tanımlanır ve enerjiye, kaynak çapına, KYM'ye, kaynak-kolimatör arası mesafeye ve derinliğe bağlı olarak değişir (14).

Alan kenarlarından oldukça uzakta cihazın kafasından ve kolimatörlerden geçen radyasyon sonucunda oluşan düşük doz bölgesine ise umbra bölgesi denilmektedir.

Düzleştirici filtre bulunan linaklarda radyasyon demetinin düzlüğünden sapmanın ± 3 'ten az olması beklenir. Demet düzlüğü, demet profilinde %80'lik bölgede maksimum ve minimum doz noktaları kullanılarak Eşitlik 2.2'de verilen formülle hesaplanır (15). Ölçümler ise 10cm derinlikte KYM=100cm olacak şekilde genellikle en büyük alan olan 40x40cm²'de alınır (16).

$$\text{Demet Düzlüğü} = \frac{\text{Maksimum Doz} - \text{Minimum Doz}}{\text{Maksimum Doz} + \text{Minimum Doz}} \times 100 \quad (2.2)$$

Demet simetrisi, demet profili üzerinde merkez eksene eş uzaklıktaki iki noktanın arasındaki sapmayı gösterir. Simetri, demet profilinin %50'lik izodoz seviyesinin üzerinde kalan alanları kullanılarak Eşitlik 2.3 ile verilir ve ± 2 'den küçük olması beklenir (16).

$$\text{Demet Simetrisi} = \frac{\text{Sol Alan} - \text{Sağ Alan}}{\text{Sol Alan} + \text{Sağ Alan}} \times 100 \quad (2.3)$$

2.2.3. Görelî Doz Faktörü

Bir foton demetinin belirli bir KYM'de maksimum doz derinliğindeki soğurulan doz miktarı alan boyutuna bağılı olarak değişir. Alan boyutu genişledikçe ölçülen doz miktarı artar. Görelî doz faktörü, çıktı (output) faktörü veya toplam saçılma faktörü olarak da tanımlanmaktadır. Görelî doz faktörü, foton enerjisi ve KYM sabit olmak üzere referans derinlikte belirli bir alan boyutunda ölçülen doz değerinin, aynı koşullar altında fakat referans alanda ölçülen doz değerine bölünmesiyle elde edilir. Burada bahsedilen referans alan doz kalibrasyonunun yapıldığı alandır. Referans alan linak cihazları için 10x10cm² alan iken CyberKnife cihazı için 60 mm'lik çapa sahip kolimatör kullanılarak elde edilen alandır.

Kolimatör boyutunun değişmesiyle saçılan foton miktarı değişecektir. Küçük alanlarda saçılma daha az iken alan boyutunun büyümesiyle kolimatörden saçılan foton miktarı artar. Kolimatör alanından kaynaklı saçılmanın doza etkisi kolimatör saçılma faktörü (S_c) ile verilir. Alan boyutunun değişmesi fantom içinde de

saçılmaların değişmesine neden olur. Küçük alanlarda fantom içindeki saçılma daha az iken, büyük alanlarda saçılma daha fazladır. Fantom içindeki bu saçılmaların doza etkisini ifade eden değere de fantom saçılma faktörü (S_p) denilmektedir. Kolimatör saçılma faktörü ile fantom saçılma faktörünün çarpımı toplam saçılma faktörünü, yani göreli doz faktörünü verir.

2.3. Radyasyon Dozimetreleri

Duyarlı hacmi içerisinde iyonizan radyasyonun dozunu radyasyonun bazı fiziksel ve kimyasal etkileriyle ölçmeye yarayan alet veya sistemlere dozimetre denilmektedir.

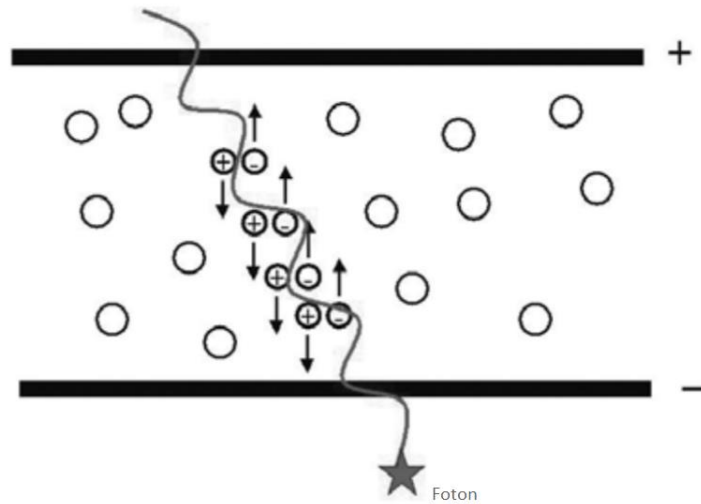
Dozimetrelerde ölçülen radyasyonun etkisi ile aletin verdiği cevabın orantılı olması istenmektedir (17). Bir dozimetrenin iyi bir dozimetre olarak adlandırılabilmesi için hassas ve doğru ölçüm alabilmesi, doza karşı lineer cevap verebilmesi, doz ve doz hızından bağımsız olması, radyasyonun enerjisine bağımlı olmaması, yöne bağımlılığının olmaması ve uzaysal çözünürlüğünün oldukça küçük olması gerekir.

Radyasyon dozimetreleri ölçüm sisteminin özelliklerine göre fiziksel (elektriksel, optik, ısısal) veya kimyasal olarak sınıflandırılabilir.

2.3.1. İyon Odaları

İyon odaları radyoterapide hem mutlak hem de rölatif doz ölçümlerinde en sık kullanılan dozimetrelerdir. Hem elektron hem foton ölçümlerinde kullanılan silindirik tipte, elektron ölçümlerinde kullanılan paralel plaka şeklinde ve brakiterapi kaynaklarının doz ölçümünde kullanılan kuyu tipinde iyon odaları bulunmaktadır.

Şekil 2.3'te gösterildiği gibi iyon odaları, iki elektrot arasında hava veya gaz bulunan sistemlerdir. Bu iki elektrota elektriksel potansiyel fark uygulanarak radyasyonun havada oluşturduğu yükler elektrotlarda toplanır. Toplanan yük miktarı elektrometre yardımıyla okunabilir. İyon odasının içerisinde oluşan yük miktarı radyasyon dozuyla orantılıdır.



Şekil 2.3. İyon odası çalışma prensibi (18).

İyon odası içerisinde fotonlar tarafından oluşturulan ikincil elektronlar için iyon odasına giren elektron sayısı, çıkan elektron sayısına eşit olduğunda elektronik denge kurulur. İyon odasının içinde oluşan yük miktarının iyon odasının duvarında oluşan elektronlardan bağımsız bir şekilde ölçülebilmesi için iyon odasının duvar kalınlığı ikincil elektronların maksimum menziline eşit veya daha fazla olmalıdır (9).

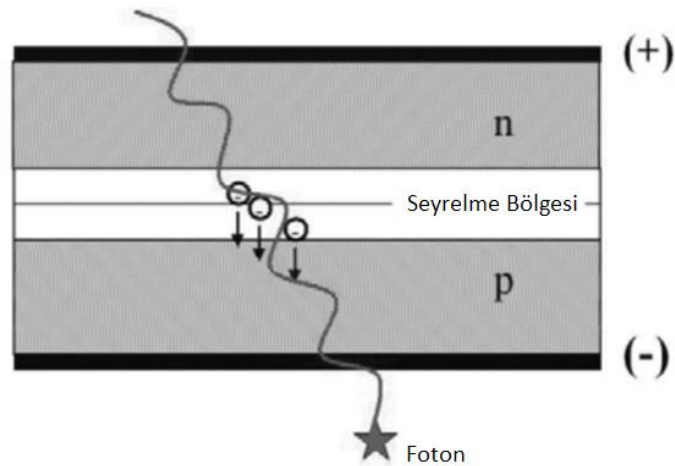
2.3.2. Silikon Diyot Dedektörler

Bir yarıiletken dedektör olan silikon diyot dedektörler radyoterapide genellikle küçük alanlarda göreceli doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Diyot dedektörler radyoterapide küçük duyarlı hacme sahip olmaları, kısa cevap süresine sahip olmaları, uzaysal çözünürlüklerinin yüksek olması ve bias voltajına ihtiyaç duymamaları sebebiyle tercih edilmektedir. Bunun yanında bu dedektörlerin verdikleri cevabın sıcaklığa, doz hızına, enerjiye ve açığa bağımlı olması dezavantaj olarak görülmektedir.

Silikon dedektörler p-n kesişim diyodundan oluşurlar. Silisyum kristalinin grup III elementleriyle katkılanmasıyla elektron alıcı p-tipi silikon yarıiletkenler oluşurken, grup V elementleriyle katkılanması elektron verici n-tipi silikon yarıiletkenleri oluştururlar. P-n kesişim diyodu ise tek kristal bir yarıiletkenin bir tarafının p-tipi, diğer tarafının n-tipi katkılanmasıyla elde edilir (19). P bölgesinde elektron eksikliğinden kaynaklanan boşluklar bulunurken, n bölgesinde elektron fazlalığı

vardır. Bu iki bölgenin birleştiği yerde p bölgesindeki valans bandındaki boşluklar n tipi materyaldeki iletkenlik elektronları tarafından doldurulur. Elektron transferi belli bir noktaya kadar devam eder ve dengeye ulaşır. Bu bölgeye tükenme veya seyrelme bölgesi denilir ve genellikle mikrometre kalınlığındadır (9).

Seyrelme bölgesinde n bölgesinden p bölgesine doğru yüksek bir elektrik alan oluşur. İşte bu bölge dedektörün duyarlı hacmini oluşturmaktadır. Seyrelme bölgesine gelen iyonizan radyasyon bu bölgede elektron-boşluk çiftlerini oluşturur. Elektrik alanın etkisiyle elektron ve boşluk seyrelme bölgesinin dışına sürüklenir ve sonucunda bir akım oluşur. Bu akımın bir elektrometre ile ölçülmesi sonucunda doz ölçümü gerçekleştirilir. Şekil 2.4'te silikon diyot dedektörün çalışma prensibi gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Silikon diyot dedektör çalışma prensibi (18).

2.3.3. Elmas Dedektörler

Elmas dedektörler yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinin ölçülmesinde doku eşdeğeri olmaları ve küçük boyutları sebebiyle tercih edilmektedirler (20). Radyasyona verdikleri cevap soğurulan doz hızıyla orantılıdır ve yöne bağımlıkları yoktur. Elmas dedektörler birkaç milimetre küplük küçük duyarlı hacimleri sayesinde mükemmel uzaysal çözünürlüğe sahiptirler. Bu yüzden yüksek doz gradyentlerinin bulunduğu küçük alan dozimetresi için ideal bir dozimetredir. Radyasyon hasarına karşı dirençli ancak üretimi zor ve pahalıdır.

Dedektörün içinde bulunan elmas genellikle laboratuvar ortamında kimyasal buhar çökertme yöntemiyle üretilmektedir (21). Elmas dedektörde, polistiren içerisinde bulunan doğal elmas kristaline ince altın tabakalar temas etmektedir. Dedektörün çalışma prensibi katı hal detektörleriyle oldukça benzerdir. Dedektöre radyasyon geldiğinde valans bandındaki elektronlar önce elmasın içindeki nitrojen atomlarının sebep olduğu safsızlıktan dolayı oluşan tuzakları doldurur, ardından iletkenlik bandına geçerler. Altın plakalara uygulanan genellikle 100V'luk bias gerilimi sayesinde oluşturulan yükler toplanır (22). Elektrometrede okunan akım doz hızı ile orantılıdır.

2.3.4. Radyokromik Film Dozimetre

Radyokromik film dozimetreler radyografik filmlerin aksine gün ışığından etkilenmezler, ışlandıktan sonra kimyasal işlem gerektirmez, geniş doz ve geniş enerji aralığında kullanılabilirler. Yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmaları sebebiyle radyoterapide yüksek doz gradiyentine sahip bölgelerde göreceli doz ölçümlerinde kullanılabilir. Film dozimetreler antropomorfik fantomların arasına kolaylıkla yerleştirilerek iki boyutlu doz bilgisi elde edilebilir.

Medikal uygulamalarda genelde GafKromik film olarak bilinen radyokromik filmler kullanılmaktadır. Efektif atom numaraları 6.0-6.5 arasında değişen bu filmler neredeyse doku eşdeğeridir (23). Oldukça ince olan GafKromik EBT3 filmlerin yapısı Şekil 2.5'te gösterildiği gibi iki adet polyster tabaka arasında çok ince, renksiz, radyasyona duyarlı bir löko-boya tabakasından oluşmaktadır.



Şekil 2.5. Gafkromik EBT3 film yapısı.

Işınlanmadan önce film tabakası renksizdir. Radyasyonun aktardığı enerji radyasyona duyarlı bölgede fotomonomerlerin polimerleşmesiyle birlikte filmin rengini lacivert bir renge dönüştürür. Bu rengin koyuluğu verilen radyasyon dozuyla orantılıdır. Polimerleşme ışınlanmadan sonra belli bir süre daha devam eder. Bundan dolayı filmin kararlı hale gelmesi için en az 24 saat beklenmelidir (24). Işınlanmadan sonraki ilk 24 saatteki renk değişimi %16 iken, 24 saatten sonra renkteki değişim %1'den daha azdır (25).

Kararma ile soğurulan doz arasında bir bağıntı kurmak için tarayıcıda filmin üzerine ışık gönderilir. Film üzerinden geçen ışığın şiddetindeki değişim optik yoğunluğu vermektedir.

$$\text{Optik Yoğunluk} = \text{Iog}_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (2.4)$$

Eşitlik 2.4'teki I_0 ışınlanmamış film bölgesinden geçen ışık şiddeti, I ise filmin ışınlanmış bir noktasında üzerinden geçen ışık şiddetidir. Optik yoğunluk ile doz arasındaki bağ Eşitlik 2.5 ile kurulur.

$$\text{Iog}_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = aD^\alpha \quad (2.5)$$

Buradaki a ve α sabit birer sabit, D ise dozdur. Eşitlik 2.5'ten anlaşıldığı üzere doz ile optik yoğunluk birbiriyle doğrusal olarak değişir.

Radyokromik filmlerin taranması işlemi genellikle mikrodensitometrelerle veya lazer tarayıcılar ile yapılmaktadır. Granülsüz yapıya sahip olmaları sebebiyle çözünürlükleri çok yüksek olsa da, taramada kullanılan ölçüm sisteminin çözünürlüğü ve dalga boyu ölçüm sonuçlarını etkiler. Ayrıca ölçümlerin doğru olabilmesi için filmlerin ışınlanma ve taranma yönleri aynı olmalıdır.

2.3.5. Jel Dozimetre

Jel Dozimetrenin Tarihçesi

Jel dozimetre üzerine çalışmalar 1950'de iyonize radyasyonun jel içindeki metilen klorid boyasında yaptığı renk değişikliğiyle üç boyutlu doz dağılımının elde edilebileceğinin gösterilmesiyle başlamıştır (26, 27). 1957'de Andrews ve ark. (28) kloralhidrat agar jeli elektron ve fotonların YDD ölçümleri için spektrofotometre

kullanarak araştırmıştır. 1954'te Alexander ve ark. (29) iyonize radyasyonun polimetilmetakrilit üzerinde yaptığı etkiyi araştırmalarından sonra 1958 yılında Hoecker ve Watkins (30) polimer bazlı sıvılarda x ve gama ışınları kullanılarak radyasyonun sebep olduğu polimerizasyonu incelemiştir. Daha sonra da 1961 yılında Boni (31) poliakrilamidi gama dozimetre olarak kullanılabilceğini belirtmiştir.

İyonize radyasyonun Fricke dozimetrede yaptığı etkinin nükleer manyetik rezonans görüntüleme yöntemi kullanılarak ölçülebileceğı 1984 yılında Gore ve ark. (32) tarafından gösterilmiştir. Görüntülemedeki bu gelişimle birlikte 1987 yılında Appleby ve ark. (33) yaptıkları çalışmada ışınlanmış bir Fricke dozimetredeki üç boyutlu doz dağılımını manyetik rezonans (MR) görüntülemesiyle elde edilebileceğini belirttiler. MR görüntülemenin ardından optik bilgisayarlı tomografi tekniğinin jel dozimetlerin görüntülenmesinde kullanılabilceğı de gösterildi ve üzerine çalışmalar yapıldı (34). 2000'li yılların başlarında yapılan çalışmalarda polimer jel dozimetrelerin görüntülenmesinin bilgisayarlı tomografi (BT), ultrason ve Raman spektroskopisi ile gerçekleştirilebileceğı gösterildi (35-37).

1920'lerde bulunan Fricke dozimetrelerde ışınlama sonucunda oluşan iyonlar difüzyonla başka noktalara ilerliyorlardı. Bu da zaman içerisinde kullanımı daha kolay, difüzyon sorunu olmayan, oksijenli ortamda üretebilen jel dozimetreler üretme ihtiyacı doğurmuştur.

1992 yılında agar matrise sahip BANANA (Bis, Acrilamide, Nitrous oxide AND Agarose) polimer jel dozimetri formülü ortaya kondu (38). BANANA polimer jel de Fricke jel dozimetrenin aksine difüzyon problemi yoktu. İki yıl sonra polimer jelin formülünde agar matris yerine jelatin yerleştirilerek BANG (Bis, Acrylamide, Nitrogen, Gelatin) polimer jel geliştirildi. Bu tür jellere genel olarak PAG (PolyAcrylamide Gel) tipi polimer jel dozimetre denilmektedir. Difüzyon problemi çözülsede PAG tipi jellerin üretiminde atmosferdeki oksijen jelin üretim aşamasında polimerizasyona sebep olmaktaydı. Bundan dolayı jeller oksijensiz ortamda üretilmek zorundaydı. Bu da polimer jel üretimini oldukça zorlaştırıyordu. 2001 yılında Fong ve ark. (39) MAGIC (Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper) olarak adlandırılan normoksik bir polimer jel formülü yayınladılar. MAGIC polimer jelin üretiminde

oksijensiz bir ortama gerek duyulmamakta ve kolaylıkla üretilebilmektedir. Son olarak 2003 yılında löko boya içeren radyokromik polimer bir dozimetre olan Presage™ dozimetre üretilmiştir (40). Poliüretan matrise sahip bu dozimetrede iyonize radyasyonun etkisiyle boya renk değiştirir (41). Presage™ dozimetrelerdeki bu etki ancak optik bilgisayarlı tomografiyle görüntülenebilmektedir.

Polimer Jel Dozimetrelerin Özellikleri

Polimer jel dozimetreler kimyasal dozimetrelerdir. Üç boyutlu doz dağılımı verisi elde etmeye olanak sağlarlar. Yumuşak doku eşdeğeridirler ve istenilen şekil verilerek üretilebilirler. Pozisyonlama sıkıntıları olmadığı gibi yüksek doz gradyentine sahip, stereotaktik radyocerrahi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi uygulamalarda kullanışlıdır. Bunun yanında polimer jel dozimetrelerin üretimi zor olduğu gibi doğrulukları ortamdaki sıcaklık, basınç ve ışık gibi dış etkenlerden etkilenebilmektedir.

Jel dozimetrelerin çok büyük bir kısmı sudan oluşmaktadır. Bu dozimetreler ışınlandıklarında, önce içerisindeki su molekülleri radyolize uğrayarak reaktif radikallere ve iyonlara ayrılırlar. Radyoliz sonucunda oluşan ürünlerin boyutu ve çeşidi radyasyonun tipine ve enerjisine bağlı değişim gösterir (42). Ardından Brown hareketiyle birbirlerine ulaşırlar ve ürün çapı artar. Işınlamadan çok kısa bir süre sonra reaktif parçacıkların yeniden birleşmesi gerçekleşir. Bu olaydan sonra radyoliz ürünleri sulu elektron (e^-_{su}), hidroksil radikali (OH^*) ve hidronyum iyonu (H_3O^+) monomerlerle etkileşirler (43). Radikaller monomerlerle birleşerek polimerleşmeyi başlatırlar. Polimer radikallerinin monomerlerle veya ortamdaki polimerlerle etkileşmesiyle polimer zinciri büyür. Polimerleşme, iki polimer radikalın birleşmesi veya sürecin başında radyoliz sonucunda oluşan radikallerle etkileşmesiyle bitebilir. Buna ek olarak dozimetre içerisindeki jelatin miktarının artmasıyla polimerleşme işleminin yavaşlamasına sebep olmaktadır (44). Jelde oksijen kalması durumunda ise oluşan peroksit radikalleri ortamdaki radikallerle birleşerek polimerleşmenin bitmesine sebep olabilir (45).

Polimer jellerin kütle ve elektron yoğunlukları sudan çok az fazla olmakla birlikte kas dokusuna oldukça yakındır (46). Bu özelliklerinden dolayı yüksek enerjili foton ışınlamalarında yumuşak doku eşdeğeri olarak düşünülebilirler (47).

Polimer jelde üretilen polimer miktarı soğurulan dozla orantılıdır. Dozimetre içerisine katılan jelin amacı ışınlama sonucunda oluşan polimer yapıları oluştukları yerde tutarak soğurulan doz verisini üç boyutlu olarak saklamaktır. Fakat kullanılan jel oranının artması polimerleşmeyi engellediği için dozimetrenin duyarlılığını azaltır (46). Kullanılan monomer konsantrasyonunun artması ise duyarlılığı artırır.

Polimer jellerle yapılan çalışmalarda ışınlama esnasında sıcaklığın değişmesinin PAG tipi jellerde duyarlılığı çok fazla etkilemediği, fakat MAGIC jellerin sıcaklığa oldukça duyarlı olduğunu göstermiştir (48). Ayrıca polimer jel dozimetrelerin nükleer manyetik rezonans görüntülemeleri sırasındaki sıcaklıkları, spin-spin durulma zamanlarını etkiler (49). Sıcaklık arttıkça duyarlılık azalır (50). Bundan dolayı kalibrasyon jelleri ve ölçüm için kullanılan jellerin MR görüntüleri aynı sıcaklıkta alınmalıdır.

MAGIC Polimer Jel Dozimetre

Hipoksik olan PAG tipi jellerin üretiminde oksijensiz bir ortama ihtiyaç duyulur. Çünkü jel içerisinde bulunan oksijen ışınlamadan sonra oluşan serbest radikalleri tutarak polimerleşmenin gerçekleşmesine engel olur.

Normoksik jeller ise oksijensiz ortama ihtiyaç duyulmadan normal oda koşullarında üretilebilir. Üretilen ilk normoksik jel dozimetre olan MAGIC polimer jel dozimetre metakrilik asit, askorbik asit, jelatin, hidrokinon ve bakır sülfattan oluşmaktadır. C vitamini de olarak bilinen askorbik asit antioksidan olarak davranır. Askorbik asit bakır sülfat tarafından oluşumu başlatılan metal-organik bileşiklere serbest oksijenleri bağlar (46). Böylelikle normoksik jeller normal oda koşullarında üretilebilir, saklanabilir ve görüntülenebilirler.

Jel Dozimetre Görüntüleme Yöntemleri

Radyasyonun jel dozimetrede oluşturduğu etkiyi gözlemleyebilmek için bazı görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler optik bilgisayarlı tomografi, bilgisayarlı tomografi, Fourier dönüşümlü Raman spektroskopisi, ultrason ve manyetik rezonans görüntülemedir. Normoksik polimer jellerin görüntülenmesinde daha çok manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemi kullanılmaktadır.

Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemi

Işınlanmış bir polimer jelde üç farklı proton havuzu bulunmaktadır. Bunlardan ilki serbest su molekülleri ve tepkimeye girmemiş monomerler, ikincisi polimerleşmiş moleküller ve ona bağlı su molekülleri, üçüncüsü ise jelatin ve ona bağlı olan su moleküllerinin oluşturduğu proton havuzlarıdır (51). Her bir grubun mobiliteleri farklıdır. Bu farklılık her bir grup arasındaki spin-spin durulma zamanının ($T_2=1/R_2$) ve spin-örgü durulma zamanının ($T_1=1/R_1$) farklı olmasına sebep olur (52). Bu farklılıktan yararlanarak dozimetrenin manyetik rezonans görüntülemesi yapılabilmektedir.

