

**T.C.**  
**BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**FİZİK ANABİLİM DALI**



**KÜÇÜK ALAN FOTON DOZİMETRİSİ VE MONTE CARLO  
SİMÜLASYONU**

**SİNEM GÜNGÖR**

**DOKTORA TEZİ**

**Jüri Üyeleri :**      **Prof. Dr. Hasan TUNER**      **(Tez Danışmanı)**  
                         **Prof. Dr. Asuman AYDIN**  
                         **Prof. Dr. Eda YİRMİBEŞOĞLU ERKAL**  
                         **Doç. Dr. Aysun BÖKE**  
                         **Doç. Dr. Mustafa AKIN**

**BALIKESİR, HAZİRAN - 2023**

## **ETİK BEYAN**

Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak tarafımda hazırlanan “**Küçük Alan Foton Dozimetri ve Monte Carlo Simülasyonu**” başlıklı tezde;

- Tüm bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Kullanılan veriler ve sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tüm bilgi ve sonuçları bilimsel araştırma ve etik ilkelere uygun şekilde sunduğumu,
- Yararlandığım eserlere atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,

beyan eder, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ederim.

**Sinem GÜNGÖR**

## ÖZET

**KÜÇÜK ALAN FOTON DOZİMETRİSİ VE MONTE CARLO SİMÜLASYONU  
DOKTORA TEZİ  
SİNEM GÜNGÖR  
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
FİZİK ANABİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. HASAN TUNER)  
(EŞ DANIŞMAN: PROF. DR. BAHAR DİRİCAN)  
BALIKESİR, HAZİRAN - 2023**

Bu tez çalışmasında, gelişen radyoterapi tekniklerinden yoğunluk ayarlı radyoterapi, hacimsel yoğunluk ayarlı radyoterapi, stereotaktik radyocerrahi gibi gelişmiş tedavi tekniklerinde kullanılan 6 MV foton demetinin küçük alan boyutlarındaki dozimetrik verileri (yüzde derin doz, profil, rölatif doz faktörleri) farklı dedektörler ile ölçülmüştür. Bu verilerin Monte Carlo (MC) kodları kullanılarak oluşturulan simülasyon verileriyle karşılaştırılması hedeflenmiştir. Çalışmada, referans dedektörün ölçümdeki etkisi araştırılmış; farklı dedektörler referans dedektör olarak kullanılarak 1x1 ve 5x5 cm<sup>2</sup> alanlarda yüzde derin doz ve profil eğrileri elde edilmiştir. Farklı dedektörlerin, farklı konumlarda referans dedektör olarak kullanılması ile elde edilen dozimetrik veriler değerlendirilmiş ve referans dedektörün tipi ve konumu belirlenmiştir. Çalışmada, 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 ve 1x1 cm<sup>2</sup> alan boyutları için farklı hacimlere ve özelliklere sahip Semiflex, Pinpoint iyon odaları ve Edge, diyotSRS, microDiamond dedektörler kullanılarak su fantomunda yüzde derin doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Farklı ölçüm düzenekleri ile beş farklı dedektör kullanılarak dmaks (1.5cm), 5 ve 10 cm derinliklerde X ve Y-yönü profilleri alınmıştır. Rölatif doz faktörü (RDF) ölçümleri üç değişik dedektör (Semiflex, Pinpoint, Edge) ile yapılmış ve bulunan değerler MC ile bulunan değerlerle karşılaştırılmıştır. Ölçümler önceki gibi farklı dedektörler kullanılarak 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 ve 1x1 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, bu çalışmada 6 MV foton demeti için küçük alan boyutlarındaki dozimetrik verilerin farklı dedektörler kullanılarak ölçülmesi ve bu verilerin Monte Carlo simülasyonu ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu çalışma, tedavi cihazlarının dozimetrik verilerinin doğru bir şekilde tedavi planlama sistemine tanıtılması ve radyoterapi hastalarının tedavisinde kullanılan dozimetrik verilerin doğruluğunun sağlanmasında önemlidir.

**ANAHTAR KELİMELEER:**Küçük alan dozimetrisi, monte carlo simülasyonu, iyon odası

Bilim Kod / Kodları : 20212

Sayfa Sayısı:88

## **ABSTRACT**

**SMALL FIELD PHOTON DOSIMETRY AND MONTE CARLO SIMULATION  
PH.D THESIS  
SINEM GUNGOR  
BALIKESIR UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE  
PHYSICS**

**(SUPERVISOR:PROF. DR. HASAN TUNER)  
(CO-SUPERVISOR:PROF. DR. BAHAR DIRICAN)  
BALIKESİR, JUNE - 2023**

In this thesis study, dosimetric data of a 6 MV photon beam with small field sizes used in advanced treatment techniques such as intensity-modulated radiotherapy, volumetric-modulated arc therapy, stereotactic radiosurgery, etc., were measured with different detectors. The aim was to compare these data with simulation data generated using Monte Carlo (MC) codes. The study investigated the effect of the reference detector on measurements. Different detectors were used as the reference detector to obtain percent depth dose and profile curves for 1x1 and 5x5 cm<sup>2</sup> fields. The dosimetric data obtained by using different detectors as the reference detector at different positions were evaluated, and the type and position of the reference detector were determined. For different field sizes of 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, and 1x1 cm<sup>2</sup>, percent depth dose measurements were performed in a water phantom using Semiflex, Pinpoint ion chambers, and Edge, diodeSRS, microDiamond detectors with different volumes and characteristics. Five different detectors were used with different measurement setups to obtain X and Y-axis profiles at d<sub>max</sub> (1.5 cm), 5 cm, and 10 cm depths. Relative dose factor (RDF) measurements were performed with three different detectors (Semiflex, Pinpoint, Edge), and the obtained values were compared with the values obtained from MC. Measurements were carried out with different detectors for 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, and 1x1 cm<sup>2</sup> field sizes, as before. In conclusion, the aim of this study was to measure dosimetric data of small field sizes for a 6 MV photon beam using different detectors and compare these data with Monte Carlo simulation. This study is important for the accurate introduction of dosimetric data of treatment devices into the treatment planning system and ensuring the accuracy of dosimetric data used in the treatment of radiotherapy patients.

**KEYWORDS:**Small field dosimetry, Monte Carlo simulation, ion chamber

Science Code / Codes : 20212

Page Number : 88

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>v</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>SEMBOL VE KISALTMALAR LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları .....	2
1.2 Dozimetrik Kavramlar .....	9
1.2.1 Yüzde Derin Doz (%DD).....	9
1.2.2 Doz Profilleri.....	10
1.2.2.1 Simetri .....	11
1.2.2.2 Düzgünlük (Flatness) .....	11
1.2.2.3 Penumbra.....	11
1.2.2.4 Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (FWHM) .....	11
1.2.3 Rölatif Doz Faktörleri .....	11
1.3 Dozimetrik Ekipmanlar .....	12
1.3.1 Dedektörler.....	122
1.3.1.1 İyon Odaları.....	12
1.3.1.2 Diyot Dedektörler.....	15
1.3.1.3 Diamond Dedektörler .....	16
1.3.2 Su Fantomu .....	16
1.4 Küçük Alan Dozimetrisi .....	17
1.5 Monte Carlo Simülasyonu .....	26
1.5.1 Monte Carlo Tedavi Planlama Sistemi Özellikleri .....	31
1.5.1.1 İstatistik Belirsizlik.....	31
1.5.1.2 BT – Materyal Dönüşümü .....	32
1.5.1.3 Voksel (Birim Hacim) Boyutu Etkisi .....	32
1.5.1.4 Tesir Kesiti (Cross Section) Verileri .....	333
1.5.2 Doğrulama.....	33
1.5.3 Algoritma Hesaplama Zamanı Etkisi .....	34
<b>2. MATERYAL</b> .....	<b>36</b>
2.1 Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı .....	366
2.2 Su Fantomu .....	37
2.2.1 Semiflex İyon Odası.....	377
2.2.2 Pinpoint İyon Odası .....	38
2.2.3 Edge Diyot Dedektör .....	38
2.2.4 Diyot SRS Dedektör.....	399
2.2.5 microDiamond Dedektör.....	399
2.3 Monte Carlo Simülasyonu .....	40
<b>3. YÖNTEM</b> .....	<b>41</b>
3.1 Referans Dedektör Tayini .....	41

3.2 Yüzde Derin Doz Ölçümleri .....	42
3.3 Profil Ölçümleri .....	42
3.4 Rölatif Doz Faktörü Ölçümleri .....	43
3.5 Monte Carlo Simülasyonu .....	43
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>46</b>
4.1 Referans Dedektör Tayini Ölçümleri.....	466
4.2 Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri .....	544
4.3 Profil Ölçümleri .....	599
4.4 Rölatif Doz Faktörleri (RDF).....	67
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ .....</b>	<b>70</b>
<b>6. KAYNAKLAR .....</b>	<b>833</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>87</b>

# ŞEKİL LİSTESİ

## Sayfa

Şekil 1.1: Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi.....	5
Şekil 1.2: Lineer hızlandırıcı masa, gantri, kolimatör hareketlerinin gösterimi.....	5
Şekil 1.3: Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları.....	6
Şekil 1.4: Çok yapraklı kolimatör sisteminin dışardan görünüşü.....	7
Şekil 1.5: Lineer hızlandırıcı diyagramı.....	8
Şekil 1.6: Lineer hızlandırıcının x- ışını tedavisi için kullanımı.....	8
Şekil 1.7: Lineer hızlandırıcının elektron tedavisi için kullanımı.....	9
Şekil 1.8: Bir fotonun doz profil eğrisi gösterimi.....	10
Şekil 1.9: Bir iyon odasının basit şematik gösterimi.....	12
Şekil 1.10: İyon odasının efektif noktasının radyasyon demetinin eşmerkezine yerleştirilmesinin şematik gösterimi.....	13
Şekil 1.11: İyonlaştırıcı radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizması.....	16
Şekil 1.12: (a) FWHM'un gerçek alan boyutu ile aynı olduğu durum, (b) FWHM'un gerçek alan boyutundan bir miktar büyük olduğu durum, (c) FWHM'un gerçek alan boyutundan büyük olduğu durum.....	19
Şekil 1.13: 6 MV foton enerjisi için a) 6x6 mm <sup>2</sup> , b) 24x24 mm <sup>2</sup> alan açıklıklarında farklı çene açıklıklarına karşılık doz profilleri.....	20
Şekil 1.14: İkincil elektronların lateral menzillerinin küçük alan ve geniş alanda şematik gösterimi.....	22
Şekil 1.15: Farklı enerjilerde foton ışınları için kalite indekslerine karşılık penumbra değerleri.....	22
Şekil 1.16: Monte Carlo Simülasyonu akış diyagramı.....	28
Şekil 1.17: Lineer hızlandırıcı tedavi kafası foton modu için bileşenler ve simülasyon kısımları.....	30
Şekil 2.1: Gerçek fiziksel ölçülerle Siemens lineer hızlandırıcının kafa ve ÇYK yapısı...36	
Şekil 2.2: PTW MP3M Su Fantomu.....	37
Şekil 2.3: PTW 31010 Semiflex iyon odası.....	38
Şekil 2.4: PTW 31014 Pinpoint iyon odası.....	38
Şekil 2.5: Sun Nuclear Edge Diyot Dedektör.....	39
Şekil 2.6: PTW 60018 Diyot SRS dedektör.....	39
Şekil 2.7: PTW microDiamond dedektör.....	40
Şekil 2.8: a) BeamNRC kodu ile lineer hızlandırıcı simülasyonu, b) DosXYZ kodu ile fantom ve foton demeti dozimetrik simülasyonu.....	40
Şekil 3.1: Referans dedektörün yeri a) İzomerkezde (1. Durum), b) Alan içinde (2. Durum), c) Alan dışında (3. Durum).....	42
Şekil 4.1: 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	46
Şekil 4.2: 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	47
Şekil 4.3: 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	47
Şekil 4.4: 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	48

<b>Şekil 4.5:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	48
<b>Şekil 4.6:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	49
<b>Şekil 4.7:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	49
<b>Şekil 4.8:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	50
<b>Şekil 4.9:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	50
<b>Şekil 4.10:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	51
<b>Şekil 4.11:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	51
<b>Şekil 4.12:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	52
<b>Şekil 4.13:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	52
<b>Şekil 4.14:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	53
<b>Şekil 4.15:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	53
<b>Şekil 4.16:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki Y yönünde d <sub>maks</sub> derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex).....	54
<b>Şekil 4.17:</b> 10x10 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	55
<b>Şekil 4.18:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	55
<b>Şekil 4.19:</b> 4x4 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	56
<b>Şekil 4.20:</b> 3x3 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	56
<b>Şekil 4.21:</b> 2x2 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	57
<b>Şekil 4.22:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri.....	57
<b>Şekil 4.23:</b> 10x10 cm <sup>2</sup> alan için d <sub>maks</sub> derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri.....	59
<b>Şekil 4.24:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alan için d <sub>maks</sub> derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri.....	60
<b>Şekil 4.25:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alan için d <sub>maks</sub> derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri.....	60
<b>Şekil 4.26:</b> Değişik dedektörler ve MC ile d <sub>maks</sub> derinliğinde Y-yönü profildenelde edilmiş penumbra değerleri.....	61
<b>Şekil 4.27:</b> Değişik dedektörler ve MC ile d <sub>maks</sub> derinliğinde X-yönü profildenelde edilmiş penumbra değerleri.....	62



<b>Şekil 4.28:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> 'lik alan boyutunda 5 farklı dedektör ve MC için 3 penumbra değerlerinin 3 farklı derinlikteki değişimi.....	66
<b>Şekil 4.29:</b> 5x5 cm <sup>2</sup> alanda sanal sıfır dedektör yarıçapı ekstrapolasyonu.....	67
<b>Şekil 4.30:</b> 1x1 cm <sup>2</sup> alanda sanal sıfır dedektör yarıçapı ekstrapolasyonu.....	67
<b>Şekil 4.31:</b> 6 MV foton enerjisinde alan boyutlarına göre RDF değerleri.....	68
<b>Şekil 4.32:</b> Üç farklı dedektörün MC'na göre RDF farkları (%).....	69

## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 4.1:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan $d_{maks}$ değerleri (mm).....	58
<b>Tablo 4.2:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki % Derin Doz değerleri (%DD_5cm) değerleri...	58
<b>Tablo 4.3:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki % Derin Doz değerleri (%DD_10cm) değerleri.....	59
<b>Tablo 4.4:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan $d_{maks}$ derinliğindeki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri.....	61
<b>Tablo 4.5:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan $d_{maks}$ derinliğindeki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri.....	62
<b>Tablo 4.6:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri.....	63
<b>Tablo 4.7:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri.....	64
<b>Tablo 4.8:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri.....	64
<b>Tablo 4.9:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri .....	65
<b>Tablo 4.10:</b> 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan RDF değerleri.....	68

## SEMBOL VE KISALTMALAR LİSTESİ

<b>AAPM</b>	:American association of Physicist in Medicine
<b>BT</b>	:Bilgisayarlı Tomografi
<b>CPE</b>	: Charged Particle Equilibrium
<b>ÇYK</b>	: Çok Yapraklı Kolimatör
<b><math>d_{maks}</math></b>	: Doz Maksimum Derinliği
<b>FWHM</b>	: Full Width at Half Maximum
<b>GT</b>	: Gun-Target
<b>Gy</b>	: Gray (joule/kg)
<b>HU</b>	: Hounsfield Unit
<b>ICRU</b>	: International Commission on Radiation Units & Measurements
<b>IGRT</b>	: Image Guided Radiation Therapy
<b>IMRT</b>	: Intensity Modulated Radiotherapy
<b>keV</b>	: Kilo Elektron Volt
<b>kV</b>	: Kilo Volt
<b>Linak</b>	: Lineer Akseleratör
<b>MC</b>	: Monte Carlo
<b>MeV</b>	: Milyon Elektron Volt
<b>MHz</b>	: Mega Hertz
<b>MLC</b>	: Multileaf Collimator
<b>mMLC</b>	: Micro Multileaf Collimator
<b>MV</b>	: Milyon Volt
<b>QA</b>	: Quality Assurance
<b>phsp</b>	: Phase Space
<b>RDF</b>	: Rölatif Doz Faktörü
<b>RPC</b>	: Radiological Physics Centre
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>SBRT</b>	: Stereotactic Body Radiation Therapy
<b>SRS</b>	: Stereotactic Radio Surgery
<b>SSD</b>	: Source Skin Distance
<b>TLD</b>	: Termolüminesans Dozimetre
<b>TPR</b>	: Tissue Phantom Ratio
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>VMAT</b>	: Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>YART</b>	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<b>%DD</b>	:Yüzde Derin Doz
<b>3BKRT</b>	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

## ÖNSÖZ

Doktora tez sürecinde bana destek olan danışmanım sayın Prof. Dr. Hasan TUNER'e, yüksek öğrenimim boyunca akademik ve insani olarak beni her zaman destekleyen eş danışmanım sayın Prof. Dr. Bahar DİRİCAN'a, bu süreçte emeklerini esirgemeyen sayın Prof. Dr. Hatice Bilge BECERİR'e ve bugüne gelmemde emeği olan tüm kıymetli hocalarıma sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Tüm hayatı paylaşırken olduğu gibi tez çalışmalarım sırasında da bana her zaman inanan ve beni destekleyen kıymetli eşim ve meslektaşım sayın Boran M. GÜNGÖR'e, bu süreçte beni destekleyen, yüreklendiren kıymetli meslek büyüğüm sayın Dr. Salih GÜRDALLI'ya, bana inancını yitirmeden desteğini esirgemeyen sevgili arkadaşım Dr. Yelda ELÇİM'e, Balıkesir Atatürk Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde uzun yıllardır birlikte çalıştığım ve desteklerini hep hissettiğim kıymetli hekimlerimizden Uzm. Dr. Gülden ANGIN'a, Doç. Dr. Mustafa AKIN'a, Uzm. Dr. Fatime ALPER'e, Uzm. Dr. Funda ÇUKURÇAYIR'a, dozimetrik ölçümler sırasında bana yardımını esirgemeyen sevgili meslektaşım Ece TEK'e, sevgili meslektaşım Sercan BİLKOLAR'a ve bu süreçte bana destek olan tüm radyasyon onkolojisi ekibine sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tüm hayatım boyunca olduğu gibi bu tez çalışmam süresinde de bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek günlere gelmemi sağlayan, tüm kararlarımda bana destek olan, zorluklara dayanmamı sağlayan kıymetli annem sayın Hatice DALSUNA ve kıymetli babam sayın M. Sinan DALSUNA'ya sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