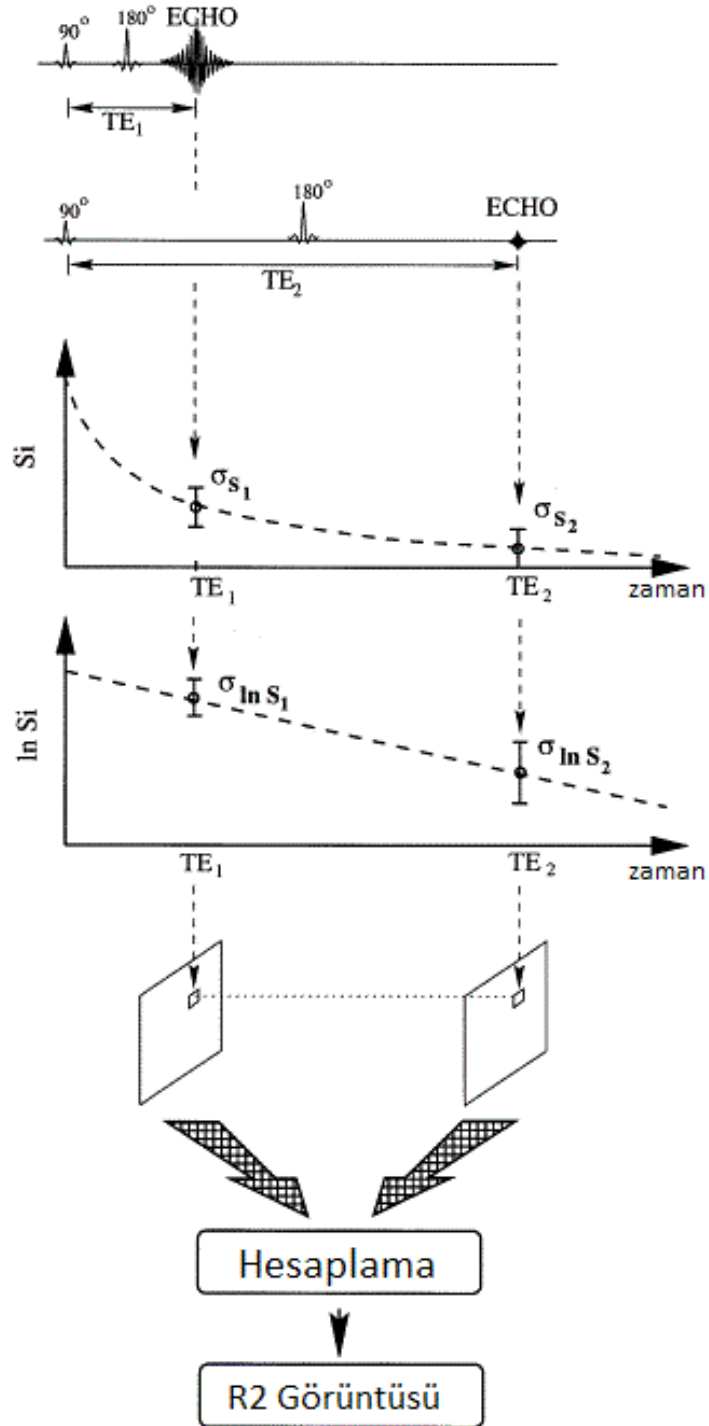
Polimer jel dozimetrelerde doz cevabının R_2' 'de, R_1' 'den daha fazla olmasından dolayı MR görüntülemelerinde genellikle R_2 değerleri kullanılmaktadır (53). Sayısal R_2 haritaları elde etmek için spin eko (SE) sekansları kullanılabilir. Ana görüntü üzerindeki T_2 ağırlığı, echo time (TE) değeri ile değiştirilebilir. TE değeri gönderilen radyo frekans (RF) pulsu ile sarmal tarafından elde edilen sinyal arasında geçen süredir. Her bir TE değerinden elde edilen sinyal şiddeti (S) Eşitlik 2.6'daki gibi değişmektedir.

$$S = S_0 \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (2.6)$$

Burada S_0 TE=0 olduğundaki değeri göstermektedir. Görüntü matrisi üzerindeki her bir noktanın R_2 değeri iki farklı T_2 ağırlıklı görüntüden Eşitlik 2.7'deki formül ile elde edilir (42).

$$R_2(x,y) = \frac{1}{TE_2 - TE_1} \ln \left[\frac{S_1(x,y)}{S_2(x,y)} \right] \quad (2.7)$$

Sinyal-gürültü oranının yükseltilmesi için sabit bir tekrarlama zamanı (TR) kullanılarak ve birden fazla T_2 ağırlıklı görüntü elde edilerek R_2 haritaları oluşturulabilir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. R_2 görüntüsünün oluşturulması (54).

2.4. Küçük Alan Dozimetrisi

Radyoterapideki teknolojik gelişmelerle birlikte yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik radyoterapi gibi uygulamalarda küçük alanlar kullanılmaya başlanmıştır. Konvansiyonel radyoterapide $40 \times 40 \text{cm}^2$ ile $4 \times 4 \text{cm}^2$ arasında alanlar kullanılmaktadır. Stereotaktik radyoterapi gibi özel uygulamalarda kullanılan alanlar ise genellikle $4 \times 4 \text{cm}^2$ 'nin altında milimetre kare mertebesindeki alanlardır. Bu küçük alanların dozimetrisi bir çok belirsizlik içermektedir.

Küçük alan tanımı oldukça sübjektif bir tanım olmakla birlikte üzerinde bir uzlaşma bulunmamaktadır. Fakat genellikle konvansiyonel alanların dışında kalan ve $4 \times 4 \text{cm}^2$ 'den küçük alanlar hem doz ölçümünde hem de hesaplamalarında özellikle dikkatli olunması gereken alanlardır. Bir alanın küçük alan olup olmadığının belirlenmesi için şu üç özelliğe bakılmaktadır. Bunlardan birincisi detektörün olduğu konumdan demet alanı boyunca görülebilen kaynak boyutudur. Eğer dedektör tarafından tüm kaynak görülemiyorsa penumbra bölgeleri üstüste binecektir. Geometrik penumbra alan boyunca genişleyecektir. Bu da YYTG değerinin doğru bir şekilde belirlenmesine engel olacaktır. Ayrıca bu durum merkez eksen dozunun azalmasına sebep olacaktır (5).

İkincisi ölçümde kullanılan dedektörün boyutudur. Dedektörün duyarlı hacmi büyüdükçe ortalama hacim etkisinden dolayı ölçüm doğru alınamayacaktır. Bundan dolayı düzeltme faktörlerine ihtiyaç duyulacaktır. Dolayısıyla küçük alanların dozimetrisinde olabildiğince küçük duyarlı hacme sahip dozimetreler kullanılmalıdır.

Üçüncüsü ise küçük alanlarda yanıl elektronik dengenin olmayışıdır. Bu olay alan genişliğinin ikincil elektronların yanıl menziline daha küçük olduğu zaman ortaya çıkar. Yanıl olarak saçılan yüklü parçacıklar demet alanı dışına ve içine aynı oranda saçılmadıklarından dolayı alan merkezindeki dozun azalmasına sebep olacaktır (55, 56). Tüm bu sebeplerden dolayı küçük alanların dozimetrisi zorlu bir konudur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Gereçler

3.1.1. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı

Accuray marka CyberKnife® (Sunnyvale, CA, USA) robotik radyocerrahi cihazı (Şekil 3.1.), altı serbestlik derecesine sahip KUKA (KUKA Roboter GmbH, Augsburg, Germany) marka KR 240 model bir robotik kolun ucuna yerleştirilmiş lineer hızlandırıcıdan oluşmaktadır (57).



Şekil 3.1. CyberKnife Robotik Radyocerrahi cihazı

Lineer hızlandırıcı kısmı oldukça kompakt bir yapıya sahiptir. X-bandında 9.5 GHz mikrodalga üreten bir magnetrona sahip olan bu hızlandırıcı 6 MV^1 foton

¹ Lineer hızlandırıcıda elde edilen fotonlar, elektronların hedefte frenleme radyasyonu (bremsstrahlung) yapmaları sonucunda elde edilir. Oluşan fotonlar tek enerjili değil, spektruma sahip bir enerji dağılımı gösterirler. Bu fotonları tanımlamak için nominal hızlandırma gerilimi olan MV terimi kullanılmıştır. Örneğin; 6 MV, maksimum enerjisi 6 MeV olan fotonları tanımlamak için kullanılır.

enerjisine sahip X-ışınları üretmektedir (58). Doz hızı 600 MU/dk olan bu cihazda düzleştirici filtre bulunmamaktadır. Cihazın 80 cm kaynak-eksen mesafesinde (KEM) çapları 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 ve 60 mm olan 12 adet tungstenden yapılmış kolimatörü bulunmaktadır (Şekil3.2.) (59).



Şekil 3.2. CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının kolimatörleri

Robotik kol lineer hızlandırıcıyı sanal bir küre üzerindeki noktalara götürerek cihazın eş düzlemsel olmayan açılardan ışınlama yapmasını sağlar. Tedavi odasında tavana 45° açıyla yerleştirilmiş olan iki adet kilo voltaj X-ışını tüpü ve yerde iki adet amorf silikon dedektör bulunmaktadır. Bu görüntüleme sistemi sayesinde tedavi sırasında hastanın anlık görüntüleri elde edilebilir, gerektiğinde robotik masa yardımıyla tümörün konumlandırılması tekrardan yapılabilir (60).

3.1.2. PTW 31014 PinPoint İyon Odası

PinPoint iyon odaları stereotaktik radyoterapi alanları ve yoğunluk ayarlı radyoterapi alanları gibi küçük alanlara sahip radyasyon dozimetrisinde kullanılmaktadır. Yüksek uzaysal çözünürlük ile yüksek enerjili foton demetlerinin görelî doz dağılımları elde edilebilir. Su geçirmezdir. Su fantomunda, katı fantomda ve havada ölçüm alınabilir.

Şekil 3.3'te gösterilen içi hava dolu silindirik tipte tasarlanmış PTW 31014 PinPoint iyon odasının duyarlı hacmi 0.015 cm^3 'tür. Duyarlı hacminin duvarları $1,19 \text{ g/cm}^3$ yoğunlukta $0,57 \text{ mm}$ kalınlıkta PMMA ve içerisinde $1,85 \text{ g/cm}^3$ yoğunlukta $0,09$

mm kalınlığında grafit elektrottan oluşmaktadır. Merkez elektrotu yüksek saflıkta (%99,98) Alminyumdur ve çapı 0.3 mm'dir.

31014 tipi iyon odalarının nominal doz cevabı 400 pC/Gy'dir. PinPoint iyon odaları 400 V'luk gerilim uygulanarak çalıştırılırlar. Polarite etkileri $\pm 2\%$ 'den kcktr. PinPoint iyon odaları ^{60}Co -50 MV foton enerji aralığında, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ - $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alan aralığındaki ölçümler için kullanılmaktadır. $10\text{-}40^\circ\text{C}$ sıcaklık, 700-1060 mmHg basınç ve %10-80 nem aralığındaki ortam koşullarında ölçüm için uygundur (61, 62).



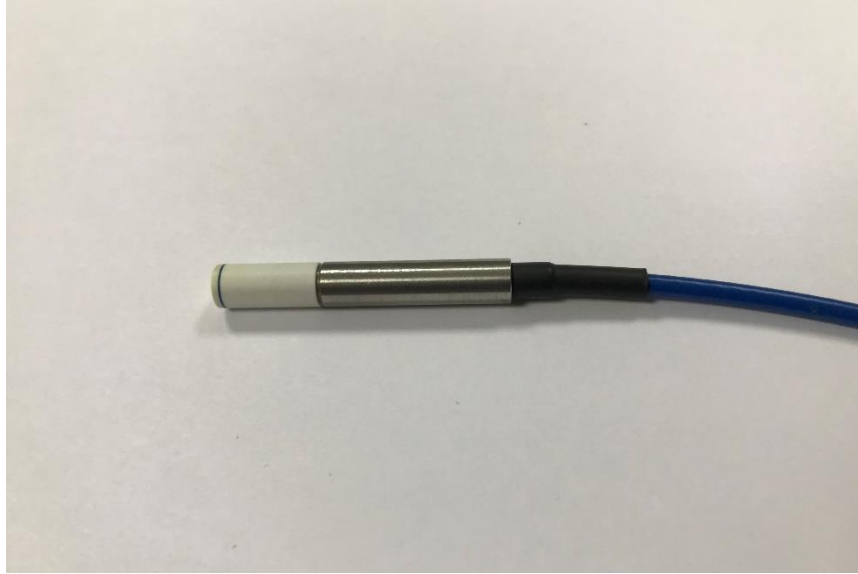
Şekil 3.3. PTW 31014 PinPoint iyon odası

3.1.3. PTW 60018 SRS Diyot Dedektör

SRS diyot dedektörler çok yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmaları nedeniyle genellikle stereotaktik radyocerrahide kullanılan demet profillerini ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Su geçirmez, disk Őeklindeki duyarlı hacimleri dedektör eksenine dik bir Şekilde bulunmaktadır.

P-tipi silikon diyottan üretilmiş olan bu dedektör 0.3 mm^3 duyarlı hacmi bulunmaktadır. Şekil 3.4.'te gösterilen PTW 60018 SRS diyot dedektörün giriş penceresi 0.3 mm RW3 ve 0.27 mm epoksi malzemedenden yapılmış olup 1.31 mm su eşdeğeri pencere kalınlığına sahiptir.

Negatif sinyal polaritesinde 0V polarlama gerilimi uygulanarak ölçüm alınır ve nominal cevapları 175 nC/Gy'dir. 60018 SRS diyot dedektör ^{60}Co ile 6 MV foton enerjisi aralığında $1\times 1\text{ cm}^2$ 'den $10\times 10\text{ cm}^2$ 'ye kadar olan alanlarda kullanıma uygundur. Bu dedektörler $10\text{-}40^\circ\text{C}$ arasında kullanıma uygun olup her 1K'lık sıcaklık farkında % 0.15'ten daha az bir değişim gösterirler (63).



Şekil 3.4. PTW 60018 SRS Diyot dedektör

3.1.4. PTW 60019 microDiamond Dedektör

Sentetik tek bir kristal elmastan oluşan bu dedektörler kimyasal buhar çöktürme yöntemi ile üretilmektedir (64). MicroDiamond dedektör (Şekil 3.5) oldukça küçük duyarlı hacme sahip, nerdeyse doku eşdeğeri, radyasyona oldukça dayanıklı ve çok yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir.

Su geçirmez şekilde tasarlanmış olan bu dedektörün duyarlı hacmi 0.004mm^3 'tür. Giriş penceresi 0.3 mm RW3, 0.6 mm epoksi malzemesi ve 0.01 mm Alüminyum (%99.5 saflıkta) kontakta yapılmış olup su eşdeğeri kalınlığı 1 mm'dir.

Doz cevabının kararlı olması için ölçüm alınmadan önce en az 5 Gy kadar ışınlanması önerilmektedir. Sinyal polaritesi pozitif olup, 0V polarlama gerilimi uygulanarak kullanılırlar ve nominal cevapları 1 nC/Gy'dir. 100 keV ile 25 MV foton enerjisi aralığında, $1\times 1\text{ cm}^2$ ile $40\times 40\text{ cm}^2$ alanlarda kullanılabilirler. İdeal ölçüm koşulları ise $10\text{-}35^\circ\text{C}$ sıcaklık ve %10-80 nem oranı aralığındadır (65).

MicroDiamond dedektörler, Monte Carlo hesaplamalarıyla olan uyumları ve çok küçük alanlarda tekrarlanabilir ölçümler alınabilmesi sebebiyle küçük alan dozimetresi için güvenilir ve uygun bir referans dozimetre olarak gösterilmektedir (66).



Şekil 3.5. PTW 60019 microDiamond dedektör

3.1.5. GafChromic™ EBT3 Film Dozimetre

EBT3 film dozimetreler üç katmandan oluşmaktadır. Altta ve üste iki adet 125 μm kalınlığında mat polyester tabaka bulunur. Bu iki koruyucu tabakanın arasında ise 28 μm kalınlığında aktif bir tabaka bulunmaktadır (Bkz. Şekil 2.5).

EBT3 filmler 8×10 inç ve 14×17 inç boyutlarında üretilmektedirler. Optimum doz ölçüm aralığı 0.2 Gy ile 10 Gy arasındadır. Enerji bağımlılıkları oldukça düşüktür. Uzaysal çözünürlükleri ise oldukça yüksektir, 25 μm 'ye kadar çözünürlük elde edilebilir. Ultraviyole ve görünür ışık bölgesinde duyarlılığı düşüktür. 60°C sıcaklığa kadar kararlılıklarını korurlar (67). Bu çalışmada kullanılan 8x10 inç'lik GafKromik EBT3 film dozimetre Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6. GafKromik EBT3 film dozimetre

3.1.6. PTW RW3 Katı Su Fantomu

Katı su fantomları günlük elektron ve foton ölçümlerini kolaylıkla almak amacıyla su eşdeğeri olarak üretilmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan RW3 katı su fantomları $30 \times 30 \text{ cm}^2$ boyutlarında; 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında ve %2 oranında TiO_2 içeren polistirenden üretilmiştir. Fantomların özkütlesi 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunlukları ise suyun 1.012 katıdır. RW3 katı su fantomları ^{60}Co -25MV foton enerjilerinde kullanım için uygundur (68).

3.1.6. PTW MP3-M Su Fantomu Sistemi

Su fantomları geniş ve derin alanlarda su içerisinde dedektörle görelî veya mutlak doz ölçümleri almaya imkan sağlarlar. Bu çalışmadan kullanılan PTW marka MP3-M model su fantomunun boyutları 636 mm uzunluk, 634 mm genişlik ve 523 mm yüksekliğindedir (Şekil 3.7). İçerisinde bulunan step motorlu mekanizma dedektörü yatayda $500 \text{ mm} \times 500 \text{ mm}$, dikeyde 408 mm derinliğe götürerek ölçüm alınabilmesini sağlar. Fantomun duvar kalınlığı 20 mm PMMA materyalden yapılmıştır ve içerisine en fazla 171 litre su alabilmektedir. Su tankının olduğu kısım 500 mm'ye kadar yükseltilerek su yüzeyi istenilen kaynak yüzey mesafesine getirilebilir (69).

Dedektörü konumlandırmak için kullanılan mekanizma üç step motor tarafından yönetilmektedir. Bu motorlar dedektörü en az 0.1 mm adım aralığı ile hareket ettirebilirler. Mekanizma paslanmaz çelikten üretilmiştir.



Şekil 3.7. PTW MP3-M su fantomu sistemi

3.1.7. PTW TBA Kontrol Ünitesi

TBA kontrol ünitesi su fantomundaki step motorlarla iletişimi sağlayan ve onlara güç aktaran aracı bir elektronik birimdir (Şekil 3.8). Pozisyon komutları bilgisayar üzerinden TBA kontrol ünitesine RS232 kablosu ve arayüzü üzerinden iletilir. Kontrol ünitesine manuel olarak kontrol imkanı sağlayan TBA kontrol aleti (pendant) takılabilir. Kontrol aletinin üzerinde bir gösterge paneli ve bir takım yön tuşları bulunmaktadır. Bu alet sayesinde su fantomu içerisinde dedektörün hareket edebileceği limit değerleri belirlenebilir (18).

3.1.8. PTW TANDEM İki Kanallı Elektrometre

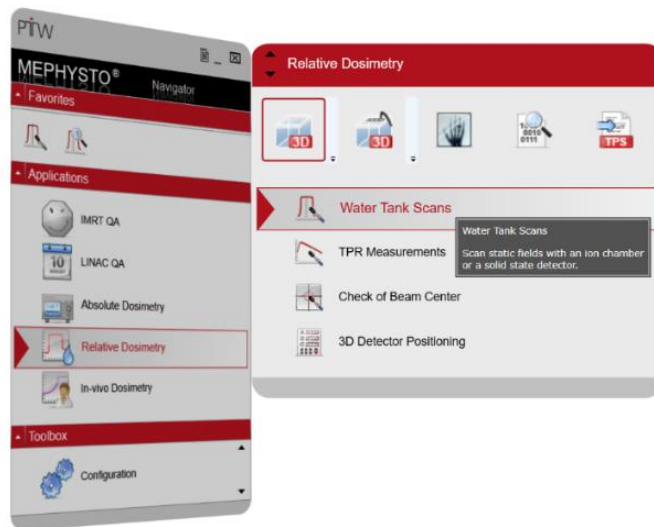
Mutlak doz değerlerinin ölçülmesine olanak sağlayan bu elektrometre iki adet dedektör bağlanabilir. Alan ve referans dozimetrenin her ikisi de gerilimleri 400V'ye kadar artı ve eksi polarite ile ayarlanabilir. TANDEM elektrometre elektriksel akım ile kalibre edilmiştir. Bir yazılım yardımıyla bilgisayar ile uzaktan mutlak doz ölçümlerinde kontrol edilebilir (70).



Şekil 3.8. PTW TBA kontrol ünitesi ve PTW TANDEM iki kanallı elektrometre

3.1.9. PTW MEPHYSTO mc² Yazılımı

MEPHYSTO mc² su fantomunda elde edilen verilerin bilgisayar ortamında görüntülenmesini ve işlenmesini sağlayan bir bilgisayar yazılımıdır (Şekil3.9). Bu yazılım su fantomu içerisinde elde edilen verilerin YDD ve demet profili grafiklerinin çizilmesine ve analizlerinin yapılmasına imkan sağlar. Ayrıca Gafkromik film dozimetre kalibrasyon grafikleri elde edilebilir, mutlak doz ölçümleri program üzerinden gerçekleştirilebilir.



Şekil 3.9. PTW MEPHYSTO mc² yazılımı

MEPHYSTO yazılımı TBA kontrol birimiyle iletişim içindedir. Dedektörün su fantomu içerisindeki konumu, adım aralıkları cihaz odasına girmeden yazılım üzerinden kontrol edilebilir.

3.1.10. Philips Achieva 1.5T Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazı

Klinikte geniş alanlarda hızlı görüntüler elde etme imkanı sağlayan bu cihaz 1.5 T manyetik alan gücüne sahiptir. En yüksek FOV (Field of View) genişliği 53 cm, en düşük kesit kalınlığı 0.05 mm'dir. Sekans seçiminde en düşük 0.8 ms TR ve 0.6ms TE kullanılabilir (71). Baş ve vücut koili (sarmal) bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında Hacettepe Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalında bulunan Philips marka Achieva 1.5T model manyetik rezonans görüntüleme cihazı kullanılmıştır.

3.1.11. Epson Expression 10000 XL Tarayıcı

Xenon floresan lamba ile 2400 × 4800 dpi çözünürlükle tarama yapabilen bir grafik tarayıcıdır (Şekil 3.10). En fazla 3,8 optik yoğunlukta, 16 Bit renk derinliğine ve 310 mm × 437 mm tarama alanına sahiptir (72).



Şekil 3.10. Epson Expression 10000 XL tarayıcı

3.1.12. PolyGeVero® Yazılımı

PolyGeVero yazılımı polimer jel dozimetreler için geliştirilmiş görüntü işleme ve analiz programıdır. Yazılım sayesinde MR, BT, US ve optik-BT'den elde edilen DICOM ve VFF formatındaki ham görüntü dosyaları işlenip profil eğrileri ve doz haritaları elde edilebilir (73). Elde edilen veriler "TXT" formatında dışarı aktarılabilir.

Yazılım kullanıcıya kalibrasyon eğrilerinin hesaplama, üç boyutlu doz dağılımını hesaplanma ve görüntüleme, TPS'deki doz dağılımı ile üç boyutlu dozimetrenin doz dağılımını karşılaştırma ve gama analizi gibi bir çok imkan vermektedir (74, 75).

3.2. Yöntem

3.2.1. Su Fantomunun Kurulumu

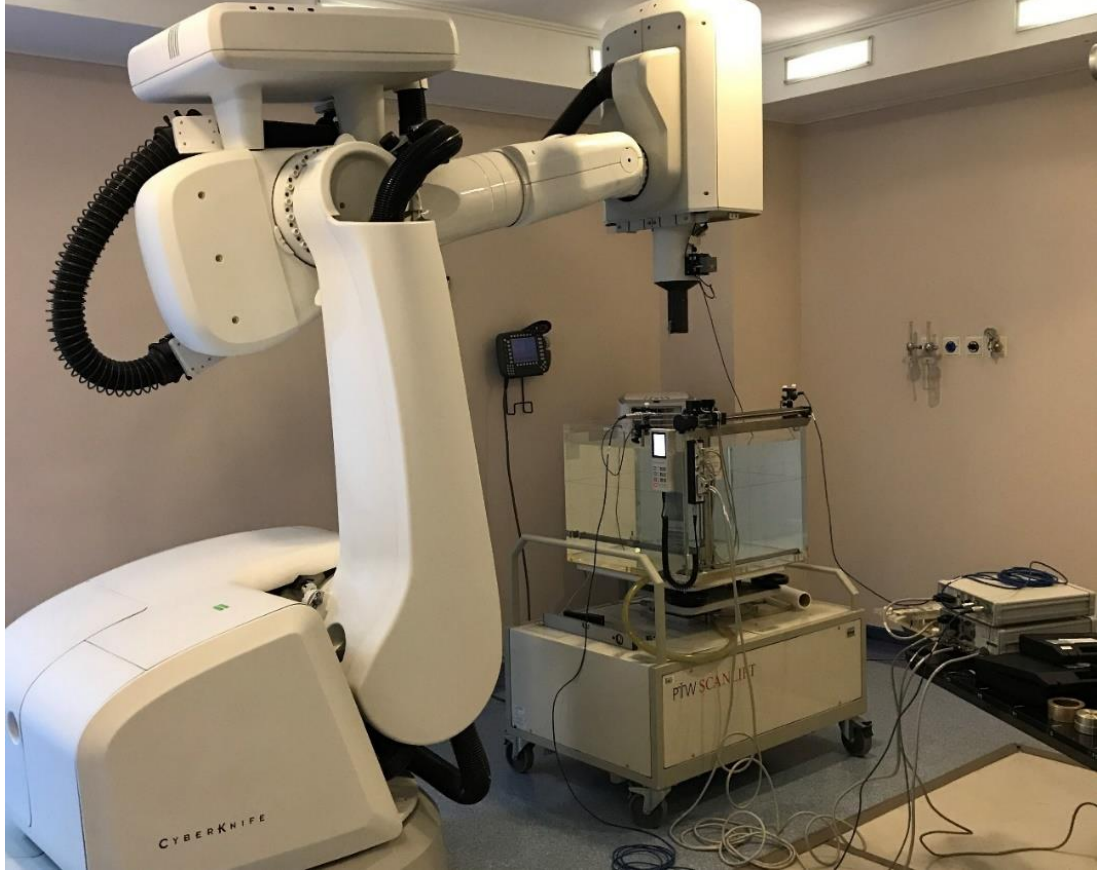
Öncelikle cihazın kafası yere dik olarak konumlandırıldı. Bunun için CyberKnife cihazının kafasında kolimatör alanının içinde bir lazer bulunmaktadır. Bu lazer yakıldı ve iğne deliği (pin hole) kolimatörü cihazın kafasına yerleştirildi. Ardından yarı dolu bir su bardağı yere konuldu. Oda içerisinde bulunan KUKA robotik kol kontrol aleti kullanılarak cihaz hareket ettirilerek ve lazerden gelen ışığın sudan yansyarak iğne deliğinden tekrar geçmesi sağlandı. Böylelikle cihaz yere dik olarak konumlandırılmış oldu.

Ardından su fantomu alan içerisine yerleştirildi. Fantomun eğriliği su terazisi kullanılarak düzeltildi. Su fantomu su ile doldurulup, kontrol ünitesi ve elektrometre ile ilgili gerekli bağlantılar yapıldı. Doz hızının ölçümleri etkilememesi için referans dozimetre olarak 60018 SRS diyot dedektör cihazın kapağı kaldırılarak alan içerisine yerleştirildi. Böylelikle ölçümler doz hızından bağımsız hale getirildi.

CyberKnife cihazına özel yapılmış olan KYM çubuğu kullanılarak su fantomu ile kaynak arasındaki mesafe su fantomu yukarıya kaldırılarak ayarlandı. Ardından alan dozimetresi için alan merkezi ve ölçüm alanı limit değerleri belirlenip kaydedildi.

Son olarak dozimetrelerin radyasyona en yüksek cevabı verdikleri referans noktaları her dozimetre için özel olarak üretilmiş sabitleyici (trufix) yardımıyla

belirlendi. 31014 için referans noktası odanın üst noktasından 3.4 mm aşağıda, 60018 SRS diyot dedektör ve 60019 microDiamond dedektör için bu değer sırasıyla dedektörün üst noktasından 1.31 mm ve 1 mm aşağıdadır (76). Ölçümler için kurulmuş CyberKnife ve su fantomu düzeneği Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. CyberKnife ve su fantomu düzeneği

3.2.2. Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Su fantomunda yüzde derin doz (YDD) ölçümleri PinPoint, SRS diyot ve microDiamond dozimetrelerle 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm kolimatörler kullanılarak alındı. Ölçümler 800 mm kaynak yüzey mesafesinde 100 mm derinliğe kadar 1 mm adım aralığıyla alındı.

3.2.2. Demet Profili Ölçümleri

Demet profili ölçümleri PinPoint, SRS diyot, microDiamond ve GafKromik EBT3 film dozimetrelerle 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm kolimatörler kullanılarak

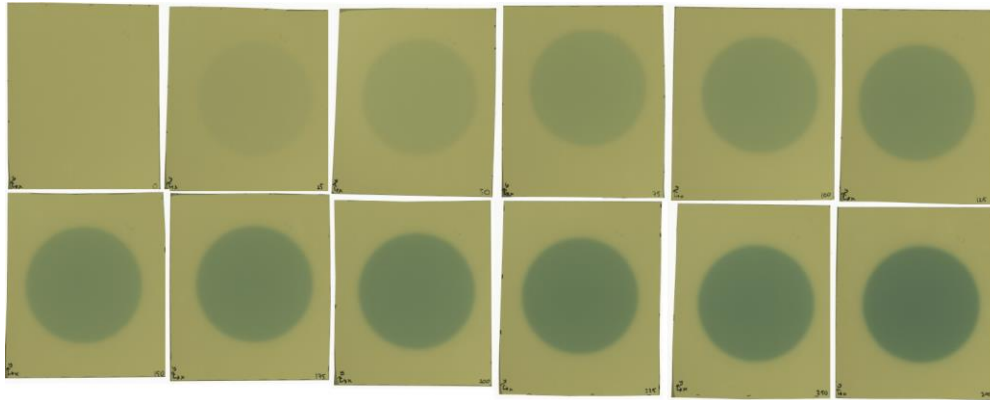
alındı. Ölçümler 800 mm kaynak yüzey mesafesinde 15, 50 ve 100 mm derinliklerde elde edildi.

3.2.3. Göreli Doz Ölçümleri

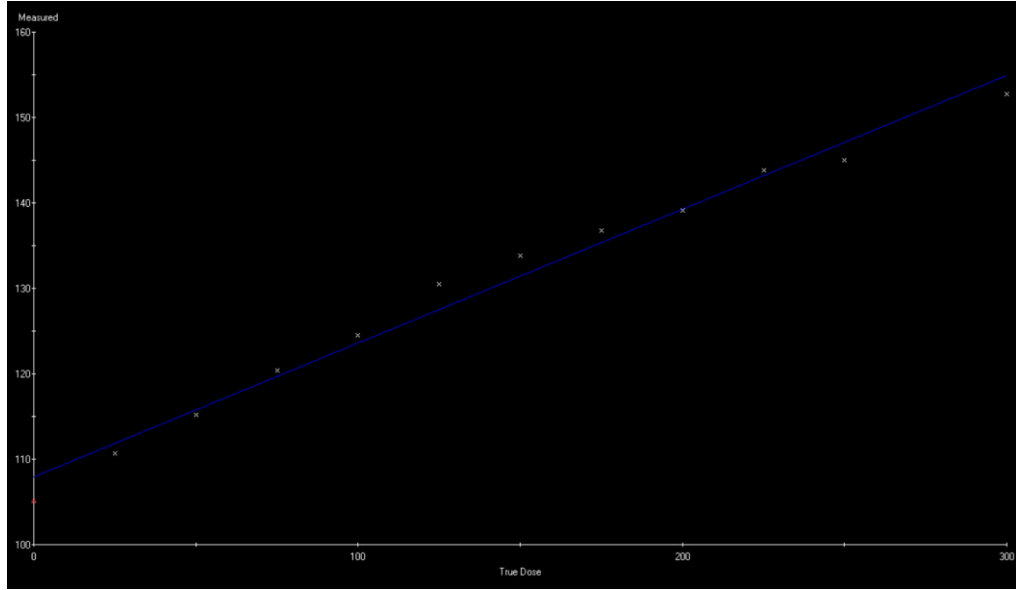
Görelî Doz ölçümleri PinPoint, SRS diyot ve microDiamond için 800 mm KYM'de su fantomu içerisinde 50 mm derinlikte ölçüldü. Ölçümler her bir kolimatör için üç kere tekrarlandı ve ortalaması alındı. Sonuçlar her bir kolimatör için elde edilen YDD eğrileri kullanılarak maksimum doz noktasındaki doz değerlerine ulaşıldı. Elde edilen değerler 60 mm'lik kolimatörün değerine bölünerek göreli doz faktörleri elde edildi.

3.2.4. GafKromik Film Ölçümleri

Kalibrasyon ölçümleri CyberKnife cihazında RW3 katı su fantomları kullanılarak alındı (Şekil 3.14). CyberKnife cihazı 80 cm kaynak eksen mesafesinde 1 cGy = 1 MU olacak şekilde kalibre edilmiştir. Kalibrasyon ölçümleri de 80 cm kaynak eksen mesafesinde alan merkezine 9×10 cm² EBT3 filmler yerleştirilerek 60 mm kolimatör kullanılarak elde edilmiştir. Kalibrasyon eğrisi için filmler 0, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 200, 225, 250 ve 300 MU ile ışınlanmıştır (Şekil 3.12). Filmler ışınlama işleminden 48 saat sonra EPSON 10000 XL tarayıcı ile taranmıştır. Kalibrasyon eğrisi PTW MEPHYSTO mc² programında ışınlanan her bir filmin alan merkezindeki optik yoğunluk değerleri elde edilerek çıkarıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.12. 0, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 300 MU doz karşılığında EBT3 filmlerde elde edilen görüntüler.



Şekil 3.13. Gafkromik EBT3 film kalibrasyon eğrisi

Demet profili ölçümleri 80 cm kaynak yüzey mesafesinde RW3 katı fantom kullanılarak elde edildi. Önceden kesilmiş filmler katı fantom içerisinde 15, 50 ve 100 mm derinliğe yerleştirildi. Ölçümlerde 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60mm çapındaki silindirik kullanıldı. Her bir kolimatör için tek seferde 200 MU doz verilerek fantomların arasındaki filmler ışınlanmıştır. Tarama işlemi kalibrasyon ölçümlerinde olduğu gibi 48 saat sonra EPSON 10000 XL tarayıcıda gerçekleştirilmiştir. PTW MEPHYSTO mc² yazılımı kullanılarak demet profili eğrileri elde edilmiş ve analiz edilmiştir.

Görelî doz faktörü hesaplamalarında demet profili ölçümlerinde 50 mm derinlikte ışınlanmış olan filmler kullanılmıştır. Her bir kolimatör için alan merkezindeki optik yoğunluk değerine karşılık gelen doz değeri kalibrasyon eğrisi kullanılarak elde edildi. Yüzde derin doz eğrileri kullanılarak maksimum doz derinliğindeki doz değerlerine çıkıldı. Elde edilen değerler en büyük kolimatör olan 60 mm'lik kolimatörün değerine bölündü ve görelî doz değeri faktörlerine ulaşıldı.



Şekil 3.14. Film ölçümü kurulumu

3.2.5. MAGIC Polimer Jel Dozimetreinin Hazırlanması

Jelin hazırlanmasında MAGIC polimer jeli ilk olarak ortaya atan Fong ve arkadaşlarının kullandığı kompozisyon ve üretim yöntemi kullanılmıştır (39). Bir kg MAGIC jel dozimetrenin hazırlanışında Tablo 3.1'deki kimyasal malzemeler kullanılmıştır.

Tablo 3.1. 1 kg MAGIC jel üretiminde kullanılan malzemeler (39).

Malzeme	Miktar (g)
Domuz Jelatini (300 Bloom)	80
Metakrilik Asit	90
Askorbik Asit	0.352
$\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	0.02
Hidrokinon	2
Distile Su	828

Bu tez çalışmasında her bir kilogramlık %9 metakrilik asit içeren MAGIC jel dozimetrenin hazırlanışında aşağıdaki yöntem kullanılmıştır;

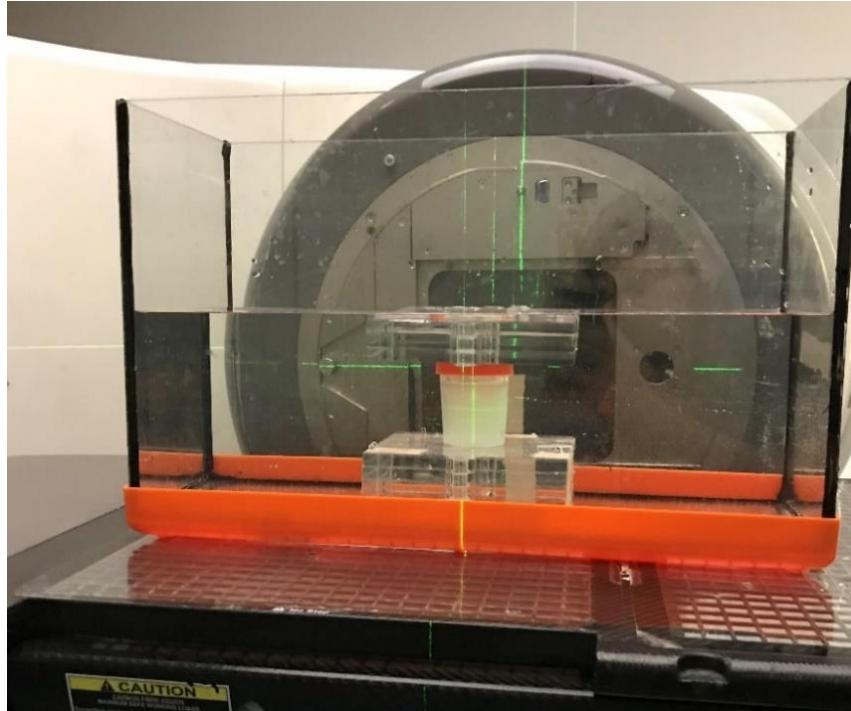
Oda sıcaklığında 700 ml distile su içerisinde toz halindeki domuz jelatini (300 Bloom, Sigma Aldrich) yavaşça boşaltılırken karıştırılır. Bu sırada jelatin suyu emer ve yoğun bir kıvam alır. Jelatini içeren kap 50°C sıcaklıktaki su banyosu içerisinde yerleştirilir ve jelatin çözünene kadar beklenir. Bu arada manyetik karıştırıcı yardımıyla 2 g hidrokinon 48ml distile su içeren bir çözelti hazırlanır. Jelatin tamamen çözüldükten sonra su banyosundan çıkarılır ve içerisinde hidrokinon içeren çözelti eklenerek 37°C sıcaklığa kadar soğuması için beklenir. Bu sırada 50 ml su içerisinde 0.352 g askorbik asit ve 30 ml su içerisinde 0.02 g $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ içeren iki çözelti daha hazırlanır. Jel 37°C sıcaklığa düştüğünde içerisinde askorbik asit çözeltisi, $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ çözeltisi ve 90 g metakrilik asit katılarak homojen bir çözelti olana kadar karıştırılır (39). Üretilen jeller kullanılacakları kaplara dökülerek +4°C sıcaklıkta tutulan buzdolabında saklandı. Aşağıda MAGIC jel dozimetrenin hazırlanışı sırasında kullanılan alet ve süreçler Şekil 3.15'te fotoğraflarla gösterilmiştir.



Şekil 3.15. MAGIC polimer jel dozimetrenin hazırlanması

3.2.6. MAGIC Polimer Jel Dozimetre Ölçümleri

Bu çalışmada kalibrasyon ölçümleri için 10 adet 100 ml'lik idrar kabına polimer jel döküldü. Kalibrasyon jelleri su dolu bir akvaryum içerisinde yerleştirildi. Kalibrasyon kaplarının ışınlanması Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazında, $20 \times 20 \text{cm}^2$ alanda, 600 MU/dk doz hızında, 6 MV foton enerjisi kullanılarak, 90° ve 270° açılardan Şekil 3.16'daki gibi yapıldı. Kaplara 0, 25, 50, 100, 200, 300, 400, 600, 800 ve 1000 cGy doz verildi.



Şekil 3.16. Kalibrasyon jellerinin linak cihazında ışınlanması

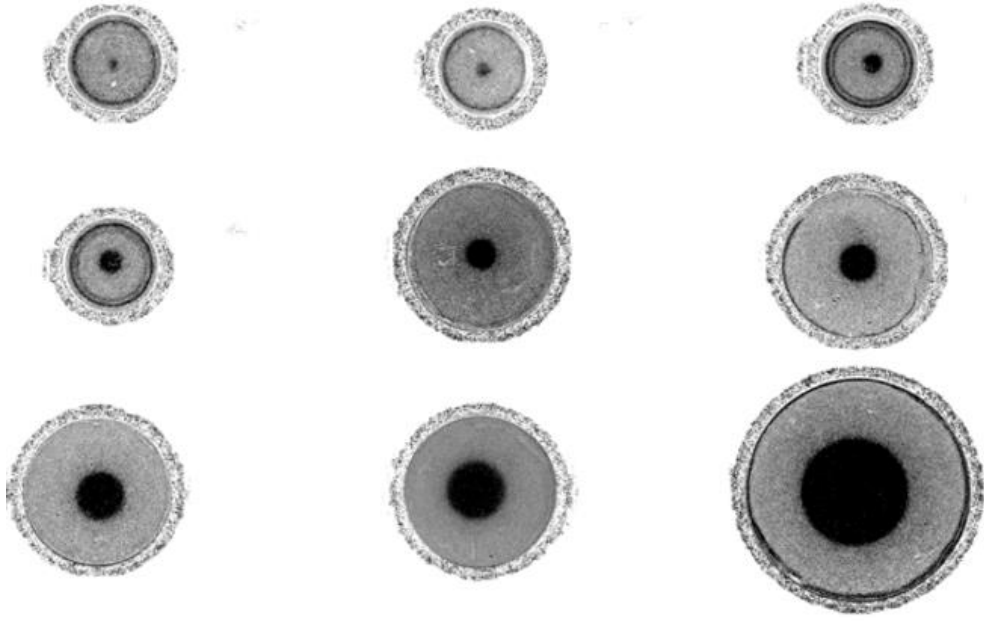
CyberKnife cihazındaki ölçümlerde kullanılan her bir kolimatör için bir adet olmak üzere toplamda 9 kap jelatin üretilmiştir. 5, 7.5, 10 ve 12.5 mm'lik kolimatörler için 6 cm çapında; 15, 20, 25 ve 30 mm'lik kolimatörler için 9 cm çapında; 60 mm'lik kolimatör için ise 14 cm çapında silindirik kaplar kullanıldı. CyberKnife cihazı bardak testi ile dik konuma getirildi ve altına ışınlanacak olan jel dolu kap Şekil 3.17'deki gibi yerleştirildi. KYM 80 cm olacak şekilde ayarlandı. Her kolimatör için jel dolu kaplara 1000 MU doz CyberKnife cihazında verildi.



Şekil 3.17. MAGIC polimer jel dozimetre ölçüm düzeneği

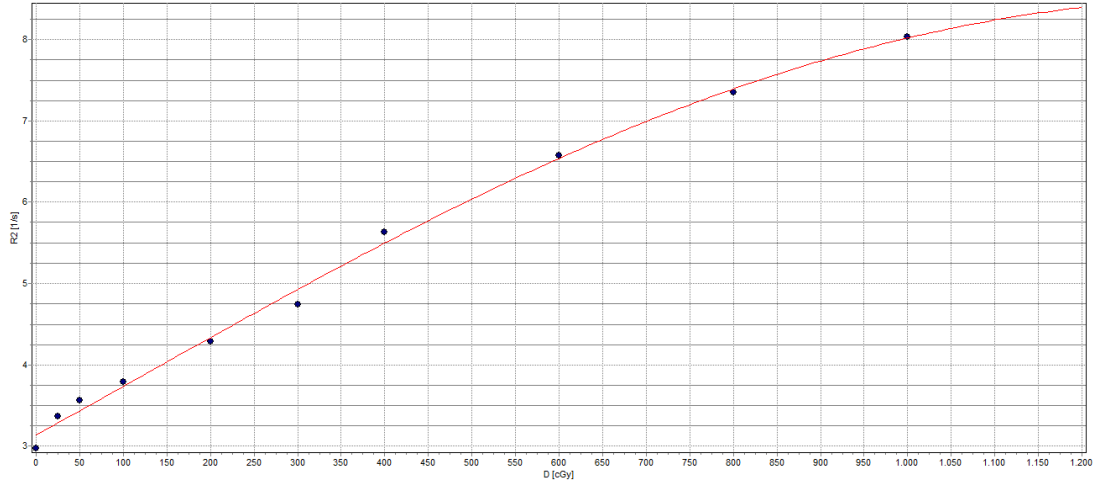
Işınlamadan sonra tüm kaplar polimerizasyonun gerçekleşmesi için 48 saat $+4^{\circ}\text{C}$ buzdolabında bekletildikten sonra çıkartılarak MRG odasına götürüldü (77). Görüntülenme sıcaklıkları doz cevaplarını doğrudan etkilediği için tüm jeller MRG odasında 12 saat boyunca ısı dengeye gelmeleri için bekletildi (43, 49).

Işınlanan tüm jellerin manyetik rezonans görüntüleri Philips Achieva 1.5 T MRG cihazında RF kafa sarmalı (RF head coil) kullanılarak alındı. Görüntüleme protokolü olarak 4040 ms TR (tekrarlama zamanı), TE (eko zamanı) olarak ise 50, 100, 150 ve 180 ms seçildi. Görüntüler 256 mm^2 görüntüleme alanında (Field of View, FOV) ve sinyal-gürültü oranını (signal-noise ratio, SNR) arttırması amacıyla 2 edinim sayısı (Number of Acquisition, NEX) ile alındı. Aksiyel ve koronal görüntüler 1.5 mm kesit kalınlığı ve $0.34 \times 0.34\text{ mm}^2$ piksel boyutlarında alındı. Şekil 3.18.'de farklı kolimatörler kullanılarak ışınlanmış jel dozimetrelerin aksiyel MR kesitleri gösterilmiştir.



Şekil 3.18. 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm'lik kolimatörlerle ışınlanmış jellerin aksiyel MR kesitleri

Elde edilen MR görüntülerinden PolyGeVero yazılımında R_2 haritaları elde edildi. Doz değeri bilinen jellerin R_2 değerleri yazılım yardımıyla ölçülerek kalibrasyon eğrisi Şekil 3.19'da olduğu şekilde çıkarıldı.