**Balıkesir, 2023**

**Sinem GÜNGÖR**

## 1. GİRİŞ

Radyoterapinin (RT) amacı, hedef tümör hacmine homojen bir doz dağılımı ile tanımlanan yüksek doz verilirken, etrafındaki komşu sağlam dokularda mümkün olan en düşük dozdağılımı elde edilerek komşu dokuları korumak ve yan etkileri önlemek için kritik organların tolerans dozlarını aşmamaktır. RT’de konvansiyonel teknikler kullanılarak yapılan tedavilerde hedef hacme istenen dozun verilebilmesi için normal dokuların da büyük bir miktarı istemsizce ışınlanmaktadır. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) tekniği ve sonrasında gelişen RT cihazları ile sağlıklı dokuların büyük hacimlerinin ışınlanmasının ve toleranslarının üstüne çıkmasının önüne geçmek mümkün olmuştur. Gelişen tedavi cihazlarının sunduğu ve son yıllarda kullanımı artan yoğunluk ayarlı RT (YART, Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT) ile hedef hacim istenilen tedavi dozu ile homojen bir şekilde ışınlanırken, toplam ışınlanan normal doku hacmi artmasına rağmen kritik organların aldığı dozlar daha düşük olabilmektedir. Ayrıca Sterotaktik Radyocerrahi (Stereotactic Radiosurgery-SRS) tedavi tekniği de son yıllarda lineer hızlandırıcı (linak) cihazlarında uygulanmaya başlayan modern bir tekniktir.

Lineer hızlandırıcı cihazlarında YART ve SRS tekniklerinin uygulanabilmesi için cihaz kafasında çok yapraklı kolimatör (ÇYK-multileaf collimator-MLC) sisteminin bulunması gerekir. ÇKY’ler,tedavi planlamalarındaki her bir gantri açısında farklı pozisyonlarda pek çok küçük alt alan (segment) meydana getirerek aynı tedavi alanı içerisinde yoğunluğu değiştirilmiş bir doz dağılımı oluşturulur. Işın yoğunluğu değiştirilmişbu alanlar, çok sayıda küçük segmentten meydana gelir.

Radyoterapide lineer hızlandırıcı cihazlarının kurulum ve kabul işlemleri sırasında dozimetride veya YART ve SRS tedavileri öncesinde yapılan hastaya özel dozimetrik kalite kontrollerde kullanılan 4x4 cm<sup>2</sup> ve altındaki alanlar, küçük alan olarak adlandırılır [1-4]. Tedavi planlama sistemlerinin (TPS) kurulumu sırasında lineer hızlandırıcı tedavi cihazına ait, TPS programının kurulum için istediği tüm dozimetrik tüm veriler su fantomu içinde iyon odaları ve/veya dedektörler ile yapılan ölçümlerden elde edilir. TPS’de YART ve SRS gibi tedavi teknikleri için küçük alanlar ve/veya segmentler kullanılacağından bu küçük alanların hesaplamalarında gereken dozimetrik ölçümlerde, genellikle 0.01 cc ile 0.13 cc hacimlerinde olan iyon odalarının kullanılması tavsiye edilmektedir [5].

Tedavi planlama sisteminde konvansiyonel teknikler ya da 3BKRT ile planlamalar için 4x4 ile 40x40 cm<sup>2</sup> alanlara ait dozimetrik veriler ölçülmektedir. Artık hasta tedavileri için yaygın olarak kullanılmaya başlanan modern tekniklerden YART ve SRS gibi tedavi planlamalarında kullanılan küçük alt alanlar nedeni ile 4x4 ve 1x1cm<sup>2</sup> arasındaki alanların hassas şekilde ölçülerek önceden TPS'ne girilmesi tedavi doğruluğu açısından çok önemlidir. Ayrıca TPS'nde bu veriler kullanılarak yapılan tedavi planlarının (YART, SRS gibi) da kalite kontrol ölçümlerinin yapılması gerekmekte ve yine dozimetrik ölçüm sisteminin doğru seçilmesi önem arz etmektedir. Küçük alanlar için farklı dozimetrik sistemlerin kullanıldığı pek çok çalışmada, ölçümler değerlendirildiğinde farklı sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir [2,6,7]. Küçük alanların dozimetrik sonuçlarının, ölçüm yapılan dozimetrik sistemlerin farklılığı nedeniyle hata sınırlarından yüksek farkta çıkması, TPS hasta planlamalarında ve tedavi planı kalite kontrollerindeki sonuçlarda hata oranlarında artışa neden olur. TPS'te YART ve SRS gibi küçük segmentler içeren tedavi planlamalarının yüksek doğrulukla yapılabilmesi için küçük alan dozimetrik ölçümleri, farklı ölçüm sistemleri ile yapılmalı ve değerler karşılaştırılmalıdır. Ayrıca bu dozimetrik veriler güvenilirliği saptanmış bir bilgisayar simülasyon program/yazılımı kullanılarak karşılaştırılmalıdır.

Bu tez çalışmasında farklı dedektörlerle (iyon odaları, diyot dedektörler) yapılan ölçümlerin kendi içinde ve Monte Carlo (MC) simülasyonu ile uyumlarının karşılaştırılması yapılmıştır. Böylece küçük alanın önemli olduğu planlamaların doğru yapılabilmesi için TPS'e girilmesi gerekli dozimetrik verilerin hangi dedektör kullanılarak ölçülmesi gerektiği belirlenmiş olacaktır.

### **1.1 Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları**

Eksternal demet radyoterapisinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde konvansiyonel x-ışını tüpleri (anot ve katot ile) ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen x-ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 keV'di. (Radyoterapi terminolojisinde demet enerjilerinin elektron demetleri için eV, x-ışını demetleri için gerilim biriminde (volt, V) kullanılmasından dolayı bu noktadan itibaren x-ışını demeti enerjileri V cinsinden verilecektir). Bu yüzeysel (150 kV'a kadar) ve orta-voltaj (300 kV'a kadar) cihazlar cilt kanseri ve palyasyon (hastalığın belirtilerini iyileştirmeksizin hafifleten tedavi) tedavisinde hala etkin olarak kullanılmaktadır. Fakat bu cihazlarla elde edilen x-ışınlarının enerjileri düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan

sağlam dokuların yüksek doz almasına ve ciltte komplikasyonların oluşmasına neden olmaktadır. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması ve düşük enerjili x-ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları yapılan tedavilerde sorun oluşturuyordu. Bu nedenle derine yerleşmiş tümörlerin etkin tedavisinde yeterli giriciliğe sahip, kemik ve yağ dokusunda birbirine yakın enerji soğurması verecek, cilt ve sağlam dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak x- ışını cihazları geliştirilmesi amacıyla bir çok çalışma yapıldı.

İlk medikal lineer hızlandırıcı cihazı 1952 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'nde kurulmuş ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV x-ışınlarıyla yapılmıştır. Lineer hızlandırıcılarda, vakum altındaki bir tüpte 3000 MHz'lik elektromanyetik dalgalarla elektron gibi yüklü parçacıklar hızlandırılır. Hızlandırılan bu elektronlar yüksek enerjiye ulaştıkları halleriyle yüzeysel tümörlerin tedavi amaçlı ışınlanmasında kullanılır. Eğer hızlandırılan elektronlar bir hedefe çarptırılırsa yüksek enerjili x-ışınları elde edilir ve bu x-ışınları da derine yerleşmiş tümörlerin ışınlanmasında kullanılmaktadır [6, 7].

Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili x- ışını elde edilebilir veya tedavi şekline bağlı olarak elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabilir. RT'de kullanılan lineer hızlandırıcılar genellikle iki farklı foton enerjisi ve dokuz farklı elektron enerjisi üretebilme kapasitesine sahiptir. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda saçılan ışınlar azdır ve doz maksimum noktası daha derindedir. Bundan dolayı cilt daha az hasar görür (Skin sparing effect). Ayrıca lineer hızlandırıcılarda penumbra ışın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışından uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısında azalma olması nedeniyle, dozda bir azalma meydana gelir. Alan kenarlarında meydana gelen bu doz azalması penumbra olarak tanımlanır [6]. Lineer hızlandırıcılardan elde edilen x-ışını demetleri için penumbra daha azdır ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olması ve enerjilerinin yüksek oluşudur. Başka bir üstünlüğü de daha yüksek doz hızlarına (1-10 Gy/dakika) sahip olmalarıdır. Bu sayede daha kısa tedavi sürelerinde yüksek dozlar verilebilir [8].

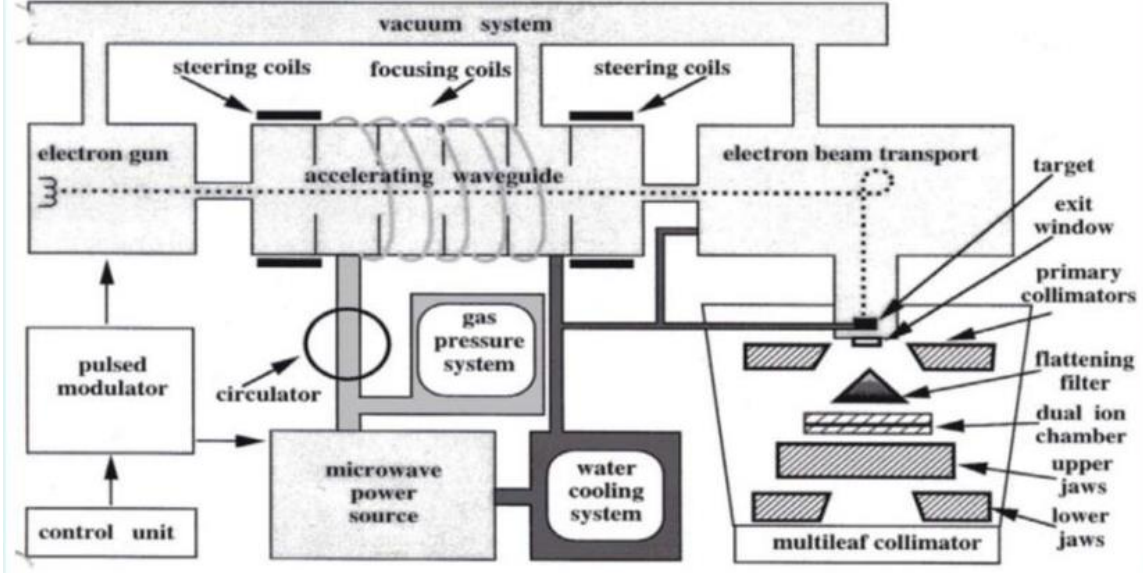
Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak anlayabilmek için önce bu tip

cihazlarla x-ışını üretimi mekanizması gözden geçirilmelidir. 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanıldı. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlandı. Lineer hızlandırıcının evrimi, magnetron ve klaystron formunda mikrodalga jeneratörlerinin üretimi ile sonuçlanan radar geliştirme çalışmalarının bir sonucudur. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kavitelerinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler (Magnetron mikrodalga kaynağı, klaystron mikrodalga yükselticidir. Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları rölativistik hızlara ulaştırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalga hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile (0.4c hızla) hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlenir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı elektronlardan fazla olduğu için hızları tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Elektronlara yüksek hız elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek kazandırılır. Bu yolla elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Birim uzunluk başına yaklaşık 5 MeV enerji kazanırlar. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilir (Şekil 1.1). Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilceği gibi yüksek erime noktasına sahip yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir [8,9].

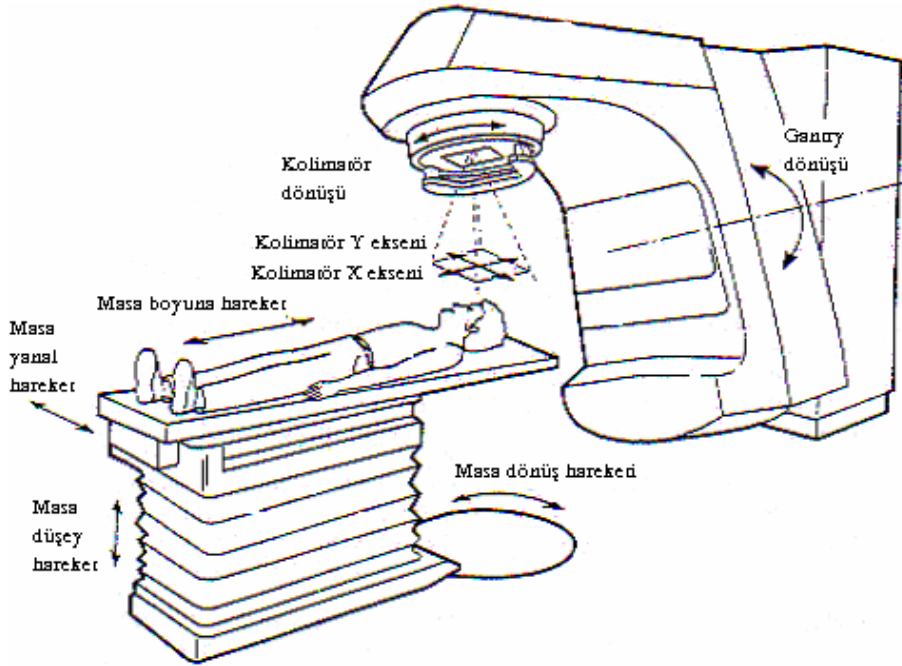
Radyoterapi amaçlı kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarında, hastanın üzerinde yattığı ve tedavi pozisyonuna getirilmesi için yatay, dikey öteleme ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masası bulunmaktadır. Lineer hızlandırıcı cihazlarında radyasyon demetini üreten parçalar gantri ve stand içine monte edilmiştir. Gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir (Şekil



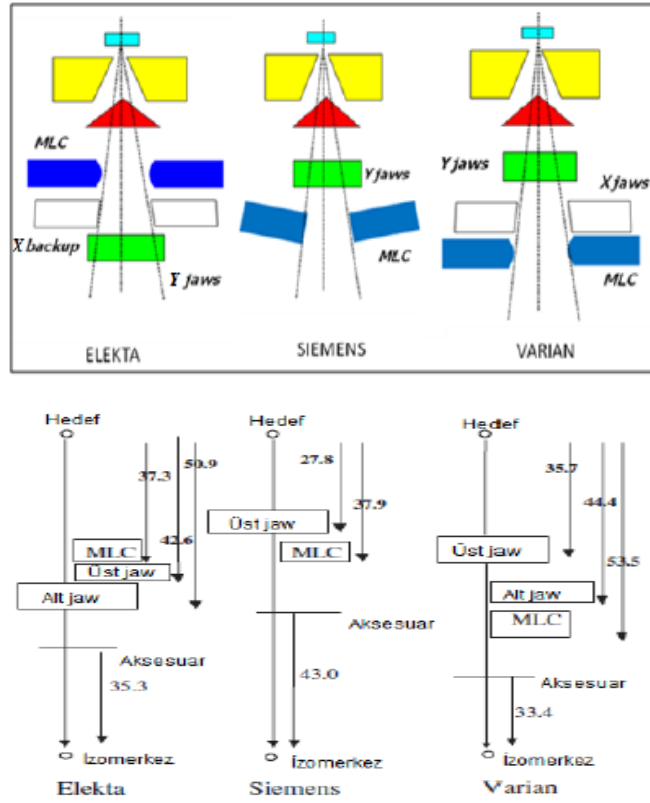
1.2). Kolimatörler gantrinin doz çıkış bölgesine yerleştirilmiş sistemlerdir. Kolimatörlerin bazı lineer hızlandırıcı cihaz tasarımlarında 270° bazılarında ise 360° dönme yeteği vardır. Alan boyutları kolimatör açıklıklarıyla ayarlanmaktadır.



Şekil 1.1: Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi [10]



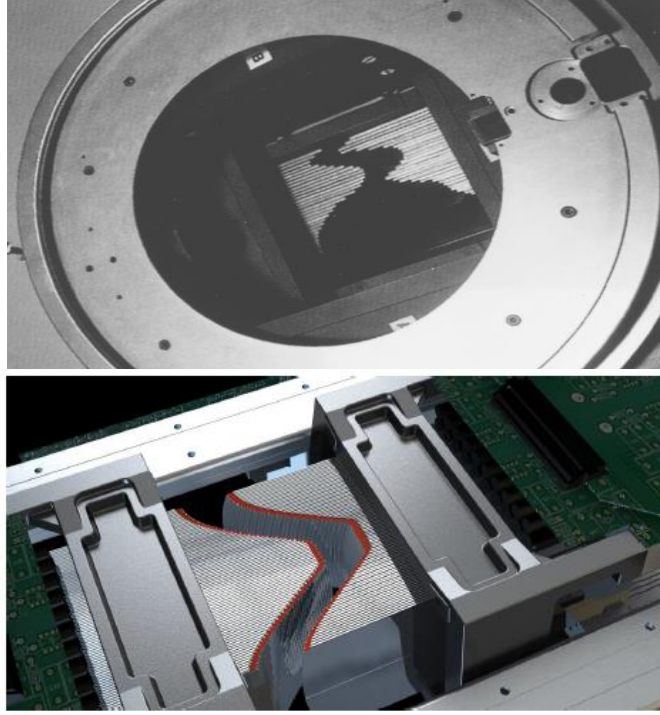
Şekil1.2:Lineer hızlandırıcı masa, gantri, kolimatör hareketlerinin gösterimi [8]



Şekil 1.3:Elekta, Siemens ve Varian üretici firmalarına ait kolimatör yapıları [10]

Bir birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu kolimatör, sadece ileri doğru saçılan x- ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir (Şekil 1.3). Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından kaçan saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm kaynak-cilt mesafesinde (Source-Skin Distance, SSD) yaklaşık 50 cmboyutundadır [8].