Şekil 3.19. MAGIC polimer jel için kalibrasyon eğrisi

PolyGeVero yazılımında elde edilen kalibrasyon eğrisinin yardımıyla her bir kolimatör için ayrı ayrı ışınlanmış jellerin 15, 50, 100 mm derinlikteki demet profilleri, yüzde derin doz değerleri, ve görelî doz faktörleri elde edildi. TXT formatında elde

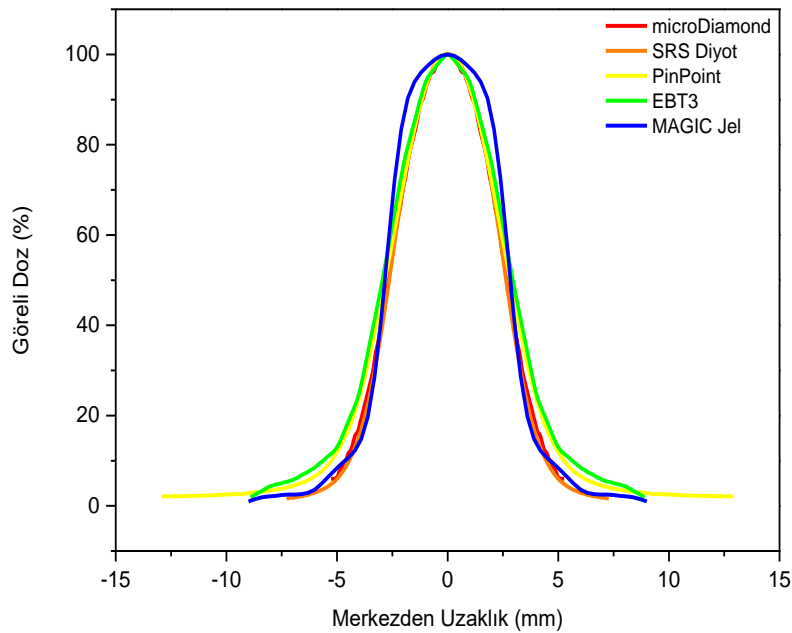
edilen verilerin grafikleri Mephysto yazılımında çizdirilerek simetrisi alındı ve ortalandı. Grafiklerden penumbra genişliği, yarı-yükseklikteki tam genişlik (YYTG) maksimum doz derinliği verileri elde edildi.

4. BULGULAR

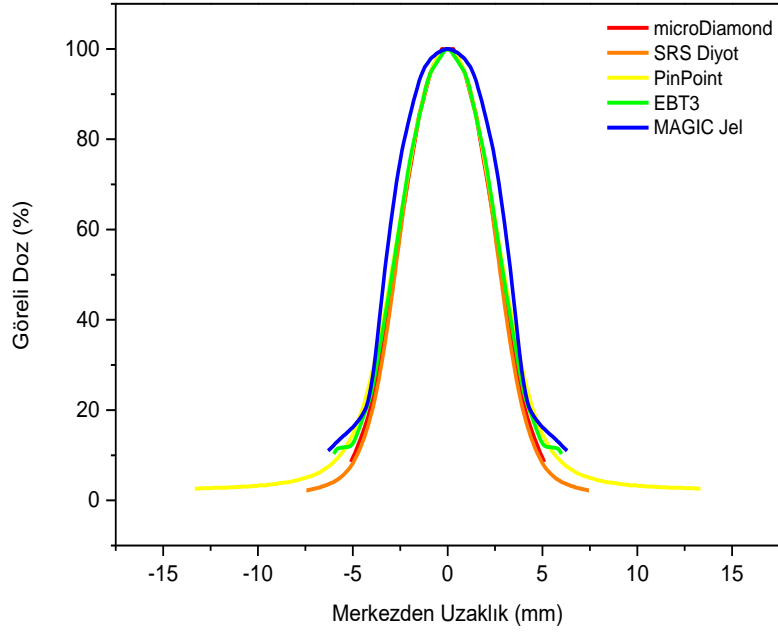
4.1. Demet Profili Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

Bu bölümde Pinpoint iyon odası, SRS diyot dedektör, microDiamond dedektör, GafKromik EBT3 Film ve MAGIC polimer jel dozimetrelerle 15, 50, 100 mm derinliklerde; 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 60 mm çapındaki kolimatörler kullanılarak elde edilmiş demet profillerine ait grafikler bulunmaktadır. Profillerden elde edilen penumbra genişlikleri (%80-20'lik izodozlar arasındaki mesafe), yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) değerleri ve 100 mm derinlikteki demet düzlüğü yüzdeleri tablolar halinde verilmiştir. MAGIC jel ve diğer dozimetre verilerinin arasındaki en yüksek ve en düşük farklar yüzdesel olarak hesaplanmıştır.

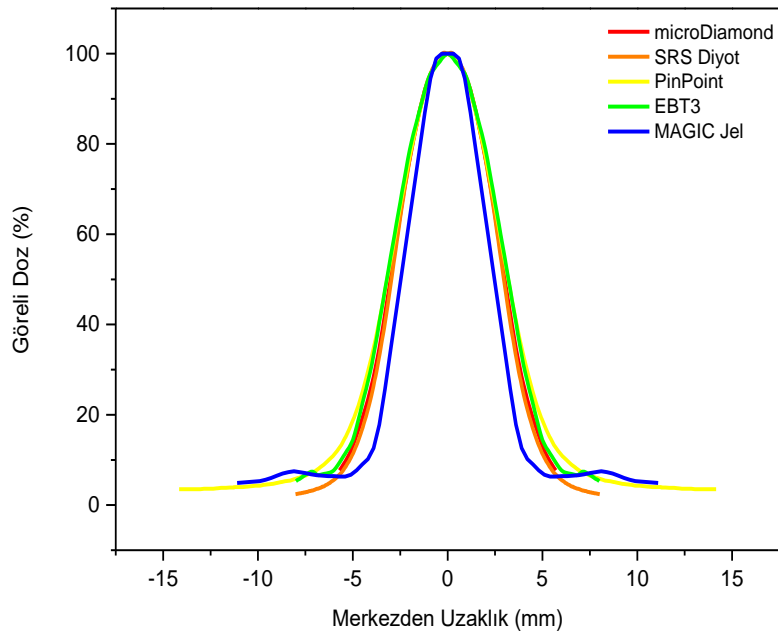
Farklı dozimetrelerle 5mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.1, 4.2, 4.3'te gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.1 ve Tablo 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.1. 5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.2. 5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.3. 5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.1. 5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	2.2	2.1	2.6	2.6	1.4
50 mm	2.4	2.2	2.8	2.6	2.1
100 mm	2.6	2.4	3.0	2.7	2.1

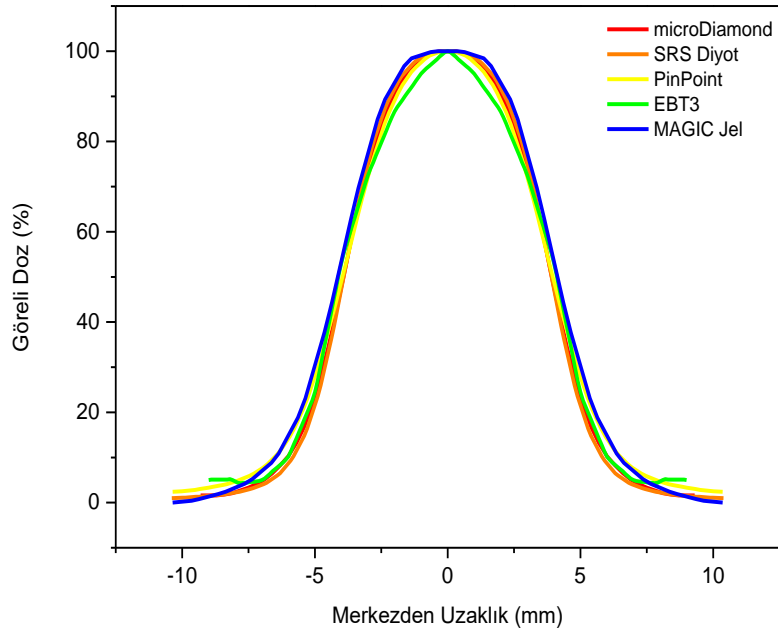
5mm'lik kolimatör ile elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en çok -1.2 mm (%46.2) daralma ile EBT3 ve PinPoint detektörden en az ise -0.7 mm (%33.3) ile SRS diyot dedektörden sapmıştır. 50 mm derinlikte ise MAGIC jel en çok -0.7 mm (%25) fark ile PinPoint detektörden, en az ise -0.1 mm (%4.5) ile SRS diyot detektörden sapmıştır. 100 mm derinlikteki ölçümlerde ise MAGIC jel en çok -0.9 mm (%30) ile PinPoint detektörden, en az ise -0.3 mm (%12.5) ile SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir.

Tablo 4.2. 5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

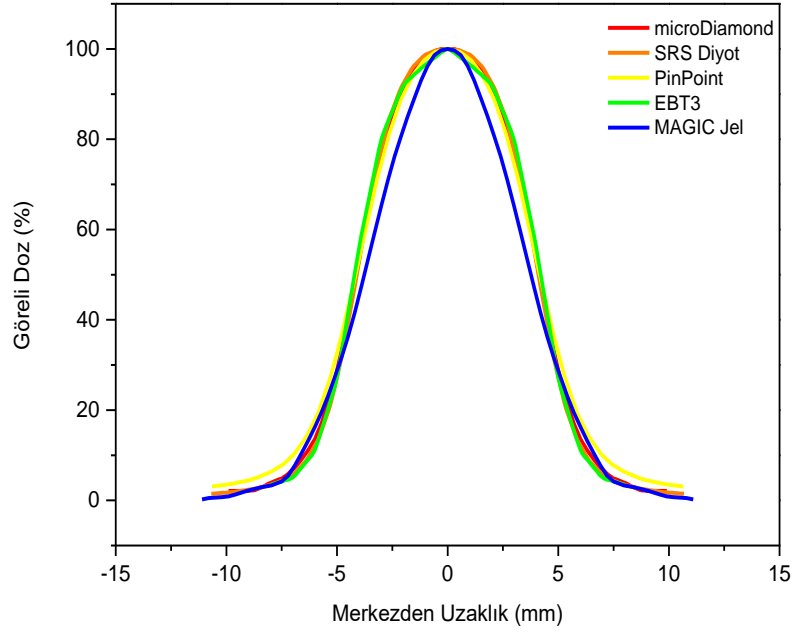
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	5.4	5.3	5.7	5.9	5.7
50 mm	5.7	5.6	6.0	5.9	6.7
100 mm	6.1	5.9	6.4	6.4	4.9

5mm'lik kolimatör ile elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en çok 0.4 mm (%7.5) ile SRS diyot detektörden, en az ise 0 mm (%0) ile PinPoint iyon odasından farklılık göstermiştir. MAGIC jel 50 mm derinlikteki ölçümlerde en çok 1.1 mm (%19.6) ile SRS diyot detektörden, en az ise 0.7 mm (%11.6) farkla PinPoint iyon odasından farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikteki değerlere bakıldığında en büyük fark -1.5 mm (%23.4) ile PinPoint ve EBT3'te, en küçük fark ise -1 mm (%16.9) ile SRS diyot dedektör arasında bulunmuştur.

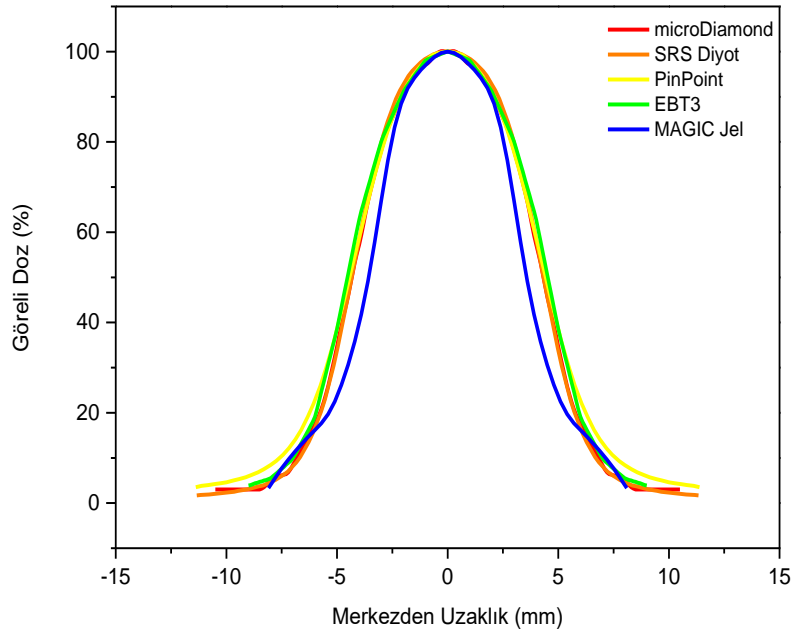
Farklı dozimetrelerle 7.5mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.4, 4.5, 4.6'da gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'de verilmiştir.



Şekil 4.4. 7.5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.5. 7.5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.6. 7.5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.3. 7.5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	2.5	2.3	2.9	2.8	2.7
50 mm	2.7	2.5	3.1	2.4	2.0
100 mm	2.9	2.7	3.4	2.9	2.8

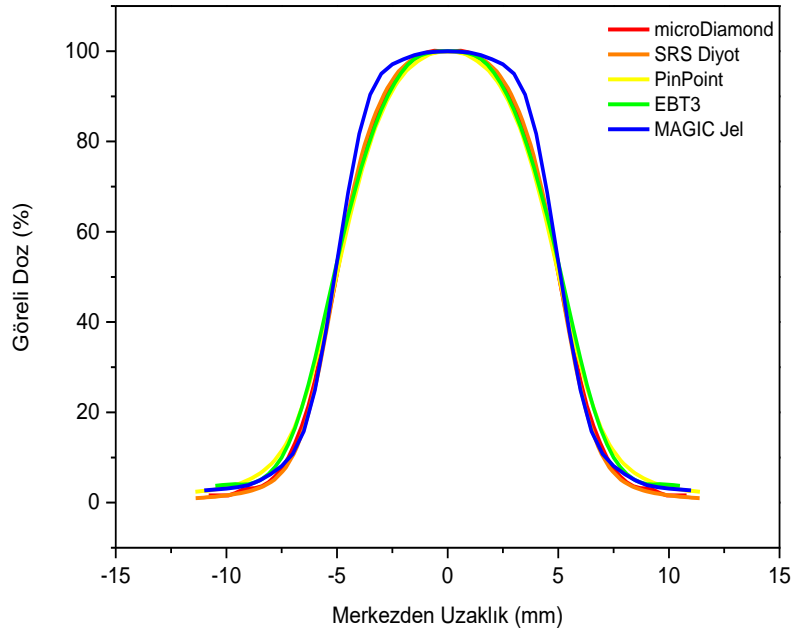
7.5mm'lik kolimatör ile elde edilen penumbra genişlikleri 15 mm derinlikte MAGIC jel en çok 0.4 mm (%17.3) farkla SRS diyot ile, en az ise -0.1 mm (%3.6) ile EBT3 filminden farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikte alınan ölçümlere bakıldığında; MAGIC jel en çok -1.1 mm (%35.5) fark ile PinPoint iyon odasıyla, en az ise -0.4 mm (%16.6) daralmayla EBT3 filminden farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikteki ölçümlerde ise MAGIC jel en fazla -0.6 (%17.6) mm PinPoint detektörden saparken, en az değişim 0.1 mm (%3,6) farkla microDiamond, EBT3 ve SRS diyot detektörlerde görülmüştür.

Tablo 4.4. 7.5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

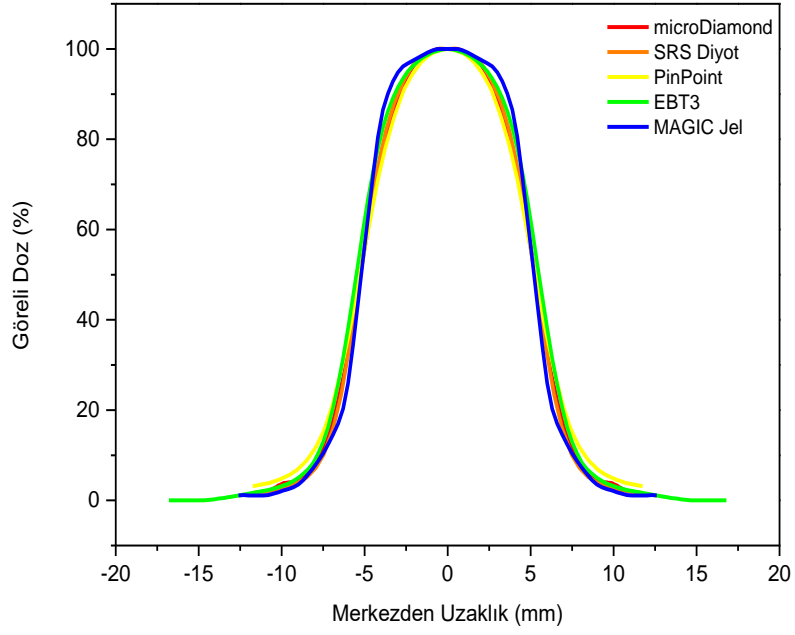
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	7.8	7.8	7.9	8.2	8.3
50 mm	8.2	8.2	8.3	8.4	8.9
100 mm	8.7	8.7	8.9	9.1	7.1

7.5mm'lik kolimatör ile elde edilen YYTG değerleri karşılaştırıldığında 15 mm derinlikte MAGIC jel en fazla 0.5 mm (%6,4) ile microDiamond ve SRS diyot detektörlerde, en az ise 0.1 mm (%1.2) EBT3 filminden farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikteki ölçümlerde MAGIC jel en çok 0.7 mm (%8.5) farkla microDiamond ve SRS diyot detektörden, en az ise 0.5 mm (%5.9) ile EBT3 filminden farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikteki ölçümlerde jel dozimetre en çok -2 mm (%22) farkla EBT3 filminden, en az ise -1.6 mm (%18.3) ile microDiamond ve SRS diyot detektörlerden farklılık göstermiştir.

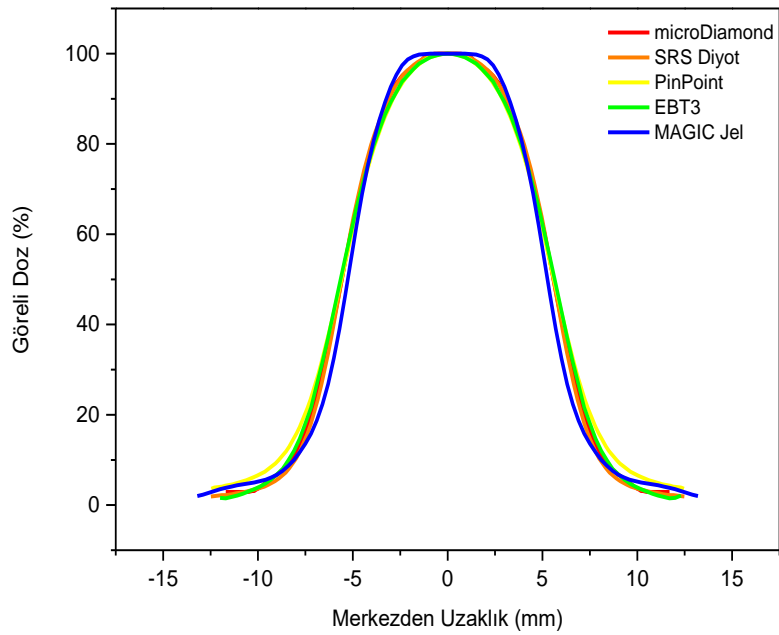
Farklı dozimetrelerle 10mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.7, 4.8, 4.9'da gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.7. 10 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.8. 10 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.9. 10 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.5. 10 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	2.8	2.6	3.2	3.2	1.9
50 mm	3.0	2.8	3.4	2.9	2.1
100 mm	3.3	3.1	3.7	3.5	2.9

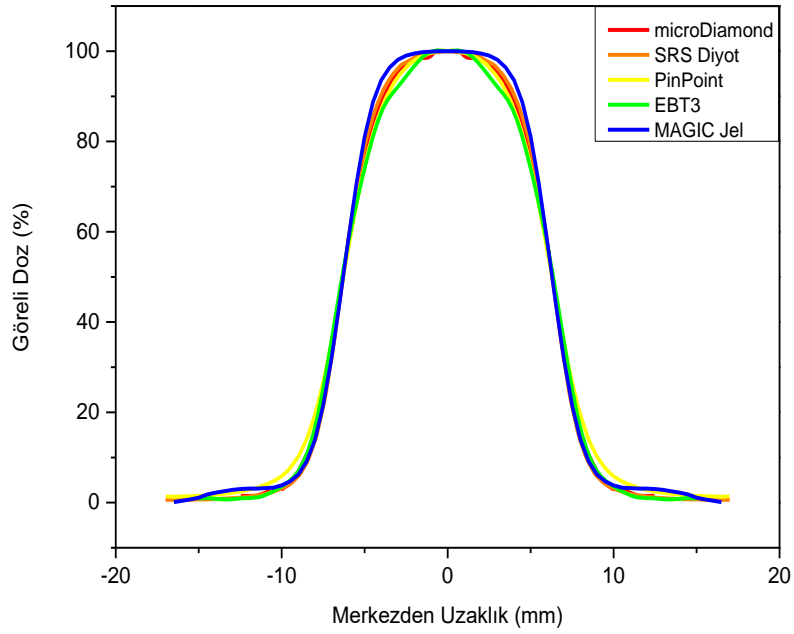
10 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel ile en fazla fark -1.3 mm (%40.6) ile PinPoint ve EBT3'te, en az fark ise -0.7 mm (%26.9) ile SRS diyot dedektörde olduğu görülmektedir. 50 mm derinlikte jel dozimetre penumbra genişliği -1.3 mm (%38.2) farkla en fazla PinPoint ve EBT3'ten, en az ise -0.7 mm (%25) ile SRS diyot dedektörden sapmıştır. 100 mm derinlikte ise en fazla değişim -0.8 mm (%21.6) fark ile PinPoint iyon odasında, en az ise -0.2 mm (%6.5) ile SRS diyot dedektör değerlerinde görülmüştür.

Tablo 4.6. 10 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

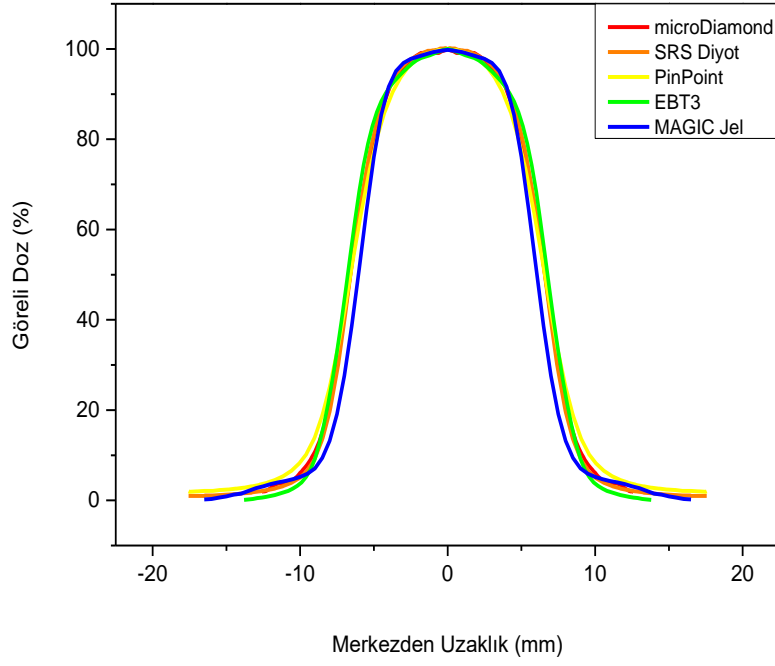
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	10.1	10.1	10.1	10.3	10.2
50 mm	10.5	10.5	10.6	11.0	10.4
100 mm	11.2	11.1	11.2	11.3	10.5

10 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel verisi microDiamond, PinPoint ve SRS diyottan 0.1 mm genişleme ve EBT3 filmde -0.1 mm daralma ile %1'lik değişim göstermiştir. 50 mm derinlikteki ölçümlerde en fazla fark -0.6 mm (%5.5) daralma ile EBT filmde, en az fark ise -0.1 mm (%1) daralma ile microDiamond ve SRS diyot değerlerinde görülmüştür. 100 mm derinlikte elde edilen veriler incelendiğinde fark en fazla -0.8 mm (%7.1) ile EBT3 filmde, en az ise -0.6 mm (%5.4) ile SRS diyot dedektörde bulunmuştur.