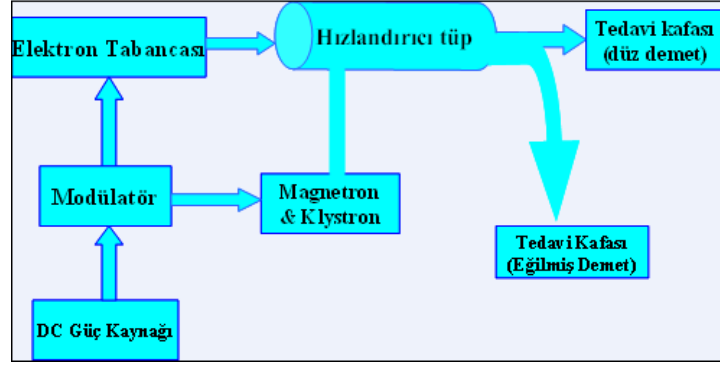
Bir ikincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Çene içinden sızan doz, zırhlanmamış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık % 0.4'ü kadardır. Hastada her çene için kolimatörler 0'dan 40 cm<sup>2</sup>'ye kadar farklı dikdörtgensel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler [8].



**Şekil 1.4:** Çok yapraklı kolimatör sisteminin dışardan görünüşü [6]

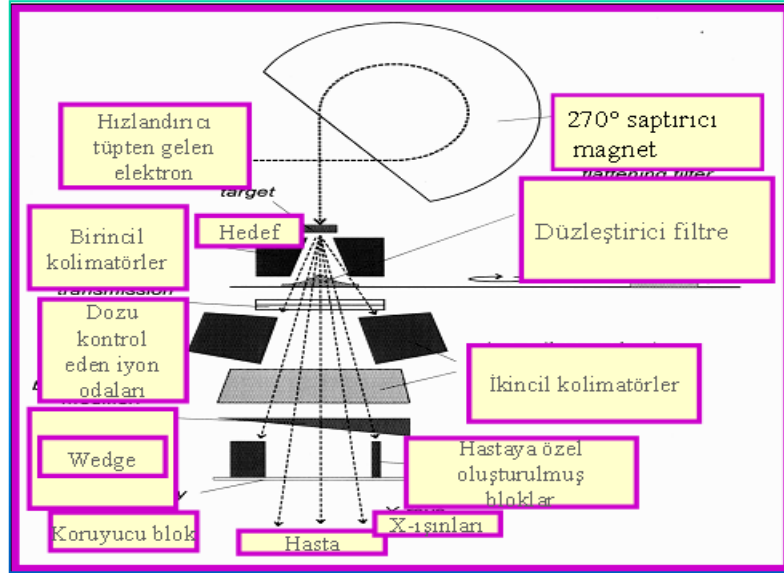
Kurşun, serrobend ya da tungstenden yapılan üçüncül kolimatörler dairesel alanları sınırlandırmak için kullanılırlar (Şekil 1.4). Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılmasıdır) uyumlu olarak dizayn edilebilirler. Bu kolimatörler genellikle hızlandırıcının kafasına bağlanan yuvalara monte edilirler. Böylece bu kolimatörler hızlandırıcının ikincil kolimatörlerinin altına yerleştirilmiş olurlar. Demet penumbrasını minimuma indirmek için kolimatör yuvasının dizaynıyla üçüncül kolimatörler x-ışını kaynağına yakın olarak dizayn edilebilir ve bu dizayn gantriye (tedavi kafası) hasta etrafında daha büyük bir hareket özgürlüğü sağlar [6].

Lineer hızlandırıcı, elektronları yüksek güçte mikrodalgaları kullanarak lineer bir şekilde yüksek hız ve enerjiye ulaştırır. Lineer hızlandırıcının kalbi, elektron hızlandırmasının gerçekleştiği hızlandırıcı dalga kılavuzudur. Elektronları hızlandırmak için ihtiyaç duyulan mikrodalga enerjisi, kısa süreli (5 ms'lik) pulslar halinde dikdörtgen şekilli iletici mikrodalga kılavuzu yardımıyla mikrodalga üreticisi veya magnetrondan hızlandırıcı yapıya ulaştırılır (Şekil 1.5).



Şekil 1.5: Lineer hızlandırıcı diyagramı

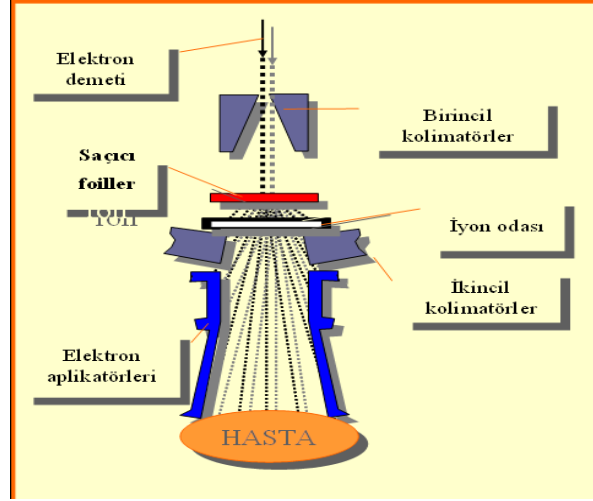
Bir lineer hızlandırıcı x-ışını modunda çalıştırıldığında, elektron demeti bir hedefe çarpar ve Bremsstrahlung x-ışını üretilir (Şekil 1.6).



Şekil 1.6: Lineer hızlandırıcının x-ışını tedavisi için kullanımı

Lineer hızlandırıcı elektron modunda kullanılırken, elektronlar genellikle lineer hızlandırıcı çıkışında bir saçıcı foile çarparlar (Şekil 1.7).

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler; lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömomatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sistemidir.



Şekil 1.7: Lineer hızlandırıcının elektron tedavisi için kullanımı

## 1.2 Dozimetrik Kavramlar

### 1.2.1 Yüzde Derin Doz (%DD)

Radyasyon demeti, hastadan (veya bir fantomdan) geçerken hastadaki soğurulan doz derinlikle değişir. Bu değişim çeşitli koşullara bağlıdır. Bunlar; demet enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklık (SSD) ve demet kolimatör sistemidir. Doz hesaplama sistemindeki temel adım, merkezi eksen boyunca derin doz değişimlerini saptamaktır. Bu saptamalar genellikle su fantomunda, iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerden elde edilmektedir.

Merkezi derin doz dağılımlarını karakterize etmenin bir yolu, bir noktadaki dozu, belli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir. %DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksenini boyunca  $d_0$  referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır.

$$\%DD = (D_d / D_{d_0}) * 100 \quad (1.1)$$

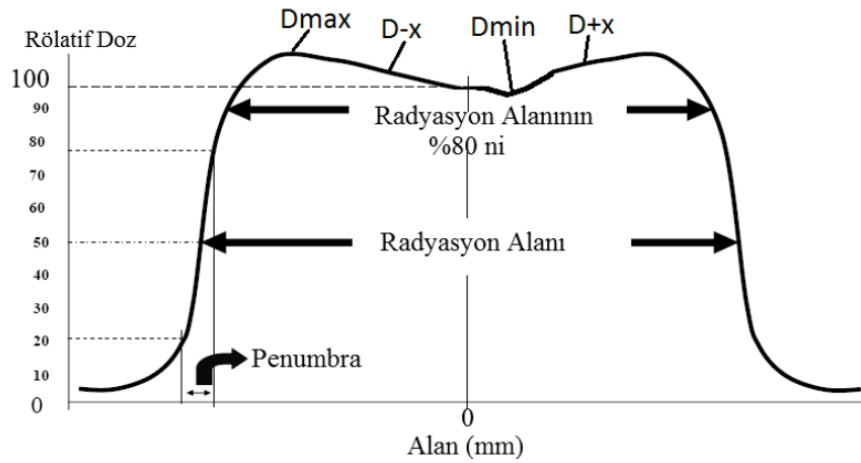
Ortavoltaj ve düşük enerjili x-ışınları için referans derinliği genellikle yüzeindedir ( $d_0 = 0$ ). Daha yüksek enerjiler için referans derinliği en yüksek soğurulan doz (build-up) noktasında ( $d_0 = d_{max}$ ) alınır.

%DD değerleri demet enerjisiyle artar. Bu artış, verilen bir derinlik için derin doz eğrilerinin eğiminin azalması ve demet giriciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha giricidir ve yüksek %DD'a sahiptir.

%DD alan büyüklüğüne bağlı olarak değişir. Bu bağımlılığın sebebi, saçılan radyasyon (foton ve elektron) kaynaklıdır. Artan alan büyüklüğü ile birlikte saçılan radyasyon soğurulan doza daha büyük bir katkıda bulunur. Ayrıca alan büyüklüğü artışının yanı sıra, artan derinliklerde saçılan radyasyonun etkisi ve fantom saçılması etkisi birleşerek  $d_{maks}$ 'dakinden daha büyük bir katkı ile %DD değerinde artışa neden olmaktadır. Artan enerji ile saçılma olasılıkları azalmaktadır ve yüksek enerjili fotonların ileri saçılma eğilimleri arttığından, düşük enerjili fotonların %DD'ların alan bağımlılığı yüksek enerjileri fotonlardan daha fazladır.

### 1.2.2 Doz Profilleri

Doz profilleri, ışınlanan doku (ya da fantom) hacmi içindeki dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumunu ya da konumunu yansıtır. Işının merkezi eksenden sapma oranını ifade eder. Bu değer fantom içerisinde ışın merkezine dik bir düzlemde ve belli bir derinlikte, merkez noktası dışında kalan noktalarda okunan doz değerinin merkez noktasında okunan doz değerine oranlanmasıyla bulunur. Bu noktalarla oluşturulan grafiğe profil denir (Şekil 1.8). Doz profilleri, özellikle alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur.



Şekil 1.8: Bir fotonun doz profil eğrisi gösterimi

### 1.2.2.1 Simetri

Işın homojenitesinin kontrolünde kullanılan ilk parametre simetridir. Düzleştirilmiş alan boyunca, merkezi eksenden eşit uzaklıktaki grafiğin solundaki ve sağındaki noktalar arasındaki maksimum ve minimum doz farklarından hesaplanır (Area Ratio formülizasyonu). Yüzde olarak ifade edilir.

$$\text{Simetri} = \frac{|a-b|}{|a+b|} \times 200\% \quad (1.2)$$

Burada **a**, maksimum doz farkı; **b**, minimum doz farkıdır.

### 1.2.2.2 Düzgünlük (Flatness)

Doz profillerinin değerlendirilmesindeki ikinci parametre demet düzgünlüğüdür. Merkezinde %100'e normalize edilmiş profil eğrisinde düzleştirilmiş alan boyunca dozun %80 ve üzeri olan bölgesinde hesaplanır (Percentage Dose Difference formülizasyonu). Yüzde olarak ifade edilir (Şekil 1.9).

$$\text{Düzgünlük} = \frac{|D_{max}-D_{min}|}{|D_{max}+D_{min}|} \times 100\% \quad (1.3)$$

### 1.2.2.3 Penumbra

Profilin sağında ve solunda olmak üzere iki değerden oluşur. Genellikle grafiğin her iki yanında %20 ile %80'lik izodozların geçtiği mesafelerin farkları olarak tanımlanır (Şekil 1.9).

### 1.2.2.4 Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik (FWHM)

Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarda alan genişliği tanımı için kullanılan bir ifadedir. Merkezi eksende %100'e normalize edilmiş profil eğrisinde %50'lik izodoz eğrisinin tam genişliğidir.

### 1.2.3 Rölatif Doz Faktörleri

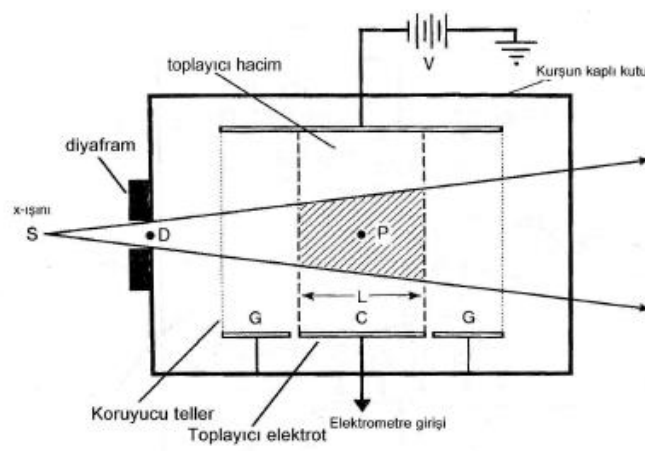
Rölatif doz faktörü (RDF), alan büyüklüğünün bir fonksiyonudur. Belli bir alan büyüklüğü için belli bir derinlikteki dozun, referans alan büyüklüğünde (10x10cm<sup>2</sup>) yine aynı derinliktekidoza oranıdır.

### 1.3 Dozimetrik Ekipmanlar

#### 1.3.1 Dedektörler

##### 1.3.1.1 İyon Odaları

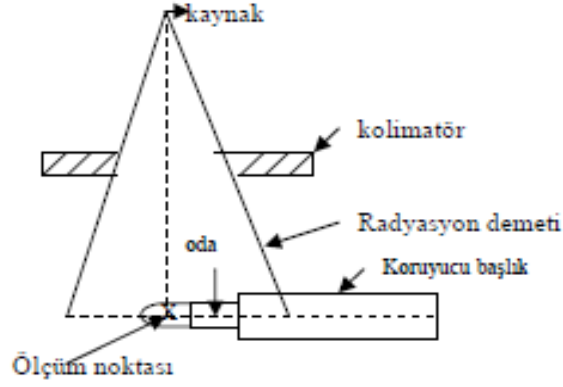
İyonlaştırıcı radyasyonun yoğunluğunu ölçmek için kullanılan bir cihazdır. İyonizasyon prensibine dayanarak çalışır. Gelen iyonlaştırıcı radyasyon, odadaki gaz atomlarıyla etkileşime girerek iyon çiftleri (pozitif yüklü iyonlar ve serbest elektronlar) oluşturur. İyonizasyon sonucu oluşan iyon çiftleri, elektrotlar arasına uygulanan elektrik alan ile birlikte anot ve katoda ulaşırlar ve iyon akımı meydana getirirler. İyon odasının sabit bir radyasyon akısına maruz bırakılması durumunda meydana gelen iyon çiftleri tekrar birleşirler, elektronlar arasına bir elektrik alanı uygulanmasıyla (+) ve (-) iyon çiftleri katot ve anoda doğru hareket ederler ve devreden bir akım geçer. Şekil 1.9’da bir iyon odasının basit şematik gösterimi verilmiştir. Bu akım artan voltajla artarak daha sonra bir doyuma ulaşır. Voltajın düşük değerlerinde elektrik alanı tüm iyonları elektrotlara toplayacak kadar yeterli değildir ve tekrar birleşme hala söz konusudur.



Şekil 1.9. Bir iyon odasının basit şematik gösterimi

İyon akımının okunması prensibine göre çalışacak iyon odaları ortama sürekli olarak giren radyasyonun oluşturduğu ortalama iyonizasyonu algılayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sistemlerde her bir radyasyonun oluşturduğu iyonizasyon akımları çok küçük olduklarından ayrı ayrı ölçülmeyip, gelen radyasyonun ortalama bir şiddeti elde edilir. Ölçüm sırasında iyon odasının efektif noktası Şekil 1.10’deki gibi radyasyon demetinin eşmerkezine yerleştirilmelidir.





**Şekil 1.10:** İyon odasının efektif noktasının radyasyon demetinin eşmerkezine yerleştirilmesinin şematik gösterimi

X-ışını ölçümünde yaygın olarak iyon odaları kullanılmaktadır. X-ışınlarının ölçülmesi için de hava iyon odası içinde bulunacak en uygun gazdır. Işınlamanın en doğru ölçüm yöntemi hava dolu iyon odasında oluşan iyonizasyon yükünün ölçülmesidir. Işınlama hızı da iyon akımının ölçülmesi ile mümkün olmaktadır.  $10^{-18}$  A'den küçük değerlerde oluşan akımların doğrudan ölçülmesi bir elektrometre ile gerçekleştirilir. Elektrometre sistemi içine seri olarak yerleşimi dizayn edilmiş bir direnç, düşen voltajı algılayarak akımın ölçülmesini sağlar. Işınlama sonucu oluşan tüm ikincil elektronların oluşturduğu iyonizasyon yüklerinin ölçülmesini gerektiren bu işlem zordur. Özellikle tipik x-ışını enerjilerinde oluşan ikincil elektronların menzilleri birkaç metreyi bulabilir, bu da ölçümün doğru yapılabilmesini daha zor bir hale getirmektedir. YART ve SRS gibi küçük alanların olduğu tedavi tekniklerinin dozimetrisinde bu problemin çözüm gerekliliği daha da önemli hale gelmektedir.