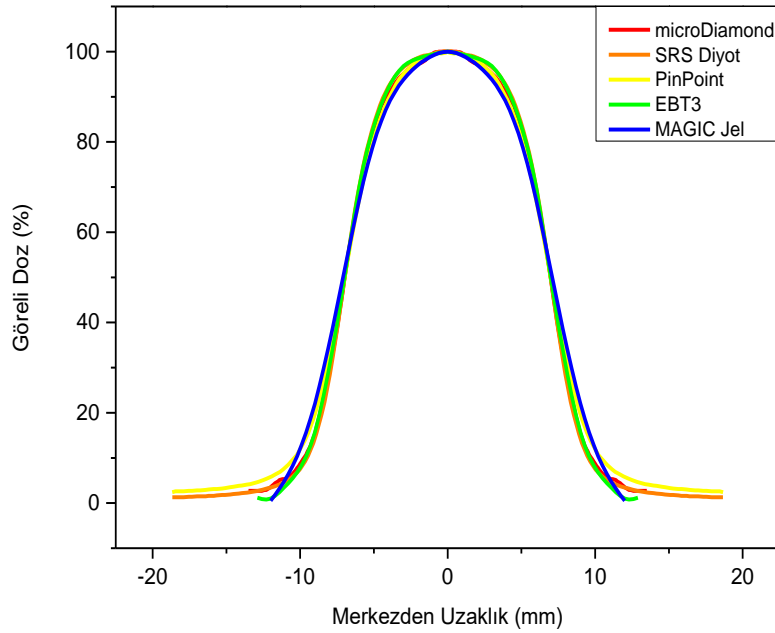
Farklı dozimetrelerle 12.5mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.10, 4.11, 4.12'de gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.7 ve Tablo 4.8'de verilmiştir.



Şekil 4.10. 12.5 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.11. 12.5 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.12. 12.5 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.7. 12.5 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	2.9	2.7	3.3	3.2	2.6
50 mm	3.1	2.9	3.6	2.9	2.7
100 mm	3.4	3.2	3.9	3.4	4.2

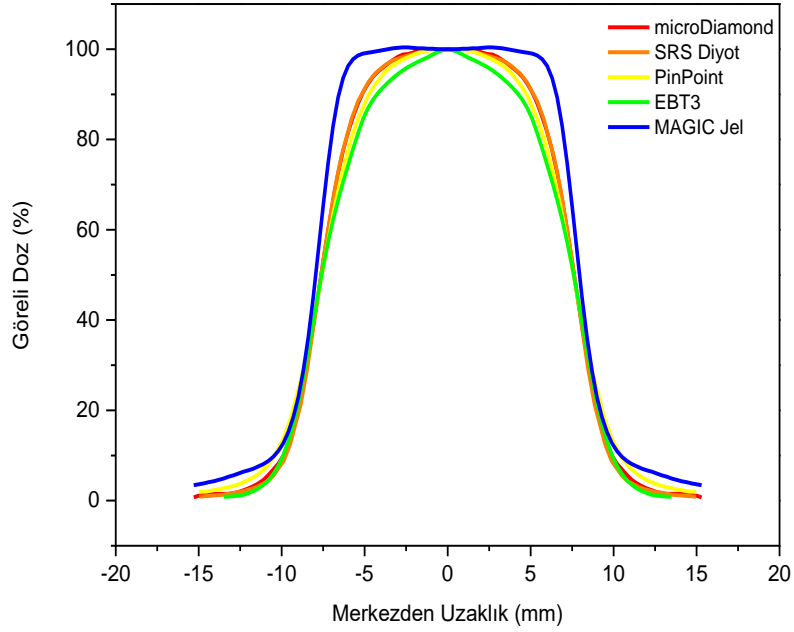
12.5 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel -0.7 mm (%21.2) ile en çok PinPoint detektörden, -0.1 mm (%3.7) ile SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikte jel verisi en büyük fark -1.1 mm (%33.3) daralma ile PinPoint detektörde, en az fark -0.2 mm (%6.9) ile EBT3 film ve SRS diyot detektörde görülmüştür. 100 mm derinlikteki değerler incelenecek olursa jel verisi en fazla farkı 1 mm (%31.3) ile SRS diyot detektör, en az farkı ise 0.3 mm (%7.7) ile PinPoint detektör arasında görülmüştür.

Tablo 4.8. 12.5 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

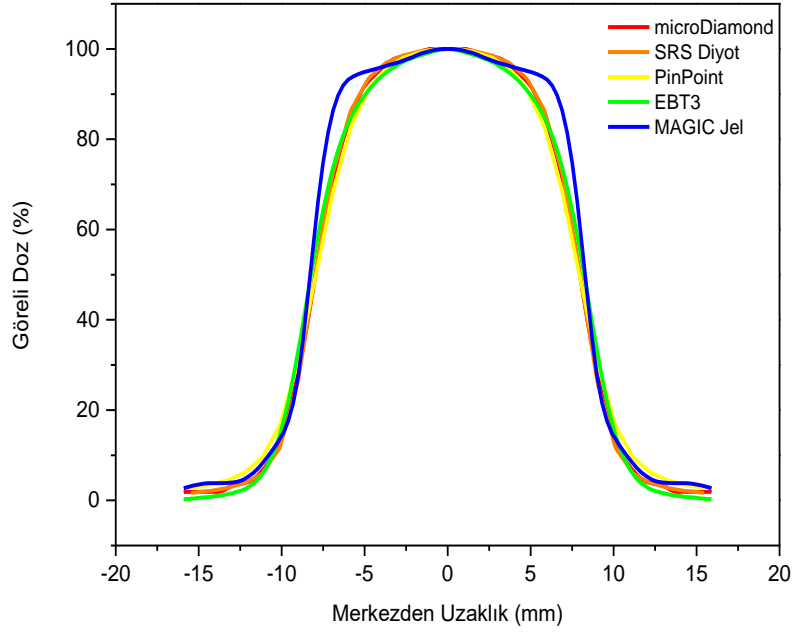
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	12.6	12.6	12.6	12.7	12.6
50 mm	13.2	13.2	13.2	13.6	12.1
100 mm	13.9	13.9	14.0	14.0	14.2

12.5 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte -0.1 mm (%0.8) fark ile EBT3 filmde farklılık gözlenirken diğer dozimetrelerle fark gözlenmemektedir. 50 mm derinlikteki ölçümler kıyaslandığında en büyük fark -1.5 mm (%11.1) ile EBT3 filmde, en az fark ise -1.1 mm (%8.3) ile diğer dozimetrelerde gözlenmiştir. 100 mm derinlikte alınan ölçümler incelendiğinde en büyük fark 0.3 mm (%2.2) ile microDiamond ve SRS diyot dedektörlerde, en küçük fark ise 0.2 mm (%1.4) ile PinPoint ve EBT3 film değerlerinde gözlenmiştir.

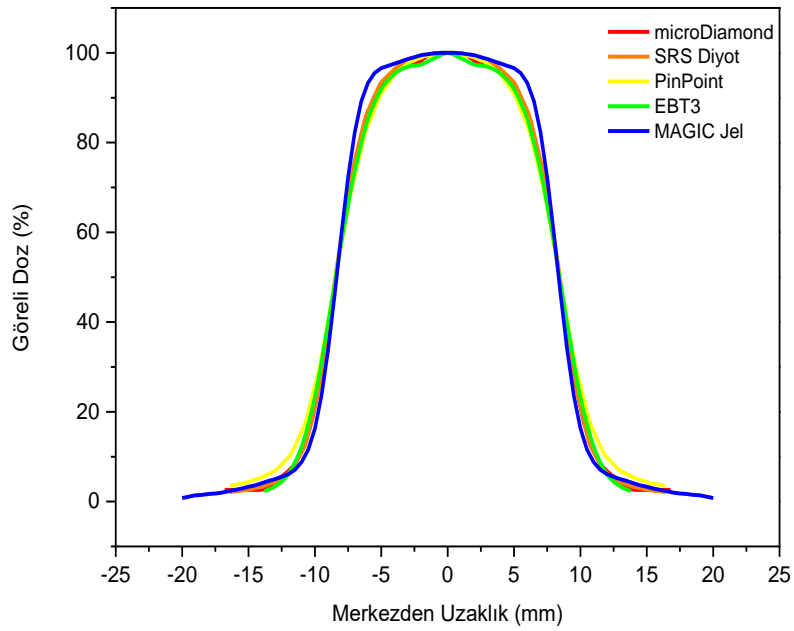
Farklı dozimetrelerle 15mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.13, 4.14, 4.15'te gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.9 ve Tablo 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.13. 15 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.14. 15 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.15. 15 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.9. 15 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC jel
15 mm	2.9	2.8	3.5	3.6	2.2
50 mm	3.2	3.1	3.8	3.4	2.8
100 mm	3.5	3.4	4.1	3.8	2.6

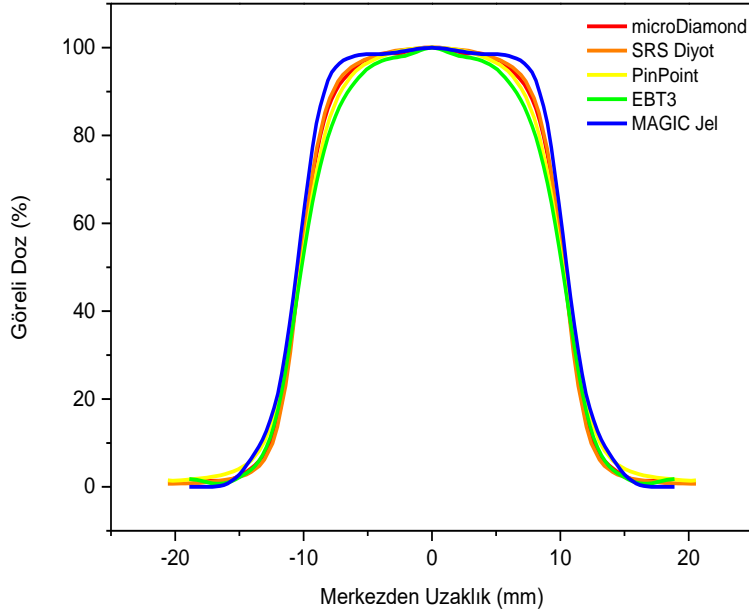
15 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en fazla farkı -1.6 mm (%36.1) ile EBT3 film arasında, en az fark ise -0.6 mm (%21.4) ile SRS diyot arasında bulunmuştur. 50 mm derinlikte alınan ölçümlerde -1 mm (%26.3) daralma ile en çok PinPoint iyon odasından, -0.3 mm (%9.7) ile de en az SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikte elde edilen sonuçlara göre MAGIC jel -1.5 mm (%36.6) en fazla PinPoint iyon odasıyla, -0.8 mm (%23.5) ile en az SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir.

Tablo 4.10. 15 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

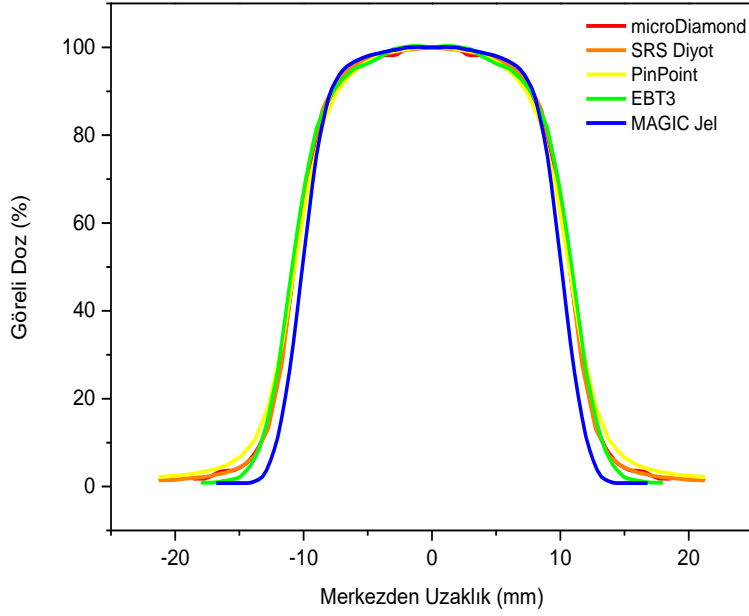
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	15.2	15.3	15.2	15.2	15.9
50 mm	15.9	16.0	15.9	16.5	16.6
100 mm	16.8	16.9	16.9	16.9	16.7

15 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel verileri en fazla 0.7 mm (%4.6) genişleme ile microDiamond, PinPoint ve EBT3 filmde en az ise 0.6 mm (%3.9) mm genişleme ile SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikte elde edilen verilerde fark en fazla 0.7 mm (%4.4) genişleme ile PinPoint ve microDiamond'da, en az ise 0.1 mm (%0.6) genişleme ile EBT3 filmde görülmüştür. 100 mm derinlikteki veriler incelendiğinde en çok -0.2 mm (%1.2) daralma ile SRS diyot, PinPoint ve EBT3 filmde, en az ise -0.1 mm (%0.6) daralma ile microDiamond detektörden farklılık görülmektedir.

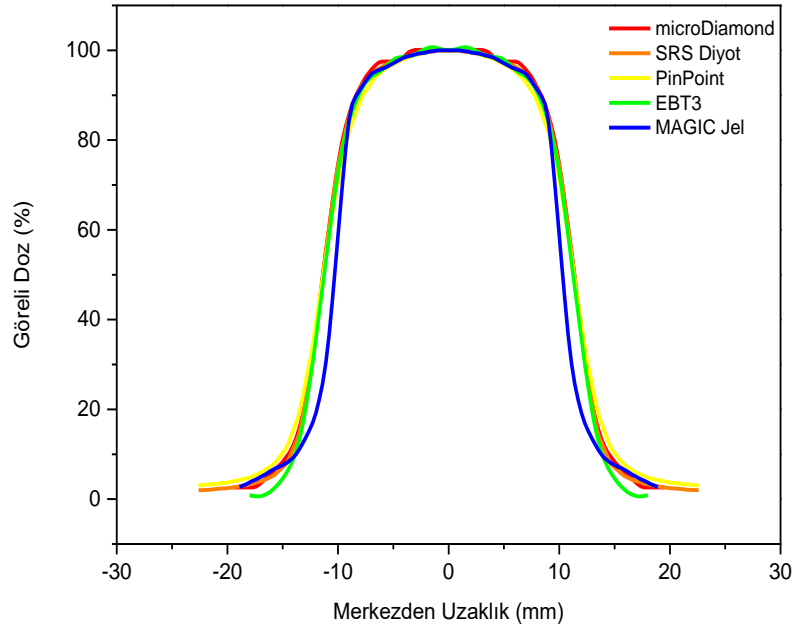
Farklı dozimetrelerle 20mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.16, 4.17, 4.18'de gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.11 ve Tablo 4.12'de verilmiştir.



Şekil 4.16. 20 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.17. 20 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.18. 20 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.11. 20 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	3.0	2.9	3.6	3.8	2.9
50 mm	3.3	3.2	3.9	3.3	2.7
100 mm	3.5	3.6	4.3	3.5	2.7

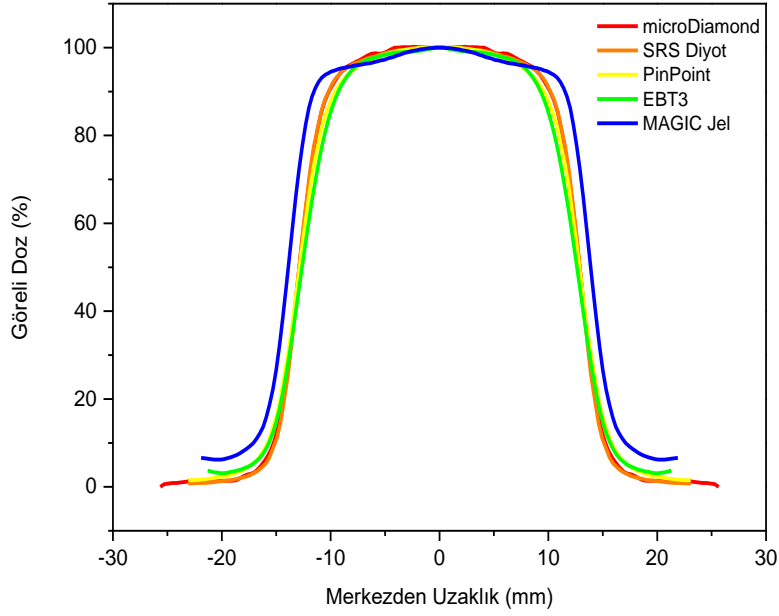
20 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel penumbra genişliği -0.9 mm (%21.1) farkla EBT3 film değerlerinden saparken, SRS diyot dedektör değeriyle aynı bulunmuştur. 50 mm derinlikte en büyük fark -1.2 mm (%30.8) ile PinPoint iyon odasında, en küçük fark ise -0.5 mm ile SRS diyot dedektör arasında bulunmuştur. 100 mm derinlikte ise en büyük fark -1.6 mm (%37.2) daralma ile PinPoint iyon odasında, en küçük fark ise -0.8 mm (%22.9) daralma ile microDiamond ve EBT3 film için görülmektedir.

Tablo 4.12. 20 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki genişlik değerleri

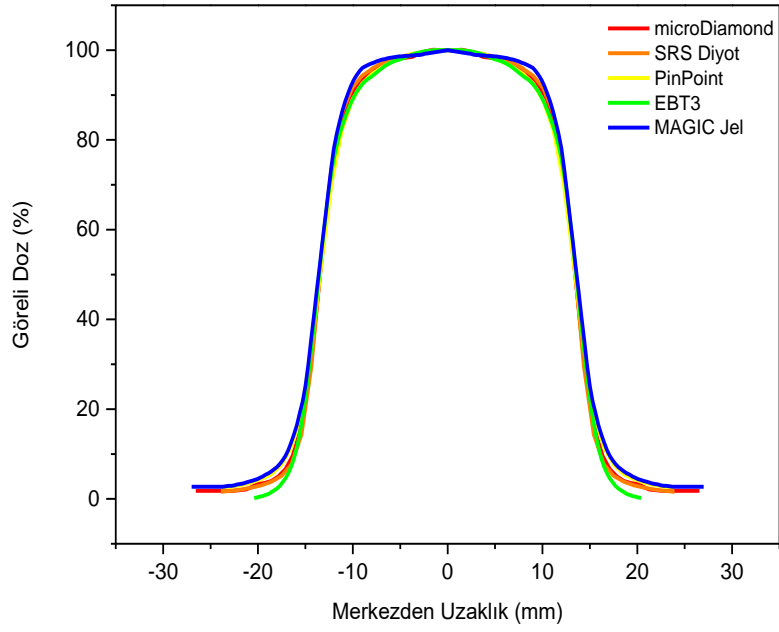
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	20.5	20.5	20.4	20.3	21.0
50 mm	21.4	21.5	21.4	21.8	20.2
100 mm	22.8	22.7	22.7	22.5	20.6

20 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en çok 0.7 mm (%3.4) genişleme ile EBT3 filmle, en az ise 0.5 mm (%2.4) genişleme ile microDiamond ve SRS diyot detektörden farklı göstermiştir. 50 mm derinlikteki ölçümlerde MAGIC jel en büyük farkı EBT3 değerinden -1.6 mm (%7.3) daralma ile, en küçük farkı ise microDiamond ve PinPoint değerinden -1.2 mm (%5.6) daralma ile göstermiştir. 100 mm derinlikteki veriler incelendiğinde MAGIC jel penumbra genişliği en fazla -2.2 mm (%9.6) daralma ile microDiamond değerinden, en az ise -1.9 mm (%8.4) ile de EBT3 film değerinden farklılık göstermektedir.

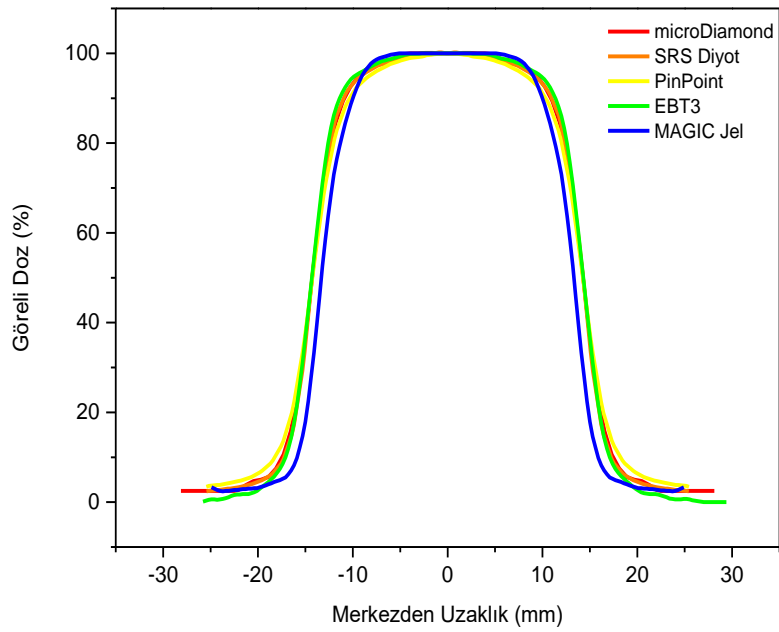
Farklı dozimetrelerle 25mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.19, 4.20, 4.21'de gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.13 ve Tablo 4.14'te verilmiştir.



Şekil 4.19. 25 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış demet profilleri



Şekil 4.20. 25 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.21. 25 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.13. 25 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	3.0	2.9	3.6	3.9	3.0
50 mm	3.6	3.3	4.0	3.6	3.6
100 mm	4.0	3.6	4.4	3.4	3.5

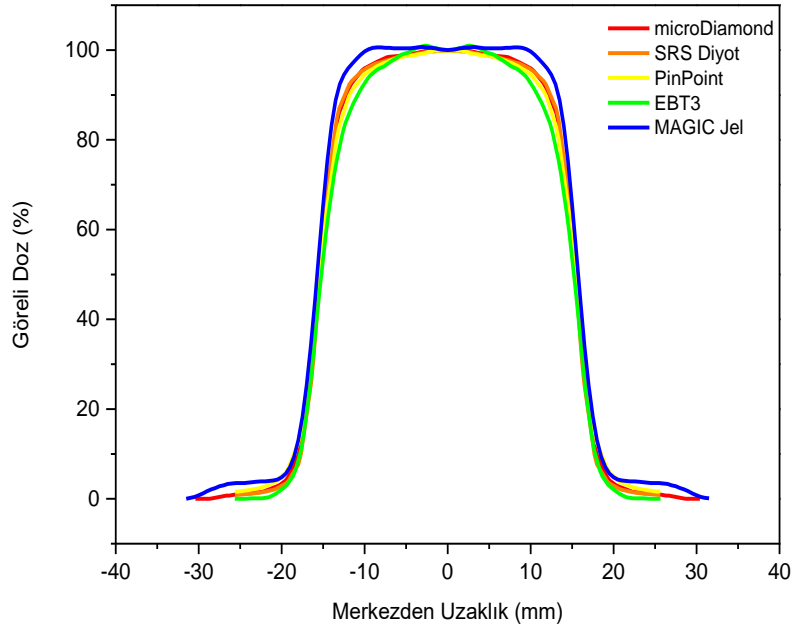
25 mm'lik kolimatör kullanılarak alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel ile EBT3 film arasında -0.9 mm (%23.1) daralma görülürken, microDiamond verisiyle aynı bulunmuştur. 50 mm derinlikteki verilerde en büyük fark -0.4 mm (%10) daralma ile PinPoint verisinde iken, microDiamond ve EBT3 filmle değerler aynı bulunmuştur. 100 mm derinlikteki ölçümlerde en büyük fark -0.9 mm (%20.4) ile PinPoint verisinde, en küçük fark ise 0.1 mm (%2.8) ile SRS diyot verisinde görülmektedir.