İyon odalarının yapımlarında farklı elektrot tasarımları vardır, elektrotların paralel levha şeklinde yapılmasıyla daha homojen bir elektrik alanı elde edilir. Diğer bir yöntem ise silindirik geometridir. Silindirin dış kabuğu toprak potansiyelindedir ve merkezi bir iletken çubuğa (anot) yüksek potansiyel uygulanır. Bu tasarımlarda anot ve katot arasındaki elektrik alanı Denklem(1.4) ile verilir. Burada **a**, anodun yarıçapı; **b**, katodun yarıçapı; **r**, dirençtir. V ise aradaki potansiyel farkıdır.

$$E = \frac{V}{r \cdot \ln(b/a)} \quad (1.4)$$

Silindirik iyon odaları tasarımları sayesinde yön bağımlılıkları olmaksızın, her yönden gelen ışınları dedekte edilebilirler. Paralel plakalı iyon odalarında ise tasarımları gereği, pencere ölçülecek radyasyon tarafına yönlendirilmeli ve gelen ışınlar bu pencereden geçerek hassas hacme ulaşıp dedekte edilebilmektedir. Küçük alan boyutlarındaki ölçümlerin doğru yapılabilmesi için iyon odalarının boyutlarının da mümkün olduğunca küçük olması gerekmektedir. İyon odası duvar materyalinin atom numarası, havaya mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır. Genelde duvarlar karbon içeren plastikten (polystren  $Z=5.7$ ) yapılır. İyonların toplanması için duvarın iç kısımlarının iletken olması gerekir, bunu sağlamak için uygun yöntem grafit ile kaplamaktır. Ayrıca iyon odalarında iki elektrot arasına bir destek yalıtkanın konulması gerekir. Genelde iyon akımları son derece küçük değerdedir ( $\leq 10^{-12}$  A). Bu yalıtkanlardan olabilecek kaçak akım miktarının son derece küçük olması gerekir. Birçok tasarımda bu akımı azaltacak koruyucu halkalar (guard ring) kullanılır. Bu halkaların bir diğer işlevi, paralel plakalı sistemlerde plakaların şekillerini korumak için gerekli desteği sağlamaktır.

İyonizasyon oluşan bir ortamda radyasyonun şiddetine bağlı olarak iyon çifti sayısı belirlenir. Aynı zamanda oluşan iyon çifti sayısı radyasyonun enerjisine de bağlıdır. İyon odalarını enerjiden bağımsız hale getirmek için, tasarımlarında uygun yapı ve kalınlıkta oda duvarı seçilmeye çalışılır. Foton enerjisinin düşük olduğu durumlarda eğer kalın bir duvar tasarımı kullanılmışsa foton soğurulmasını arttıracak ve böylece bu kalın duvar oluşan elektronları soğuracaktır. Foton enerjisinin yüksek olduğu durumda da eğer ince bir duvar kullanılırsa fotonların yetersiz sayıda soğurulmasına sebep olacaktır. İyon odası tasarımındaki duvar kalınlığı belirlenirken, ölçülecek foton tarafından oluşturulan en yüksek enerjili elektronun menzili hesaba katılmalı, en az bu değer kadar olmalıdır.

Foton dozimetrisinde diğer önemli husus da foton soğurulmasının basınç ve sıcaklıkla değişmesidir. İyon odalarının kalibrasyonları genellikle deniz seviyesinde ve ortalama oda sıcaklığına göre yapılmaktadır. Sonuçlar okumaların yapıldığı mevcut basınç ve sıcaklıklar için Denklem (1.5)'e göre düzeltilmelidir. Bu denklem oda sıcaklığı  $20\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve basınç  $1013\text{ mbar}$  ile kalibre edilmiş bir iyon odası için düzeltme faktörüdür.

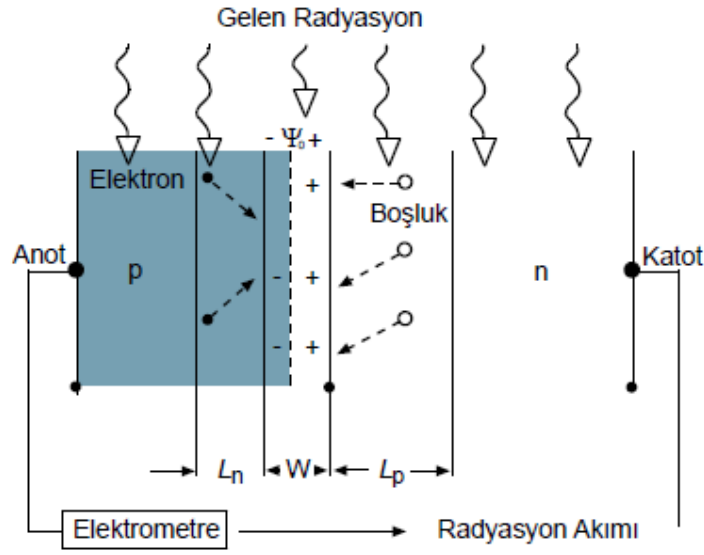
$$C_{T,P} = \frac{273+T\text{ (}^{\circ}\text{C)}}{273+20^{\circ}\text{C}} \times \frac{1013\text{ (mbar)}}{P} \quad (1.5)$$

### 1.3.1.2 Diyot Dedektörler

Diyot dedektörlerin temeli yarı iletken silikon teknolojisine yani pn eklemine dayanmaktadır. N-tipi silikonlarda beş değerlikli elemente (örneğin fosfor) katılarak safsızlık oluşturulmaktadır. Bu safsızlıklar ‘donör’olarak adlandırılmaktadır. Her donör silikona bir serbest elektron katkısında bulunmaktadır. Bu sebeple n-tipi silikonda temel taşıyıcılar elektronlardır. P-tipi silikonlarda ise 3 değerlikli bir element (örneğin boron) ile katkılanarak safsızlık oluşturulmaktadır. Bu safsızlıklar ‘akseptör (kabul edici)’ olarak adlandırılmaktadır. Her akseptör bir elektron yakalar ve ortamda pozitif yük taşıyıcıları yani ‘boşluklar’ oluşmaktadır. Bu boşluklar p-tipi yarı iletkenlerde temel yük taşıyıcılarıdır.

N-tipi bir diyot, n-tipi silikon sınırı akseptör ile katkılanarak oluşturulmaktadır. P-tipi bir diyot ise p-tipi silikon sınırı donör ile katkılanarak oluşturulmaktadır. Ticari olarak her iki tip diyot dedektör mevcuttur. Her iki durumda da safsızlık katkılamaları ile uzaysal olarak p ve n-tipi silikonların doğrudan etkileşimde oldukları bölgeler oluşmaktadır. Her iki tipin temel taşıyıcıları karşı tip silikona geçmektedir. Bu yük değişimleri sonucunda iki bölge arasında dengede olan bir elektrik alanı oluşmaktadır. Bu gölgeye pn eklemi adı verilmektedir.

Gelen iyonlaştırıcı radyasyon diyot boyunca elektron-boşluk çiftleri oluşturmaktadır. Azınlık yük taşıyıcıları (n tarafındaki boşluklar, p tarafındaki elektronlar) pn eklemine doğru geçmektedirler. Şekil 1.11’de şematik olarak iyonlaştırıcı radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizmasını göstermektedir.



**Şekil 1.11:** İyonlaştırıcı radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizması

Yüksek potansiyel olan bölgeye giren yükler elektrometre tarafından toplanmaktadır. Elektrometreye bağlanan bilgisayar sistemi sayesinde gelen radyasyonun dozu hakkında bilgiler elde edilmektedir.

### 1.3.1.3 Diamond Dedektörler

Diamond dedektörler, doğal elmas temellidir ve doku eşdeğerine oldukça yakın dedektörlerdir. Sinyal-gürültü oranının düşüklüğü ile göze çarpan bu dedektörler yüksek enerjili foton ve yüksek enerjili elektronların doz dağılımlarını ölçmek için tasarlanmışlardır. Küçük hassas hacmi sayesinde özellikle YART, SRS ve brakiterapi gibi çok küçük alanları ve keskin akı değişimlerini içeren koşullardaki su fantomu ölçümlerinde kullanılabilir. Diamond dedektörler çok iyi uzaysal çözünürlüğe, düşük enerji ve sıcaklık bağımlılığına, yüksek duyarlılığa, oldukça düşük yön bağımlılığına sahiptir. Doz hızı bağımlılığı göstermektedir.

### 1.3.2 Su Fantomu

Radyoterapide, doğru dozimetri ve tedavi planlaması hayati öneme sahiptir. Bu nedenle fantomda ölçüm ortamı olarak kullanılacak materyalin radyasyon etkileşimleri açısından insan vücuduna en yakın ortamı sağlaması da bu doğruluğu sağlamadaki önemli parametrelerinden biridir. Basit kimyasal formülü, ucuz ve kolay erişilebilir olması ile su ideal bir materyaldir. Su, homojen yapısı ve yüksek termal stabilitesi ile sıcaklık

değişikliklerinden etkilenmeden uzun süreli ölçümlerde bile istikrarlı bir ölçüm ortamı sağlar. 7.51 efektif atom numarası ve  $1\text{g/cm}^3$  fiziksel yoğunluğu ile insan kas dokusuna yakındır. Pek çok dozimetrik ölçüm için su fantomları tercih edilmekte, çok yönlü kullanımı ile radyoterapi merkezlerinde tercih edilmektedir. Değişik boyutlarda PMMA malzemedan kübik bir tanktan oluşmuştur. Üstü açıktır ve su ile doldurulabilir. Yüzde derin doz, profil ve izodoz eğrileri su tankı içindeki hareket edebilen bir mekanizmaya yerleştirilen iyon odası kullanılarak elde edilebilir. Su fantomunda biri referans ölçüm almak diğeri radyasyon alanının sudaki ölçümünü yapmak üzere iki iyon odası (ya da diyot, diamond gibi dedektörler) kullanılabilir. Referans dedektör radyasyon alanında sabit pozisyonda kullanılır ve lineer hızlandırıcı tarafından üretilmiş değişen doz verimlerindeki radyasyonu ölçer. Radyasyon ölçümünde ilgili alan açıklığının içinde kalmak suretiyle, su yüzeyinin üstünde havada bir yere yerleştirilen referans dedektör, hareketli mekanizma üzerine yerleştirilmiş alan dedektöründen gelen sinyali kendinin dedekte ettiği sinyal ile karşılaştırır.