Tablo 4.14. 25 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki genişlik değerleri

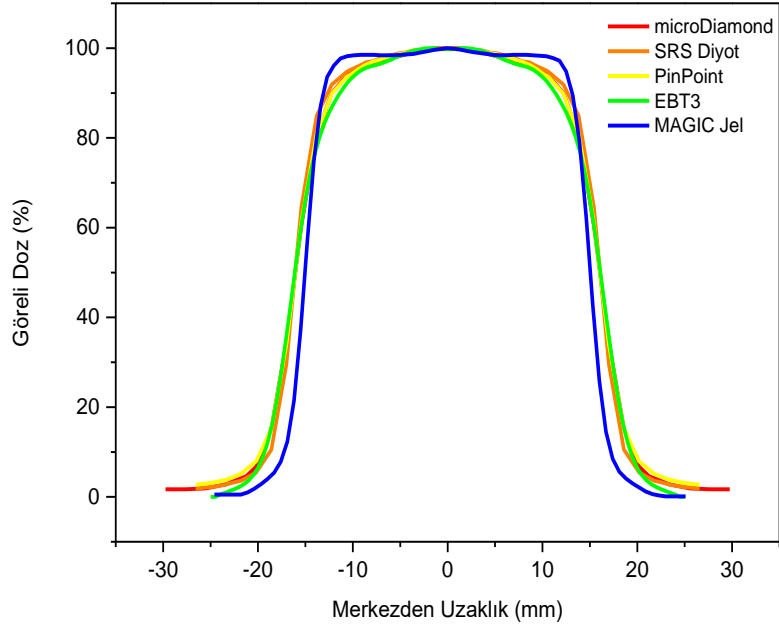
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	25.8	25.8	25.7	25.3	27.8
50 mm	26.9	26.9	26.9	27.1	27.2
100 mm	28.6	28.6	28.5	28.6	26.7

25 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel verisi en çok 2.5 mm (%9.9) ile EBT3'ten, en az ise 2 mm (%7.8) ile microDiamond ve SRS diyottan farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikte en fazla fark 0.3 mm (%1.1) farkla microDiamond, SRS Diyot, PinPoint verilerinde, en az fark ise 0.1 mm (%0.4) ile EBT3'te görülmüştür. 100 mm derinlikteki ölçümlerde en büyük fark -0.9 mm (%3.1) ile microDiamond, SRS Diyot ve EBT3 filmde, en küçük fark ise -0.8 mm (%2.8) ile PinPoint dedektörde görülmüştür.

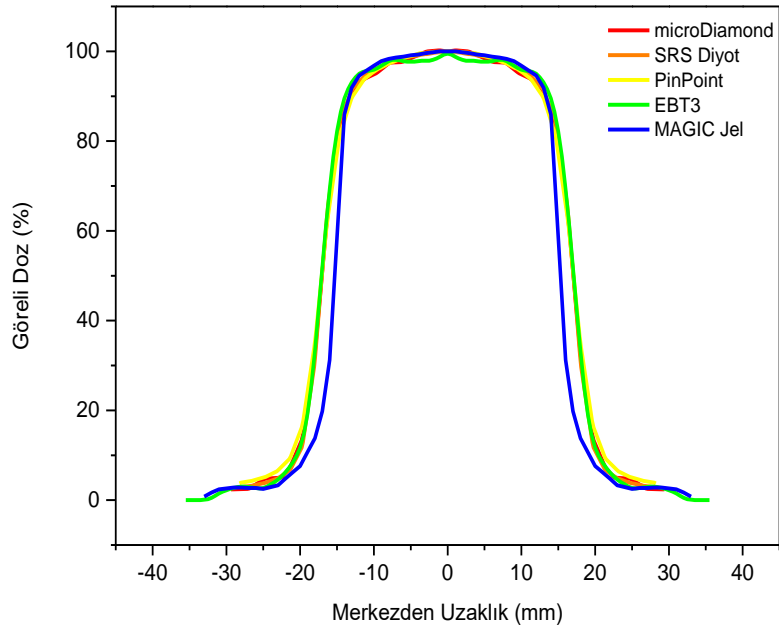
Farklı dozimetrelerle 30mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.22, 4.23, 4.24'te gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.15 ve Tablo 4.16'da verilmiştir.



Şekil 4.22. 30 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.23. 30 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.24. 30 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.15. 30 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	3.5	3.2	3.9	4.1	3.2
50 mm	4.3	3.6	4.3	4.0	4.0
100 mm	4.2	4.0	4.6	3.4	2.8

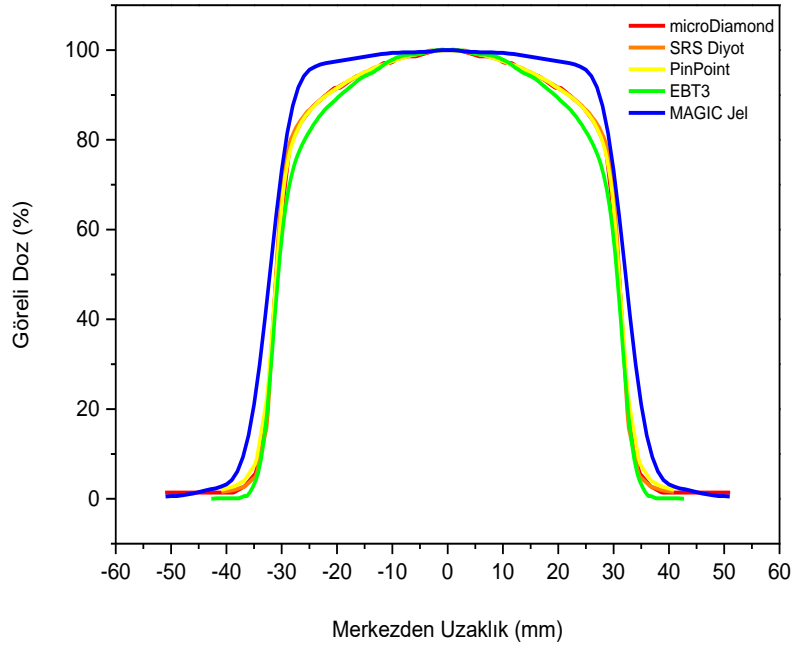
30 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en fazla -0.9 mm (%22) daralma ile EBT3 filmden farklılık gösterirken, SRS diyotla penumbra genişlikleri aynı bulunmuştur. 50 mm derinlikteki ölçümlerde MAGIC jel en fazla 0.4 mm (%11.1) ile SRS diyottan farklılık gösterirken, EBT3 verisiyle aynı bulunmuştur. 100 mm derinlikteki ölçümlerde jel verisi en fazla farkı -1.8 mm (%39.1) ile PinPoint iyon odasında, en az farkı ise -0.6 mm (%17.6) EBT3 filmde göstermiştir.

Tablo 4.16. 30 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

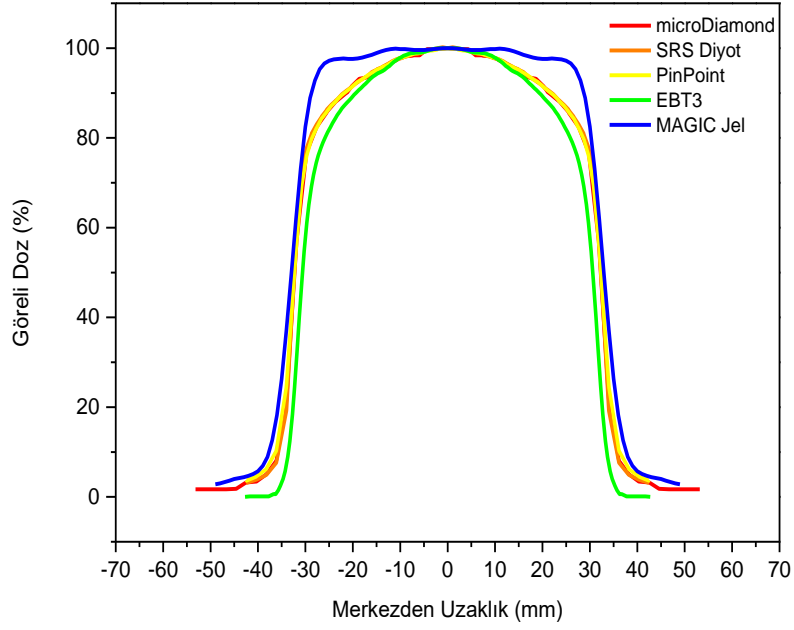
Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	30.8	30.8	30.7	30.4	31.5
50 mm	32.1	32.2	32.1	32.5	30.1
100 mm	34.1	34.1	34.1	34.2	30.6

30 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel verisiyle en büyük fark 1.1 mm (%3.6) ile EBT3 film arasında, en küçük fark ise 0.7 mm (%2.3) ile microDiamond ve SRS diyot dedektörde bulunmuştur. 50 mm derinlikte MAGIC jel en fazla -1.4 mm (%4.3) ile EBT3'ten, en az ise -1 mm (%3.1) ile microDiamond ve PinPoint verisinden farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikte elde edilen verilerde jel verisi en fazla -3.6 mm (%10.5) ile EBT3 filminden, en az ise -3.5 mm (%10.3) farkla diğer dozimetrelerden farklılık gösterdiği bulunmuştur.

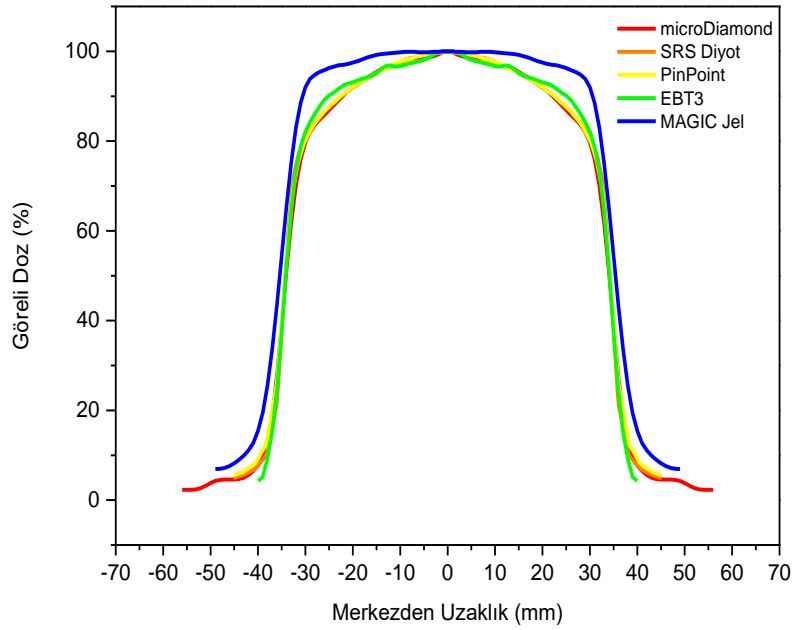
Farklı dozimetrelerle 30mm'lik kolimatör için 15, 50, 100 mm derinlikte elde edilen demet profilleri sırasıyla Şekil 4.25, 4.26, 4.27'da gösterilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri sırasıyla Tablo 4.17 ve Tablo 4.18'de verilmiştir.



Şekil 4.25. 60 mm'lik kolimatör için 15 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.26. 60 mm'lik kolimatör için 50 mm derinlikte alınmış profil eğrileri



Şekil 4.27. 60 mm'lik kolimatör için 100 mm derinlikte alınmış profil eğrileri

Tablo 4.17. 60 mm'lik kolimatör ile bulunan penumbra genişlikleri

Derinlik	Penumbra Genişliği (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	4.6	4.0	5.8	6.2	4.8
50 mm	5.7	5.0	6.1	8.2	5.5
100 mm	7.0	6.8	7.0	5.9	6.5

60 mm'lik kolimatör ile alınan ölçümlerden elde edilen penumbra genişlikleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel verisi en fazla -1.4 mm (%22.6) ile EBT3'ten, en az ise 0.2 mm (%4.3) ile microDiamond detektörden sapmıştır. 50 mm derinlikteki MAGIC jel en fazla -2.7 mm (%32.9) ile EBT3 filminden, en az ise -0.2 mm (%3.5) ile microDiamond detektörden sapmıştır. 100 mm derinlikte MAGIC jel en fazla 0.6 mm (%10.2) ile EBT3'ten, en az ise -0.3 mm (%4.4) ile SRS diyot detektörden farklılık göstermektedir.

Tablo 4.18. 60 mm'lik kolimatör ile bulunan yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri

Derinlik	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (mm)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
15 mm	61.9	62.0	61.9	61.6	64.5
50 mm	64.6	64.7	64.6	64.4	66.0
100 mm	68.4	68.5	68.5	68.3	70.1

60 mm'lik kolimatörle alınan ölçümlerden elde edilen YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jel en fazla 2.9 mm (%4.7) ile EBT3 filminden, en az ise 2.5 mm (%4) ile SRS diyottan farklılık göstermiştir. 50 mm derinlikteki ölçümlerde MAGIC jel en fazla 1.6 mm (%2.5) ile EBT3 filminden, en az ise 1.3 mm (%2) ile SRS diyot detektörden farklılık göstermiştir. 100 mm derinlikteki ölçümlerde MAGIC jel en fazla 1.8 mm (%2,6) ile EBT3 filminden, en az ise 1.6 mm (%2.3) ile PinPoint ve SRS diyot detektörlerden farklılık gösterdiği bulunmuştur.

MAGIC polimer jel dozimetre ile referans dozimetre olarak kabul edilen microDiamond dedektörün penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri arasındaki yüzdesel farklar sırasıyla Tablo 4.19 ve Tablo 4.20’de verilmiştir.

Tablo 4.19. microDiamond ve MAGIC jelin penumbra genişlikleri arasındaki yüzde farklar

Derinlik (mm)	Kolimatör (mm)								
	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	60
15	36.4	8	32.1	10.3	24.1	3.3	0	8.6	4.3
50	12.5	25.9	30	12.9	12.5	18.2	0	6.9	3.5
100	23	3.4	12.1	23.5	25.7	22.9	12.5	33.3	7.1

microDiamond ve MAGIC polimer jelin penumbra genişlikleri arasındaki yüzdesel farklar incelendiğinde, 27 veriden sadece 6 tanesi %5 değerinin altında bulunmuştur.

Tablo 4.20. microDiamond ve MAGIC jelin YYTG değerleri arasındaki yüzde farklar

Derinlik (mm)	Kolimatör (mm)								
	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	60
15	5.5	6.4	0.9	0	4.6	2.4	7.7	2.2	4.2
50	17.5	8.5	0.9	8.3	4.4	5.6	1.1	6.2	2.1
100	19.7	18.3	6.3	2.1	0.6	9.6	6.6	10.2	2.4

microDiamond ve MAGIC polimer jelin YYTG değerleri arasındaki yüzdesel farklar incelendiğinde, 27 veriden yalnız 13 tanesi %5’in altında bulunmuştur.

Farklı dozimetreler için tüm kolimatörler kullanılarak 100 mm derinlikte elde edilen demet düzlüğü yüzdeleri Tablo 4.21’de verilmiştir. Ayrıca microDiamond ile MAGIC polimer jel dozimetrenin demet düzlükleri arasındaki yüzdesel farklar Tablo 4.22’de gösterilmiştir.

Tablo 4.21. 100 mm derinlikte elde edilen demet düzlüğü değerleri

Kolimatör (mm)	Demet Düzlüğü (%)				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
5	20.34	19.95	21.41	20.86	21.65
7.5	18.43	17.45	19.39	18.01	16.75
10	16.87	16.01	17.80	17.33	14.18
12.5	14.72	13.60	15.77	13.44	11.10
15	12.17	12.75	14.83	13.07	7.27
20	8.68	9.27	11.55	8.87	5.08
25	7.43	7.27	9.04	5.52	7.87
30	7.61	7.07	8.46	4.46	3.14
60	8.73	8.51	8.43	6.83	2.83

MAGIC polimer jel ile diğer dozimetrelerin demet düzlükleri arasındaki yüzdesel farklara bakıldığında 5 mm'lik kolimatör için PinPoint iyon odası ve EBT3 film dozimetre değerleri %5'ten küçük bulunmuştur. 7.5 mm'lik kolimatörde ise yalnızca SRS diyot değeri %5'ten küçüktür. Diğer tüm kolimatör ve dozimetreler için yüzdesel fark %5'ten büyük bulunmuştur.

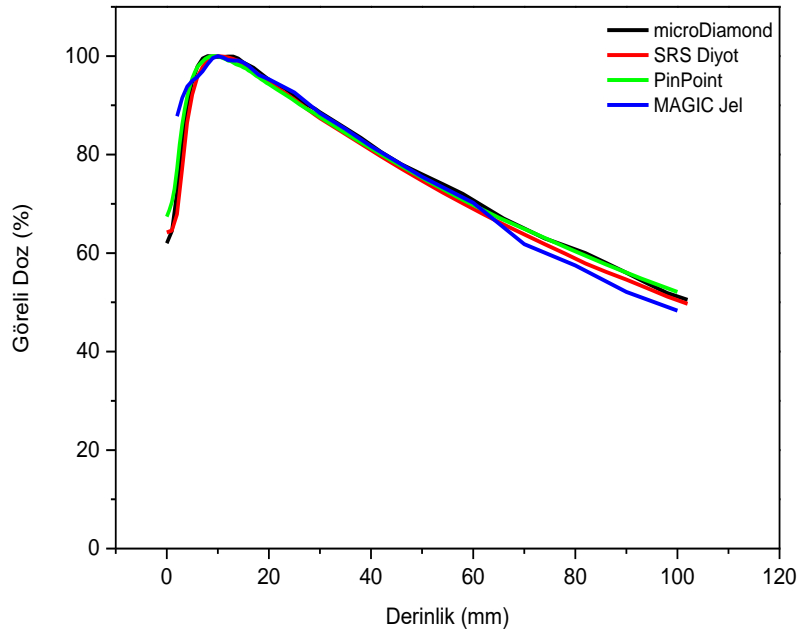
Tablo 4.22. microDiamond ve MAGIC jelin demet düzlüğü oranları arasındaki yüzde farklar

Kolimatör (mm)	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	60
% Fark	6.4	9.1	15.9	24.5	40.2	41.5	5.9	58.7	67.5

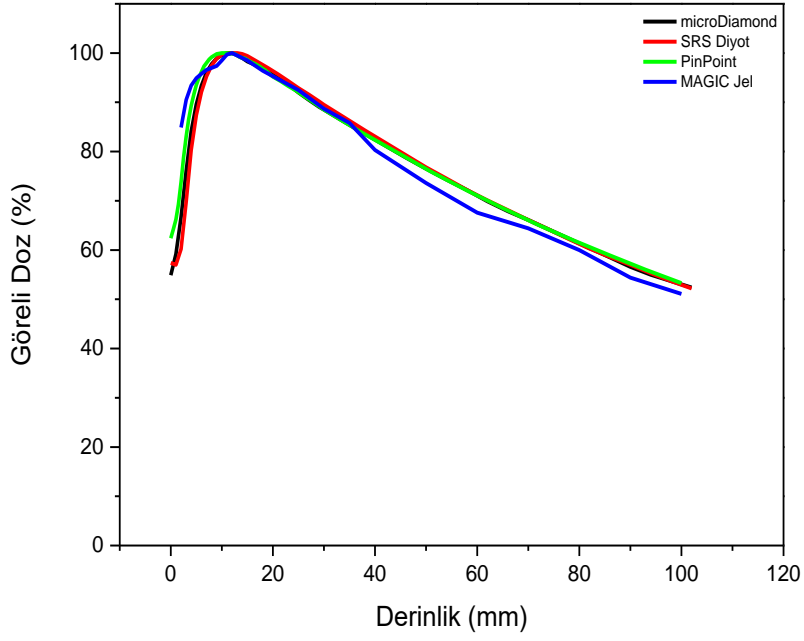
MAGIC polimer jel dozimetre ile microDiamond dedektörün demet düzlükleri arasındaki yüzdesel farklara bakıldığında hiçbir değer %5'ten küçük olmadığı görülmektedir.

4.2. Yüzde Derin Doz Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

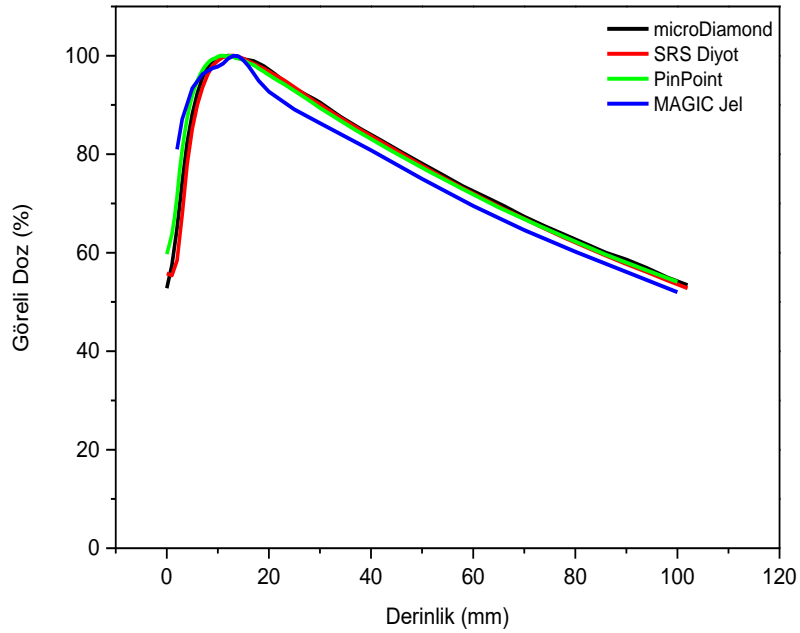
Bu bölümde Pinpoint iyon odası, SRS diyot dedektör, microDiamond dedektör ve MAGIC polimer jel dozimetre ile; 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 60 mm çapındaki kolimatörler kullanılarak elde edilmiş yüzde derin doz eğrilerine ait grafikler sırasıyla Şekil 4.28, 4.29, 4.30, 4.31, 4.32, 4.33, 4.34, 4.35, 4.36'da verilmiştir. Yüzde derin doz eğrilerinden elde edilen maksimum doz derinliği değerleri ise Tablo 4.23'te gösterilmiştir.



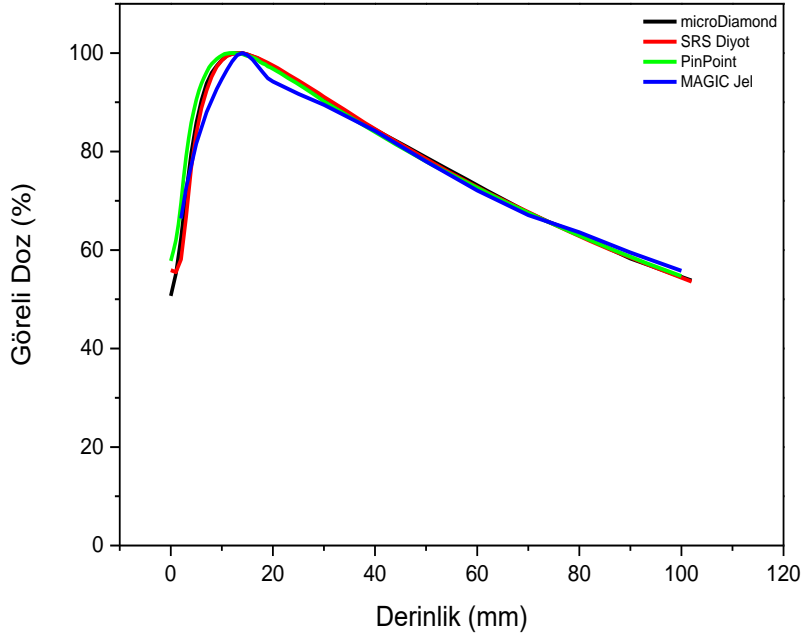
Şekil 4.28. 5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



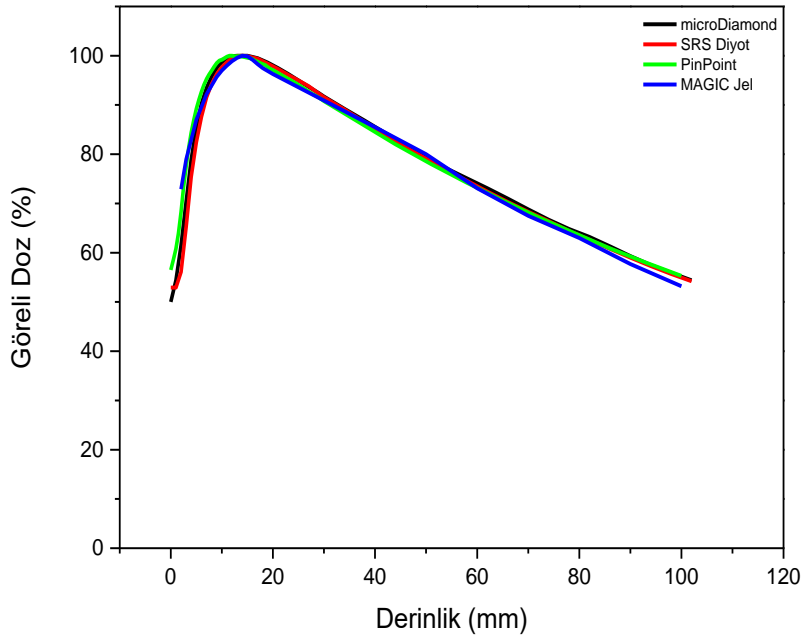
Şekil 4.29. 7.5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



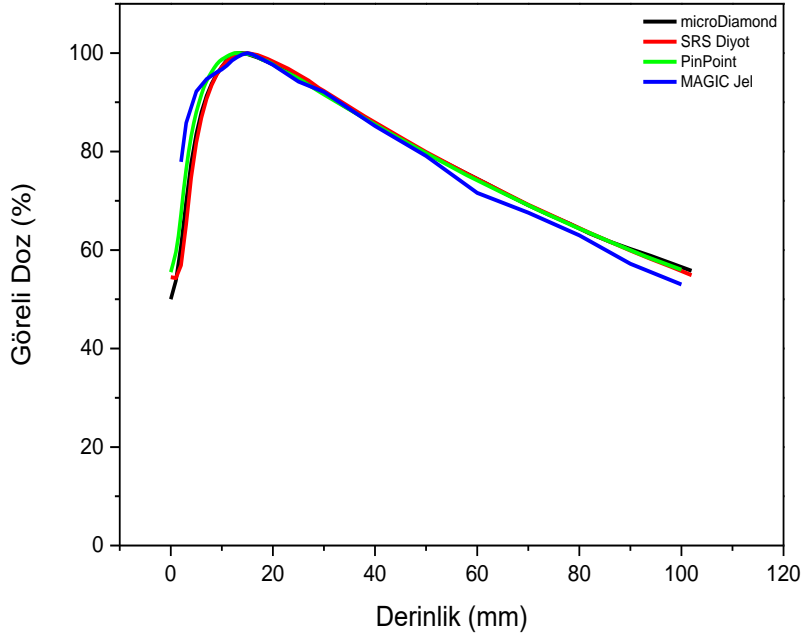
Şekil 4.30. 10 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



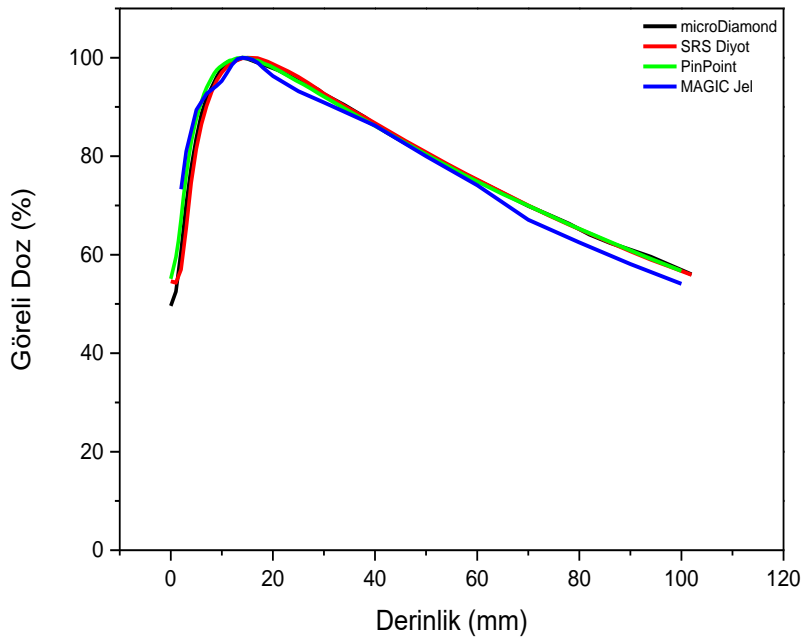
Şekil 4.31. 12.5 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



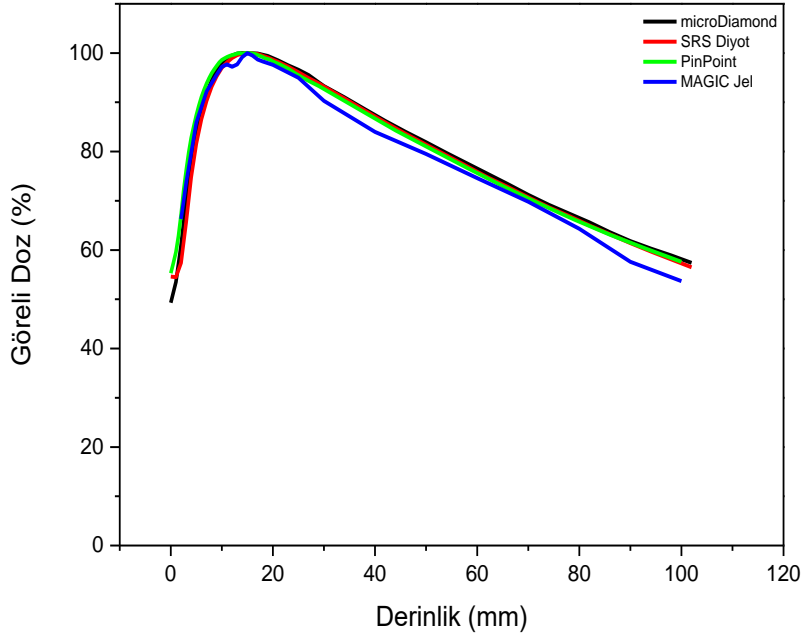
Şekil 4.32. 15 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



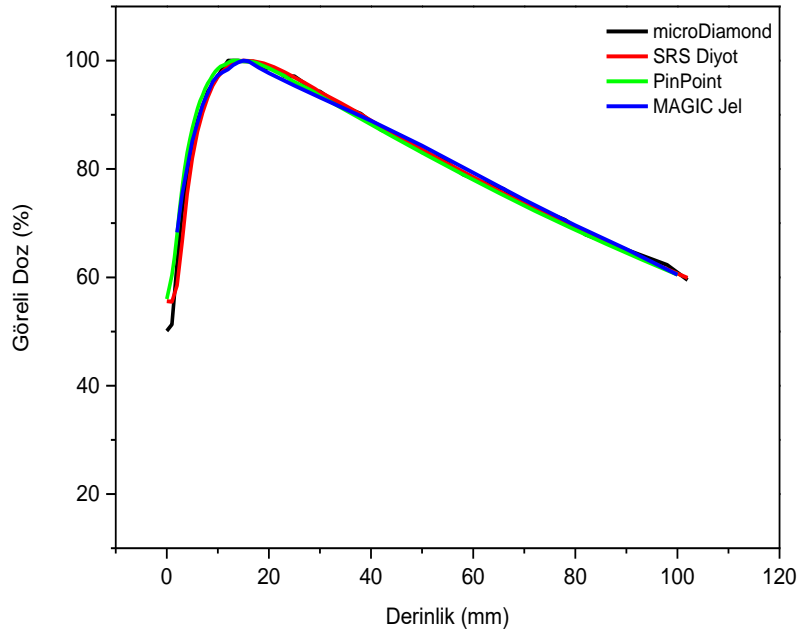
Şekil 4.33. 20 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



Şekil 4.34. 25 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



Şekil 4.35. 30 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri



Şekil 4.36. 60 mm'lik kolimatör ile elde edilen yüzde derin doz eğrileri

Tablo 4.23. Kolimatörler için elde edilen maksimum doz derinlikleri

Kolimatör(mm)	Maksimum Doz Derinliği (mm)			
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	MAGIC Jel
5	10	10	9.5	10
7.5	12	12	10.5	12
10	12	13	11	13
12.5	13	13	12	14
15	14	14	12	14
20	14	15	13	15
25	14	15	14	14
30	15	15	15	15
60	14	15	14	15

Farklı dozimetreler kullanılarak her bir kolimatör için elde edilen maksimum doz derinliği değerleri incelendiğinde, MAGIC jel en fazla PinPoint iyon odasıyla 2 mm'lik farklılık göstermiştir. Maksimum doz derinlikleri karşılaştırıldığında MAGIC jel verilerinin microDiamond ve SRS diyot dedektörle daha uyumlu olduğu görülmektedir.

MicroDiamond dedektör ve MAGIC jelin maksimum doz derinlikleri arasındaki yüzde farklar Tablo 4.24'te gösterilmiştir. Buna göre 9 kolimatörden 4'ünde fark %5'ten büyük çıkmıştır.

Tablo 4.24. microDiamond ve MAGIC jelin maksimum doz derinlikleri arasındaki yüzde farklar

Kolimatör (mm)	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	60
% Fark	0	0	8.3	7.7	0	7.1	0	0	7.1

Tablo 4.25'te tüm kolimatörler ve dozimetreler için 100 mm derinlikteki YDD değerleri verilmiştir. Tablo 4.26'da ise microDiamond ve MAGIC polimer jelin 100 mm derinlikteki YDD değerleri arasındaki yüzdesel farklar verilmiştir.

Tablo 4.25. Kolimatörler için 100 mm derinlikte elde edilen YDD değerleri

Kolimatör (mm)	% Doz			
	microDiamond	SRS Diyet	PinPoint	MAGIC Jel
5	51.2	50.5	52.1	48.3
7.5	53.1	52.9	53.3	51.1
10	54.2	53.6	54.1	52.0
12.5	54.6	54.4	54.7	55.8
15	55.2	54.9	55.3	53.2
20	56.6	55.8	56.1	52.9
25	56.9	56.7	56.7	54.1
30	58.2	57.3	57.6	53.7
60	60.9	60.7	60.5	60.4

100 mm derinlikteki YDD değerleri arasındaki yüzde farklara bakıldığında SRS diyet dedektör ve MAGIC jel arasında %0.5 ile %6.3 aralığında farklılık bulunmuştur. PinPoint iyon odası ve MAGIC jel arasında %0.2 ile %7.3 aralığında farklılıklar bulunmuştur. microDiamond dedektör ve MAGIC jel arasında ise %0.8 ile %7.7 aralığında farklılıklar gözlenmekle beraber 9 kolimatörden 6 tanesinde fark %5'ten küçüktür.

Tablo 4.26. microDiamond ve MAGIC jelin 100 mm derinlikteki YDD değerleri arasındaki yüzde farklar

Kolimatör (mm)	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	60
% Fark	5.7	3.9	4.1	2.2	3.6	6.5	4.9	7.7	0.8

4.3. Görelî Doz Faktörü Ölçümlerinden Elde Edilen Bulgular

Bu bölümde Pinpoint iyon odası, SRS diyot dedektör, microDiamond dedektör, GafKromik EBT3 Film ve MAGIC polimer jel dozimetreler için edilmiş olan görelî doz faktörü değerleri Tablo 4.27’de ve grafik olarak Şekil 4.37’de verilmiştir.

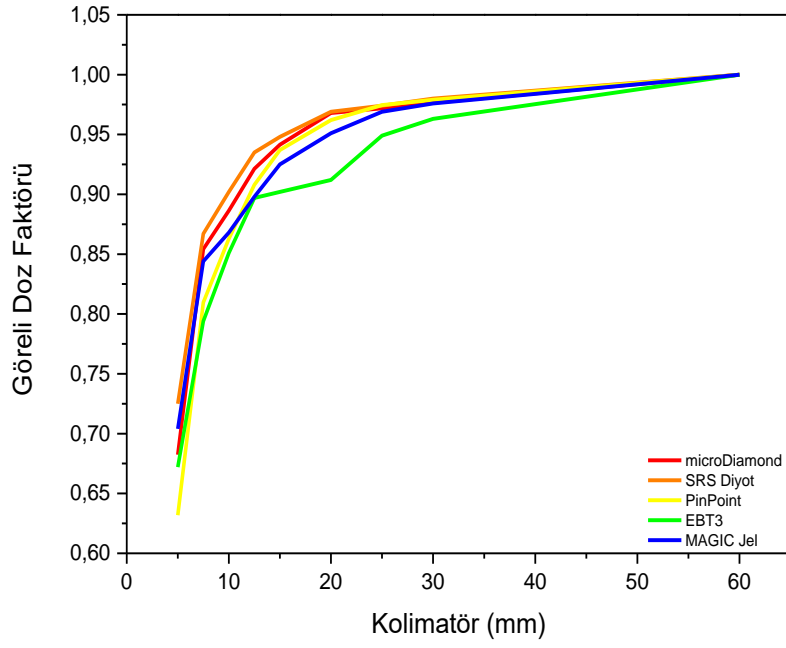
Tablo 4.27. Kolimatörler için elde edilen görelî doz faktörleri

Kolimatör (mm)	Görelî Doz Faktörü				
	microDiamond	SRS Diyot	PinPoint	EBT3 Film	MAGIC Jel
5	0,682	0,725	0,632	0,672	0,704
7.5	0,854	0,867	0,810	0,794	0,844
10	0,886	0,902	0,863	0,851	0,868
12.5	0,921	0,935	0,908	0,897	0,898
15	0,942	0,948	0,937	0,902	0,925
20	0,968	0,969	0,962	0,912	0,951
25	0,972	0,974	0,975	0,949	0,969
30	0,976	0,98	0,979	0,963	0,976
60	1	1	1	1	1

Görelî doz faktörleri incelendiğinde 5 ve 7.5 mm’lik kolimatörler için SRS diyot ve microDiamond dedektörün diğer dozimetrelere göre MAGIC jelle daha uyumlu olduğu görülmektedir. MAGIC polimer jel dozimetrenin görelî doz faktörü değerleri microDiamond dedektörle %0 ile %3.2 arasında, SRS diyot dedektörle %0.4 ile %3.9 arasında, PinPoint iyon odasıyla %0.3 ile %9.9 arasında, EBT3 filmle ise %0.1 ile %5.1 arasında değişen farklılıklar göstermiştir. Tablo 4.28’de microDiamond dedektörle MAGIC jelin görelî doz faktörlerinin arasındaki yüzde farklar verilmiştir. Buna göre tüm kolimatörler için yüzde fark %5’ten küçük bulunmuştur.

Tablo 4.28. microDiamond ve MAGIC jelin görelî doz faktörleri arasındaki yüzde farklar

Kolimatör (mm)	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30
%Fark	3.2	1.2	0.2	2.5	1.8	1.8	0.3	0



Şekil 4.37. Kolimatörler için elde edilen görelü doz faktörü eğrileri

5. TARTIŞMA

Küçük alan boyutları üzerinde literatürde bir mutabakat bulunmasa da genellikle $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ve altındaki alanlar küçük alan olarak kabul görmektedir (5). CyberKnife robotik radyocerrahi cihazında kullanılan alanların büyük bir kısmı küçük alan sınıfına girmektedir. Bu alanların dozimetrik ölçümleri alınırken duyarlı alanı küçük, doku eşdeğeri olan hassas ve doğru ölçüm alabilen dozimetrik ekipmanlar tercih edilmektedir. Günümüzde küçük alan ölçümlerinde nokta doz ölçen iyon odaları, katı-hal dedektörleri veya 2 boyutlu doz bilgisi sağlayan film dozimetreler tercih edilmektedir. Son yıllarda kullanılmaya başlayan ve 3 boyutlu doz bilgisini saklamaya yarayan jel dozimetreler özellikle yüksek doz gradyentine sahip uygulamalarda büyük avantaja sahiptir (78).

Bu tez çalışmasında CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30 ve 60 mm'lik çaplı kolimatörleri kullanılarak microDiamond dedektör, SRS diyot dedektör, PinPoint iyon odası ve Gafkromik EBT3 film dozimetrelerle bölümümüzde ürettiğimiz MAGIC polimer jel dozimetrenin dozimetrik özellikleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada demet profillerinden elde edilen penumbra genişlikleri, yarı yükseklikteki tam genişlik değerleri, demet düzlükleri, yüzde derin doz eğrilerinden elde edilen maksimum doz derinlikleri, YDD değerleri ve görelî doz faktörü değerleri kullanılmıştır.

MAGIC jel dozimetrenin penumbra genişliği değerleri referans dozimetre olan microDiamond dedektörden 0.8 ile -1.4 mm arasında farklılık göstermiştir. YDTG değerleri ise 2 ile -3.5 mm arasında farklılık göstermiştir.

Jel dozimetrenin penumbra genişlikleri SRS diyot dedektörden 1 ile -1.2 mm arasında farklılık göstermiştir. Jel dozimetrenin YDTG değerleri ise SRS diyot dedektöre göre 1.1 ile -3.5 mm arasında değişmiştir.

Pappas E. ve ark. (79) yapmış olduğu çalışmada VIPAR polimer jelin 5 ve 10 mm'lik kolimatörler için elde edilen demet profillerini PinPoint ve radyografik film ile karşılaştırmışlardır. Polimer jelin penumbra genişliğinin radyografik filmde ve PinPoint iyon odası değerlerinden önemli ölçüde küçük gözlemlendiği belirtmişlerdir. Bunun sebebinin de Martens C. ve ark. (80) ifade ettiği gibi PinPoint iyon odasının

hacim ortalaması alması ve doku eşdeğeri olmamasından dolayı olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda MAGIC jel dozimetrenin penumbra genişlikleri PinPoint iyon odasından 0.6 ile -2.1 mm arasında farklılık göstermekle beraber sadece 2 sonuçta penumbra değerinde genişleme bulunmuştur. Diğer tüm sonuçlarda daralma gözlenmiştir. YYTG değerleri ise -3.5 ile 2.1 mm arasında değişim göstermiştir.

Jel dozimetrenin penumbra genişlikleri GafKromik EBT3 filmde 0.8 ile -1.4 mm arasında değişmekle beraber sadece 2 sonuçta genişleme görülmüş, geri kalan tüm sonuçlarda MAGIC jel penumbra genişlikleri EBT3 film sonuçlarından daha dar bulunmuştur. YYTG değerleri ise 2.5 ile -3.6 arasından değişim göstermiştir.

Tüm dozimetrelerin YYTG değerleri incelendiğinde 15 mm derinlikte MAGIC jelin YYTG değerlerinin diğer dozimetrelerden büyük veya eşit olduğu, 100 mm derinlikte ise 12.5 mm ve 60 mm'lik kolimatörler dışında küçük olduğu görülmektedir. 15 mm derinlikte bulunan YYTG değerleri arasındaki farklar 5, 7.5 ve 10 mm'lik kolimatör için 0.5 mm'den küçük bulunmuştur.

Demet düzlüğü değerleri arasındaki fark microDiamond dedektör için hiçbir kolimatörde %5'ten küçük değildir. SRS diyot dedektör, PinPoint iyon odası ve EBT3 film dozimetre için ise yalnız bir kolimatörde %5'ten küçüktür. Dolayısıyla MAGIC jelin demet düzlüğü değerleri küçük alan için uygun bulunamamıştır. Alan boyutu arttıkça jel dozimetrenin demet düzlüğü yüzdesi diğer dozimetrelere göre daha fazla azalmıştır. Yani alan genişledikçe daha düz demet profilleri elde edilmiştir.

Deene, Y.D. ve ark. (79) yüksek doz hızlı ¹⁹²Ir brakiterapi kaynağı ile ışınladıkları polimer jel dozimetrede doz dağılımını incelemişlerdir. Çalışmada ışınlama sırasında yüksek doz gradyentine sahip bölgelerde düşük doz bölgesinden yüksek doz bölgesine monomer difüzyonun gerçekleştiği belirtmişlerdir. Difüz eden monomerlerin polimerleştiğini ve bunun da doz dağılımında artışa sebep olduğunu ifade etmişlerdir. Bilgisayar simülasyonu ile de difüzyonun olduğu ve olmadığı durumlardaki profil eğrilerindeki farkı göstermişlerdir.

Vergote, K. ve ark. (81) PAG tipi polimer jellerle yaptıkları çalışmada yüksek doz gradyentine sahip alan kenarındaki doz artışının ışınlamadan 96 saat sonrasına

kadar devam ettiğini ve ardından azaldığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada jellere 6MV foton ile 4 Gy ile 30 Gy arasında farklı dozlar verildiğinde demet profillerinde oluşan boynuz (horn) bölgesinin verilen doz arttıkça arttığını fakat bu olayın doz hızından bağımsız olduğunu göstermişlerdir. Çalışmada düşük doz bölgesinden yüksek doz bölgesine difüz eden monomerler üzerine kurulan matematiksel model hipotezinin alınan ölçümlerle uyduğu ifade edilmiştir.

Benzer şekilde Maryanski M.J. ve ark. (82) da yaptıkları çalışmada 4x4cm² alanda 6 MV foton enerjisi kullanarak 5, 10, 15 ve 20 Gy verdikleri BANG tipi jellerde düşük doz bölgesinden yüksek doz bölgesine monomer geçişine bağlı olarak yüksek dozlarda demet profillerinin alan kenarlarında doz artışının meydana geldiğini göstermişlerdir.

Bizim yaptığımız çalışmada da demet profilleri incelendiğinde, diğer dozimetre ölçümlerine göre alan kenarlarına doğru doz artışı olmuş ve daha düz profiller elde edilmiştir. Bunun sebebinin monomer difüzyonundan kaynaklı doz artışından olduğunu düşünmekteyiz.

Maksimum doz derinlikleri incelendiğinde jel dozimetre ile SRS diyot dedektör için 2, microDiamond dedektör için 4 kolimatörde 1 mm fark gözlenmiştir. MAGIC jel ile en büyük fark 2 mm ile PinPoint iyon odası için bulunmuştur. 100 mm'deki yüzde derin doz değerleri arasındaki farklar incelendiğinde SRS diyot dedektör için yüzde fark %0.5 ile %6.3 arasında, microDiamond dedektör için %0.8 ile %7.7 arasında değişmiştir. PinPoint iyon odası için ise 3 kolimatör için %5'ten büyük olup farklar %0.2 ile %7.3 arasında değişmiştir.

Görelî doz faktörleri için yapılan hesaplamalarda tüm kolimatörler incelendiğinde MAGIC polimer jel ile microDiamond, SRS diyot, PinPoint ve EBT3 film arasındaki en fazla yüzde farklar sırasıyla; %3.2, %3.9, %9.9, %5.1 bulunmuştur. MAGIC jelin görelî doz faktörü değerlerinin microDiamond ve SRS diyot dedektörle uyum gösterdiği görülmektedir.

Vanessa De C. ve ark. (66) küçük alanlarda Monte Carlo hesaplamalarıyla olan uyumundan dolayı PTW 60019 microDiamond dedektörü referans dozimetre olarak önermişlerdir. Bundan dolayı yaptığımız çalışmada microDiamond dedektör ile

MAGIC polimer jel dozimetre verileri arasındaki farklar incelenerek MAGIC polimer jelin küçük alanlar için uygunluğu değerlendirilmiştir. %5'lik farkın altında kalan değerler uygun olarak kabul edilmiştir. Buna göre; 27 penumbra genişliği değerinden yalnızca 6 tanesi %5'ten küçük bulunmuştur. 27 adet YYTG değerinden 13'ü %5'ten küçük bulunmuştur. Demet düzlüğü değerlerinde ise 9 adet kolimatörün hiçbirinde fark %5'ten küçük değildir. Maksimum doz derinliklerinde 9 kolimatörün 5'i, 100 mm'deki demet düzlüğü değerlerinde ise 9 kolimatörün 6'sı için fark %5'ten küçük bulunmuştur. Görelî doz faktörleri incelendiğinde ise tüm kolimatörler için fark %5'ten küçüktür.

Solomons G.J. ve ark. (83) PAG tipi polimer jel dozimetre ile yaptıkları çalışmada ışınlama sırasındaki sıcaklık değişiminin doz cevabını etkilediğini göstermiştir. Deene, Y.D. (47) jel dozimetrenin doğruluğunu etkileyen bir çok parametre olduğunu belirtmiştir. Jel dozimetrenin üretimi sonrası ve ışınlama sırasındaki sıcaklıklarının farklı olmasının, kalibrasyon jeli kaplarının dozimetride kullanılan kaplara göre daha küçük olmasından dolayı jellerin soğuma hızlarının farklı olmasının dozimetre doğruluğunu etkilediğini bildirmiştir. Deene, Y.D. ve ark (48) MAG tipi polimer jel üzerinde yaptıkları çalışmada ışınlama ve MR görüntülemesi sırasındaki sıcaklık artışının polimer jel dozimetrenin duyarlılığını azalttığını göstermiştir.

Çalışmamızın başında kalibrasyon jellerinin taranması için Marek, K. ve ark. (84) ürettiği PolyGevero yazılımında PABIG jel dozimetre için kullanılan sekans aralığı kullanılmıştır. Fakat elde edilen görüntülerden ve doza karşı gelen T_2 değerlerinden kullanılan sekans aralığının MAGIC polimer jel dozimetre için uygun olmadığı anlaşılmıştır. Ölçümler sekans aralığı daraltılıp tekrar alınmış ve kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir. Bu olay her bir polimer jel dozimetre çeşidi için optimal TE ve TR zamanları üzerine araştırma yapılması gerektiğini göstermiştir.

Yaptığımız çalışmada MR taraması için yeterli zamanın olmaması ve yeterli miktarda domuz jelatine sahip olmamamızdan dolayı kalibrasyon jelleri ve dozimetri olarak kullanılan jeller farklı zamanlarda ışınlanıp taranmıştır. Kalibrasyon ve dozimetri jellerinin ısı dengeye ulaşmaları için aynı süreler beklense de tedavi

odasının ve MR cihazı odasının sıcaklıkları kontrol altına alınamamıştır. Polimer jel dozimetrelerin doz cevapları arasındaki farklılıkların bu sebeple olduğunu düşünmekteyiz.

MAGIC polimer jeller normoksik jeller olarak bilinir ve oksijenli ortamda üretilebilirler (39). Fakat yaptığımız çalışmada ışınlanmamış jellerin kap içerisinde havayla temas eden kısımlarında sislenme gerçekleştiği görülürken havayla temas etmeyen alanlarda bir değişim gözlenmemiştir. Bu durumun oksijen difüzyonundan dolayı gerçekleştiğini düşünmekteyiz. MAGIC polimer jel formülünü öneren Fong ve ark. (85) da ışınlanmamış jellerde hafif bir sislenmenin ilk iki saat içerisinde gerçekleşebileceğini ifade etmişlerdir.

Sonuç olarak MAGIC polimer jel dozimetrenin doz duyarlılığı ışınlama ve tarama sıcaklığına bağlı olarak değişmesi, yüksek doz gradyentine sahip bölgelerde difüzyondan kaynaklanan profillerdeki genişleme ve alan kenarlarında oluşan boynuzlardan (horn) dolayı küçük alanlar için uygun bir dozimetre değildir. Ayrıca yaptığımız çalışmada MAGIC jel ve microDiamond dedektörün görelî doz faktörü ölçümleri uyumlu olsa da; penumbra, YYTG ve demet düzlüğü değerlerinin referans dozimetreden oldukça farklı olması jel dozimetrenin küçük alanlar için uygun olmadığını düşündürmüştür. Jel dozimetrenin küçük alanlarda kullanılabilirliğinin gösterilmesi için standart olarak üretilmiş, ısı değişiminden ve difüzyondan etkilenmeyen jellerle yapılmış daha geniş çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. MAGIC polimer jelin maksimum doz derinliği ve görelî doz faktörü değerleri SRS diyot dedektör ve microDiamond dedektörle uyumlu bulunmuştur.
2. PinPoint iyon odası ve EBT3 filmin penumbra genişlikleri MAGIC polimer jel dozimetreden daha geniş bulunmuştur.
3. MAGIC polimer jelin penumbra genişlikleri ve YYTG değerleri diğer dozimetrelere uyumlu değildir.
4. MAGIC polimer jelin diğer dozimetrelere göre derinlik arttıkça YYTG değerlerinin daraldığı bulunmuştur.
5. Yüksek doz gradyentine sahip alan kenarlarında monomerler düşük doz bölgesinden yüksek doz bölgesine geçerek polimerleşmenin artmasına sebep olur. Bu da alan kenarlarındaki okunan doz miktarının normalden fazla olmasına neden olur. Bu tez çalışmasında da kullanılan kolimatör çapı genişledikçe demet profil eğrilerinin düzlüğü diğer dozimetrelere göre daha fazla artmıştır.
6. Ortam koşullarından kaynaklanan hataları en aza indirmek için ölçümde ve kalibrasyonda kullanılan jellerin görüntülemeleri birlikte ve aynı sıcaklıkta yapılmalıdır.
7. Jel üretiminden kaynaklı hataları en aza indirmek için kalibrasyon jelleri ve ölçümde kullanılacak jeller aynı çözüldüden hazırlanarak kaplara doldurulmalıdır.
8. Çalışmada kullanılan MAGIC jel normoksik olarak bilinmektedir. Fakat üretimden sonra jel dozimetrenin hava ile temas eden bölgelerinde sislenme gerçekleşmiştir. Yüzeğe yakın bölgelerdeki dozlar ölçülmek istenildiğinde havayla temas etmeyen kap yüzeylerinden ışınlamanın yapılmasını önermekteyiz.
9. Manyetik rezonans görüntülerinin sinyal gürültü oranlarının yükseltilmesi ve daha kaliteli görüntüler elde edilmesi için sekans sayısının ve görüntü elde edim sayısının (NEX) arttırılması önerilmektedir.

- 10.** PABIG polimer jel için kullanılan MR tarama sekansları MAGIC polimer jel için uygun sonuçlar vermemiştir. Bundan dolayı her jel dozimetre için en uygun sekans değerleri önceden araştırılmalıdır.
- 11.** PRESAGE gibi ticari ve standart olarak üretilen jel dozimetrelerin yaygınlığının artmasıyla 3 boyutlu jel dozimetrelerin kullanımı kolaylaşacağı gibi daha doğru ve keskin ölçüm sonuçları elde edilebilecektir.
- 12.** Sonuç olarak MAGIC polimer jel dozimetrenin üretimi, saklanması ve taranması sırasındaki problemlerden dolayı tekrarlanabilir ve doğru ölçümler almak oldukça zordur. Ayrıca yüksek doz gradyentine sahip bölgelerde monomer difüzyonundan kaynaklı olan doz artışının sebep olduğu hatalı demet profillerinden dolayı jel dozimetrenin küçük alanlarda dikkatli kullanılması gerektiğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Thun MJ, DeLancey JO, Center MM, Jemal A, Ward EM. The global burden of cancer: priorities for prevention. *Carcinogenesis*. 2009;31(1):100-10.
2. Arruebo M, Vilaboa N, Sáez-Gutierrez B, Lambea J, Tres A, Valladares M, et al. Assessment of the evolution of cancer treatment therapies. *Cancers*. 2011;3(3):3279-330.
3. Akbayırlı U. Akciğer Kanserlerinde Stereotaktik Ablatif Beden Radyoterapisinin Toksikite ve Doz - Yanıt İlişkisinin Matematiksel Model ile Görüntü ve Dozimetrik Analizi [Yüksek Lisans Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2017.
4. Lo SS, Teh BS, Lu JJ, Schefter TE. Stereotactic Body Radiation Therapy. Brady LW, Heilmann H-P, Molls M, Nieder C, editors: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2012. 427 p.
5. Das IJ, Ding GX, Ahnesjo A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(1):206-15.
6. Simon S. Lo BST, Jilade J. Lu, Tracey E. Schefter. Stereotactic Body Radiation Therapy. Luther W. Brady H-PH, Michael Molls, Carsten Nieder, editor: Springer; 2012. 421 p.
7. Aljamal M, Zakaria A, Shamsuddin S. Radiological properties of MAGIC normoxic polymer gel dosimetry. *Journal of Physics: Conference Series*. 2013;423:012016.
8. Andreo P, Seuntjens J, Podgorsak EB. Calibration of photon and electron beams. *Radiation Oncology Physics Vienna: IAEA2005*. p. 301-54.
9. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the Physics of Radiation Therapy. 5th ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2014. 584 p.
10. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Radiation Physics. Basic Radiation Oncology. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010. p. 1-70.
11. Gunderson LL. *Clinical Radiation Oncology*. 4th ed: Elsevier Health Sciences; 2015. 1648 p.
12. AGENCY IAE. *Radiation Oncology Physics*. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2005. 657 p.
13. MEPHYSTO mc2. 3.2 ed. Freiburg: PTW. p. Beam Analysis Software.
14. International Commission on Radiation Units. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of x- or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU Report 24. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1976;os13(1):54.
15. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, van de Geijn J, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Medical Physics*. 1994;21(7):1093-121.

16. Podgorsak EB. External photon beams: Physical aspects. Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students' Vienna: IAEA. 2005:169.
17. Cember H, Johnson TE. Introduction to Health Physics. 4th ed: McGraw-Hill Education; 2008. 873 p.
18. Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2017/2018. PTW Freiburg 2017.
19. Taylor J, Zafiratos C, Dubson M. Fen ve Mühendislikte Modern Fizik Kitabı. Ankara: Okutman Yayıncılık; 2008. 456 p.
20. Shani G. Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods. 2nd ed: CRC press; 2000. 490 p.
21. Ahmed SN. Physics and Engineering of Radiation Detection: Academic Press; 2007. 764 p.
22. Gladchenkov EV, Ibragimov RF, Kolyubin VA, Nedosekin PG, Tyurin EM, Zaharchenko KV. Investigation of the diamond based detectors characteristics with different thickness of the sensor element. Journal of Physics: Conference Series. 2017;798(1):012173.
23. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic Film Dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 55. Medical physics. 1998;25(11):2093-115.
24. Shimohigashi Y, Araki F, Maruyama M, Nakaguchi Y, Kuwahara S, Nagasue N, et al. Evaluation of a single-scan protocol for radiochromic film dosimetry. Journal of applied clinical medical physics. 2015;16(2):412-24.
25. Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, Butler PH. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. Physics in Medicine & Biology. 1996;41(11):2357.
26. Chorzempa MA. Ionizing Radiation and Its Chemical Effects: A Historical Study of Chemical Dosimetry (1902-1962) [Doktor of Philosophy]: Oregon State University; 1971.
27. Day M, Stein G. Chemical effects of ionizing radiation in some gels. Nature. 1950;166(4212):146.
28. Andrews HL, Murphy RE, LeBrun EJ. Gel Dosimeter for Depth-Dose Measurements. Review of scientific instruments. 1957;28(5):329-32.
29. Alexander P, Charlesby A, Ross M, editors. The degradation of solid polymethylmethacrylate by ionizing radiation. Proc R Soc Lond A; 1954: The Royal Society.
30. Hoecker FE, Watkins I. Radiation polymerization dosimetry. The International journal of applied radiation and isotopes. 1958;3(1):31-5.
31. Boni A. A polyacrylamide gamma dosimeter. Radiation Research. 1961;14(4):374-80.

32. Gore J, Kang Y. Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. *Physics in Medicine & Biology*. 1984;29(10):1189.
33. Appleby A, Christman E, Leghrouz A. Imaging of spatial radiation dose distribution in agarose gels using magnetic resonance. *Medical physics*. 1987;14(3):382-4.
34. Oldham M, editor *Optical-CT scanning of polymer gels*. *Journal of Physics: Conference Series*; 2004: IOP Publishing.
35. Hilts M, Audet C, Duzenli C, Jirasek A. Polymer gel dosimetry using x-ray computed tomography: a feasibility study⁴. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(9):2559.
36. Mather ML, Whittaker AK, Baldock C. Ultrasound evaluation of polymer gel dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*. 2002;47(9):1449.
37. Rintoul L, Lepage M, Baldock C. Radiation dose distribution in polymer gels by Raman spectroscopy. *Applied spectroscopy*. 2003;57(1):51-7.
38. Baldock C. Historical overview of the development of gel dosimetry: a personal perspective. *Journal of Physics: Conference Series*. 2006;56:14-22.
39. Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Physics in Medicine & Biology*. 2001;46(12):3105.
40. Adamovics J, Maryanski M. New 3D radiochromic solid polymer dosimeter from leuco dyes and a transparent polymeric matrix. *Medical Physics*. 2003;30(6):1349.
41. Guo PY, Adamovics JA, Oldham M. Characterization of a new radiochromic three-dimensional dosimeter. *Medical physics*. 2006;33(5):1338-45.
42. Baldock C, De Deene Y, Doran S, Ibbott G, Jirasek A, Lepage M, et al. Polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol*. 2010;55(5):R1-63.
43. Deene YD. Essential characteristics of polymer gel dosimeters. *Journal of Physics: Conference Series*. 2004;3:34-57.
44. Lepage M, Whittaker AK, Rintoul L, Bäck SÅJ, Baldock C. Modelling of post-irradiation events in polymer gel dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*. 2001;46(11):2827.
45. Şahin C. *Cyberknife Synchrony® Solunum Takip Sisteminin Polimer Jel Dozimetre ile Üç Boyutlu Performans Analizi [Yüksek Lisans Tezi]*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2017.
46. De Deene Y, Venning A, Hurley C, Healy BJ, Baldock C. Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol*. 2002;47(14):2459-70.

47. Deene YD. On the accuracy and precision of gel dosimetry. *Journal of Physics: Conference Series*. 2006;56:72-85.
48. Deene YD, Vergote K, Claeys C, Wagter CD. The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels. *Physics in Medicine & Biology*. 2006;51(3):653.
49. Spevacek V, Novotny J, Dvorak P, Vymazal J, Cechak T. Temperature dependence of polymer-gel dosimeter nuclear magnetic resonance response. *Medical Physics*. 2001;28(11):2370-8.
50. Maryanski MJ, Audet C, Gore JC. Effects of crosslinking and temperature on the dose response of a BANG polymer gel dosimeter. *Phys Med Biol*. 1997;42(2):303-11.
51. Martin L, Andrew KW, Llew R, Sven Å JB, Clive B. The relationship between radiation-induced chemical processes and transverse relaxation times in polymer gel dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*. 2001;46(4):1061.
52. Bloembergen N, Purcell EM, Pound RV. Relaxation effects in nuclear magnetic resonance absorption. *Physical review*. 1948;73(7):679.
53. De Deene Y, editor *Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry*. *Journal of Physics: Conference Series*; 2004: IOP Publishing.
54. De Deene Y, Van de Walle R, Achten E, De Wagter C. Mathematical analysis and experimental investigation of noise in quantitative magnetic resonance imaging applied in polymer gel dosimetry. *Signal Processing*. 1998;70(2):85-101.
55. AGENCY IAE. *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2017. Contract No.: 483.
56. Andreo P. *The physics of small megavoltage photon beam dosimetry*. *Radiotherapy and Oncology*. 2017.
57. Lechuga LM. *Simple xrt: a self-shielded image guided radiation therapy device*: California State University, Fresno; 2017.
58. Başer T. *Cyberknife Robotik Radyocerrahi Cihazının Tedavi Planlama Sisteminin Dozimetrik Kontrolü [Yüksek Lisans Tezi]*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2011.
59. Kilby W, Dooley J, Kuduvalli G, Sayeh S, Maurer Jr C. The CyberKnife® robotic radiosurgery system in 2010. *Technology in cancer research & treatment*. 2010;9(5):433-52.
60. Yolcu T. *CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazında Kullanılan Küçük Alanların Dozimetrisinin Farklı Sistemler Kullanılarak İncelenmesi [Yüksek Lisans Tezi]*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2010.
61. PTW Ionizing Radiation Detectors Catalog 2006/2007. PTW Freiburg 2006.

62. Küçükmorkoç E. İnhomojen dokularda analitik anizotropik ve pencil beam convolution algoritmalarıyla hesaplanan dozların karşılaştırılması: Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2012.
63. Ionizing Radiation Detectors Including Codes of Practice 2018/2019. In: PTW, editor. Freiburg: PTW; 2018.
64. Ciancaglioni I, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Verona C, Verona-Rinati G, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. Medical physics. 2012;39(7Part1):4493-501.
65. Small Field Dosimetry Application Guide. In: PTW, editor. Freiburg: PTW.
66. Vanessa De C, Paolo F, Marco M, Laura M, Lucia P, Maria P, et al. Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? Physics in Medicine & Biology. 2017;62(17):7036.
67. GAFCHROMIC EBT3 Scan Handling Guide.
68. PTW RW3 Slab Phantom T29672 and T40006.1.001 User Manual. Freiburg: PTW; 2015.
69. MP3-M 3D Water Scanning System. PTW Freiburg.
70. User Manual TANDEM T10011, T10015 and T10016 TANDEM XDR T10037, T10038 and T10039 PTW Dual Channel Electrometer PTW; 2013.
71. Philips Achieva 1.5T [Internet] [Erişim Tarihi 13 Mart 2018]. Available from: <https://www.medimatingsales.com/wp-content/uploads/2014/11/Philips-Achieva-1.5T-Tech-Specs.pdf>.
72. Epson Expression 10000XL - Epson [Internet] [Erişim Tarihi 13 Mart 2018]. Available from: <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/epson-expression-10000xl>.
73. Software for 3D Dosimetry - polyGeVero [Internet] [Erişim Tarihi 14 Mart 2018]. Available from: <http://polygevero.com/product/software>.
74. Kozicki M, Maras P, editors. The polyGeVero® software for fast and easy computation of 3D radiotherapy dosimetry data. Journal of Physics: Conference Series; 2015: IOP Publishing.
75. Kozicki M. MP, Karwowski A.C. Introduction to polyGeVero® software for 3D radiotherapy dosimetry. GeVero Co., Lodz, Poland (<http://polygevero.com>); 2015 November 4.
76. PTW: Small Field Dosimetry [Internet] [Erişim Tarihi 14 Mart 2018]. Available from: http://www.ptw.de/small_field_dosimetry.html.
77. Gustavsson H, Karlsson A, Bäck SÅ, Olsson LE, Haraldsson P, Engström P, et al. MAGIC-type polymer gel for three-dimensional dosimetry: Intensity-modulated radiation therapy verification. Medical physics. 2003;30(6):1264-71.

78. Baldock C, De Deene Y, Doran S, Ibbott G, Jirasek A, Lepage M, et al. Topical Review: Polymer gel dosimetry. *Physics in medicine and biology*. 2010;55(5):R1-R63.
79. Pappas E, Seimenis I, Angelopoulos A, Georgolopoulou P, Kamariotaki-Paparigopoulou M, Maris T, et al. Narrow stereotactic beam profile measurements using N-vinylpyrrolidone based polymer gels and magnetic resonance imaging. *Physics in Medicine & Biology*. 2001;46(3):783.
80. Martens C, Wagter CD, Neve WD. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(9):2519.
81. Vergote K, De Deene Y, Bussche EV, De Wagter C. On the relation between the spatial dose integrity and the temporal instability of polymer gel dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*. 2004;49(19):4507.
82. Maryanski MJ, Schulz RJ, Ibbott GS, Gatenby JC, Xie J, Horton D, et al. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys Med Biol*. 1994;39(9):1437-55.
83. Salomons GJ, Park YS, McAuley KB, Schreiner LJ. Temperature increases associated with polymerization of irradiated PAG dosimeters. *Physics in Medicine & Biology*. 2002;47(9):1435.
84. Marek K, Piotr M, Andrzej CK. Software for 3D radiotherapy dosimetry. Validation. *Physics in Medicine & Biology*. 2014;59(15):4111.
85. Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys Med Biol*. 2001;46(12):3105-13.

8. EKLER

EK 1: Tez Çalışmasına İlişkin Etik Kurul İzni



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-438

Konu :

29.03.2017

Prof. Dr. Mustafa CENGİZ
Tıp Fakültesi
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Sayın Prof. Dr. CENGİZ,

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunduğunuz GO 17/286 kayıt numaralı "*Cyberknife® Robotik Radyocerrahi Cihazında Magic Polimer Jel Dozimetre ile Küçük Alan Dozimetrisinin İncelenmesi*" başlıklı proje başvurunuz Kurulumuzun 29.03.2017 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve gönüllülerden elde edilecek veri, radyolojik görüntü ya da biyolojik örneklem kullanılmadığı görülmüştür. Klinik Araştırmalar Yönetmeliği gereği gönüllü insanlar üzerinde gerçekleştirilecek nitelikte olmayan bu tip çalışmalar Etik Kurulların kapsamı dışında kalmaktadır.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Nurten AKARSU
Başkan

EK _____:

Toplantı Katılım Tutanağı

EK 2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Fazıl Enkavi
Ödev başlığı: CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOC...
Gönderi Başlığı: CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOC...
Dosya adı: I_METRE_I_LE_KU_C_U_K_ALAN_...
Dosya boyutu: 7.23M
Sayfa sayısı: 106
Kelime sayısı: 16,199
Karakter sayısı: 105,063
Gönderim Tarihi: 29-Ağu-2018 10:25AM (UTC+0300)
Gönderim Numarası: 994468886



CYBERKNIFE® ROBOTİK RADYOCERRAHİ CİHAZINDA MAGIC POLİMER JEL DOZİMETRE İLE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİNİN İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%**2**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**2**

İNTERNET
KAYNAKLARI

%**0**

YAYINLAR

%**1**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% 1
2	acikerisim.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
4	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	openaccess.acibadem.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	Submitted to Beykent Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
8	www.equiphos.com İnternet Kaynağı	<% 1

9. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Ad-Soyad: Mehmet Fazıl Enkavi

Doğum Tarihi: 02.07.1990

Doğum Yeri: İstanbul – Şişli

Tel: +90 (543) 244 96 64

E-posta: mfenkavi@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans

Hacettepe Üniversitesi

09.2014-08.2018

Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği - Tezli Yüksek Lisans - 3.31/4

Tez Konusu: “*CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Cihazında MAGIC Polimer Jel Dozimetre ile Küçük Alan Dozimetrisinin İncelenmesi*”

Lisans

Anadolu Üniversitesi

10.2013-...

İşletme Fakültesi (AÖF), İşletme

Lisans

Stockholm Üniversitesi

01.2012-06.2012

Fen Fakültesi, Fizik (İngilizce) - (Erasmus Öğrencisi)

Lisans

Hacettepe Üniversitesi

09.2008-06.2014

Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği - 2.83/4

Bitirme Projesi: “*L-Histidin, L-Prolin, L-Tirozin Aminoasitlerinin X-Işını Toz Kırınımı Yöntemi ile Yapı Analizi*”

Lise

Nuri Erbak Anadolu Lisesi

09.2004-06.2008

Fen Bilimleri – 78.44/100

STAJ DENEYİMLERİ

09.2014-04.2017

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi ABD

11.2016-01.2017

Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Rad. Onk. Kliniği

07.2013-08.2013

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi ABD

09.2011-10.2011

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD

İŞ TECRÜBELERİ

04.2018-...

Medicana International Ankara Hastanesi CyberKnife Robotik Radyocerrahi Merkezi

04.2017-04.2018

Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi

NİTELİKLER

Yabancı Dil İngilizce: 72,5 - Yökdil

Bilgisayar Bilgileri C, FORTRAN, SolidWorks, PolyGeVero, MS Ofis Programları

KATILDIĞI KONGRE, SEMİNER VE KURSLAR

XVI. Ulusal Medikal Fizik Kongresi

Medikal Fizik Derneği, Antalya - 10.2017

IAEA-TRS-398 Uygulama Kursu

Medikal Fizik Derneği, GATA - 05.2017

12. Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü Sempozyumu

Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü - 11.2016

CyberKnife Kullanıcı Deneyimi Paylaşımı

Medipol Üniversitesi Hastanesi - 05.2016

11. Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü Sempozyumu

Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü - 11.2015

Tedavi Planlama ve Planların Değerlendirilmesi Kursu

Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği - 10.2015

Radyoterapide IGRT ve Hareketli Organ Takibi

Medipol Üniversitesi Hastanesi - 09.2015

10. Ulusal Kanserli Hastalar Kongresi

Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu Derneği - 04.2015

Radyoterapi Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Optimizasyonu

Medikal Fizik Derneği - 03.2015

10. Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü Sempozyumu

Hacettepe Üniversitesi Kanser Enstitüsü - 11.2014