#### **1.4 Küçük Alan Dozimetrisi**

Radyoterapide kullanılan konvansiyonel tedavi alanları  $4\times 4$  ile  $40\times 40$  cm<sup>2</sup> arasındadır. Son yıllarda gelişen teknoloji ile modern radyoterapinin temelini oluşturan IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy, YART-Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi), IGRT (Image Guided Radiation Therapy-Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi), tomoterapi ve mikroMLC mMLC) 'lerin kullanıldığı SRS (Stereotactic Radiosurgery) gibi gelişmiş tedavi uygulamaları ile beraber bu alan boyutları mm'lere inmiştir. Özellikle Gamma Knife ve Cyber Knife gibi cihazlarla uygulanan SRS'de, çok küçük hacimli tümörler birkaç mm'lik paylar ile tedavi edilmektedir [2,11]. Dozimetrik verilerin doğru şekilde tespit edilmesi, küçük alanlarla uygulanan tedavi tekniklerinin doğruluğunun belirlenmesinde çok önemli bir rol oynamaktadır. Tedavide verilen dozun doğru bir şekilde kontrol edilmesi, uygun ölçüm sistemleri ile belirlenen dozimetrik parametrelerden doz dağılımlarının elde edilmesiyle mümkün olabilir. Konvansiyonel ve 3BKRTtedavi tekniklerine göre oldukça küçük olan bu tedavi alanlarında yapılan doz ölçümleri önemli belirsizlikler içerir. Küçük alan hesaplamalarında ÇYK modellemesi ve kaynak boyutunun etkisi, büyük alan boyutlarına göre daha fazladır. TPS'e küçük alan boyutları için yüklenen dozimetrik verilerin (%DD, profil, RDF) doğru yöntem ve uygun dozimetrik ekipmanlarla ölçülmesi, hastaya uygulanacak olan tedavinin kalitesini direk olarak etkilemektedir. Ayrıca bu ölçümlerde kullanımı tercih edilen dedektörlerin büyüklüğüne bağlı olarak değişim

gösteren penumbra genişlikleri ve dedektörlerin ölçümdeki ışın enerjisine göre cevabının değişmesi gibi sebepler ölçüm işlemlerini zorlu bir hale getirmektedir [3,12-14].

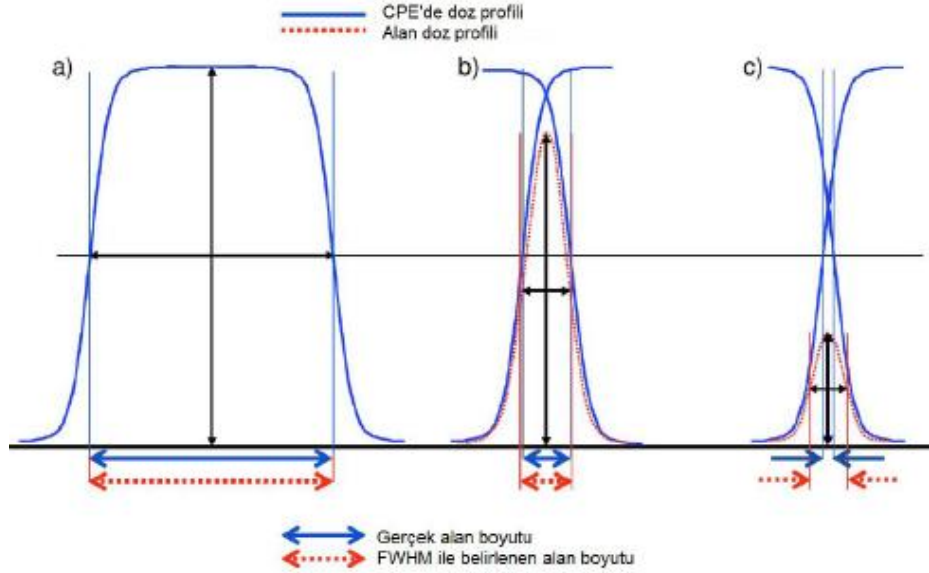
Küçük alan dozimetrisinde yapılan ölçümlerde kullanılan ölçüm sistemlerinin neden olduğu belirsizlikler bulunmaktadır. Bunlardan en önemlileri; elektronik denge (charged particle equilibrium, CPE) kaybı, ışın kaynağının kısmi olarak bloklanması nedeniyle üst üste binen penumbra, alan büyüklüğüne göre dedektör hacminin uygunluğu ve kütle durdurma gücü (mass stopping power) oranlarını etkileyen enerji spektrumundaki değişimlerdir [14].

Radyoterapide, dozimetrik ölçümler alınırken ve doz hesaplamaları yapılırken özel dikkat isteyen  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ve altında alanlar “küçük alanlar” olarak adlandırılır. Bu küçük alanların dozimetrisinde önemli üç faktör vardır (denge faktörü-equilibrium factors) :

- Dedektör tarafından ışın kaynağının tamamının görülmemesi
- Ölçüm için seçilen dedektörün aktif hacmi
- Işınlanan ortamdaki ikincil elektronların menzili [2]

Lineer hızlandırıcı cihazlarında kaynak gerçekte noktasal değildir. Bu durum  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  ve daha küçük foton alanlarında ölçüm sırasında dedektör tarafından kaynağın bir kısmının görünmesine sebep olur (kaynağın kısmi bloklanması). Bunun sonucu olarak ölçümden elde edilen doz verimi değeri, kaynağın tamamının dedektör tarafından görülebildiği daha büyük alan boyutlarında ölçülen doz verimi değerlerinden daha düşük olmaktadır. Doz Şekil 1.12’de görüldüğü gibi doz değerindeki düşüş penumbranın genişlemesine neden olmaktadır. Bunun sonucunda da profil ölçümlerinde alan kenarında oluşan omuz bölgesinin keskinliğinde bozulma meydana gelmektedir. Alan boyutu, ikincil elektron dengesinin (CPE) bozulmayacağı bir büyüklükte ise profil taramasından elde edilen FWHM değeri gerçek alan boyutu ile aynı olacaktır (Şekil 1.12.a). Alan büyüklüğü, ikincil elektronların yanal saçılım menzili ile aynı ise, profil taramalarında alan kenarlarında oluşan üst üste binme nedeni ile FWHM değeri, gerçek alan boyutundan farklı olarak bir miktar daha büyük olacaktır (Şekil 1.12.a). Çok küçük alan boyutlarında ise doz profilinin merkezi eksenindeki doz seviyesi düşük ölçüleceğinden, profil yarı yükseklikte dışa doğru genişleyecek ve FWHM alan genişliği gerçek alan boyutundan daha da geniş olarak karşımıza çıkacaktır (Şekil 1.12.c). Alan açıklığı boyunca kaynağın tamamının dedektör efektif noktasından görünmediği durumda geometrik penumbra genişleyecektir. Bunun

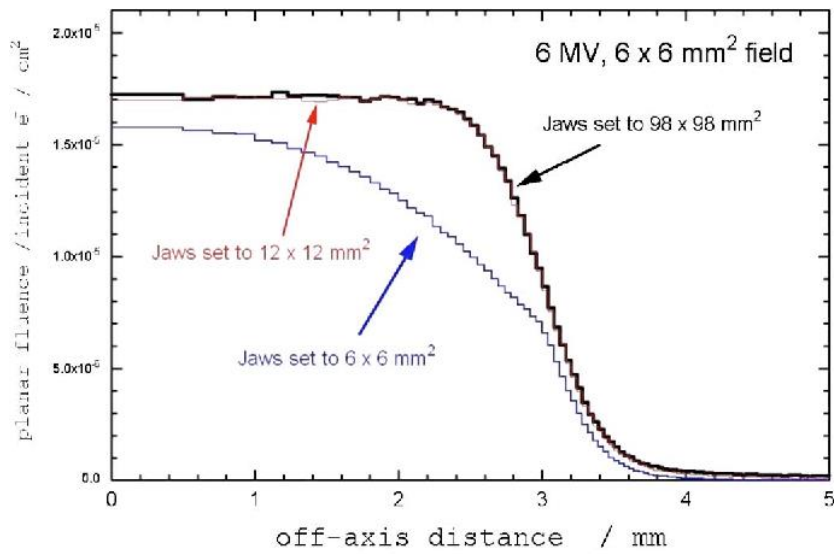
sonucunda da dozimetrik olarak alan boyutunun ölçülmesini sağlayan %50'lik yarı yükseklikteki dozu ifade eden FWHM daha büyük bir değere karşılık gelir [2].



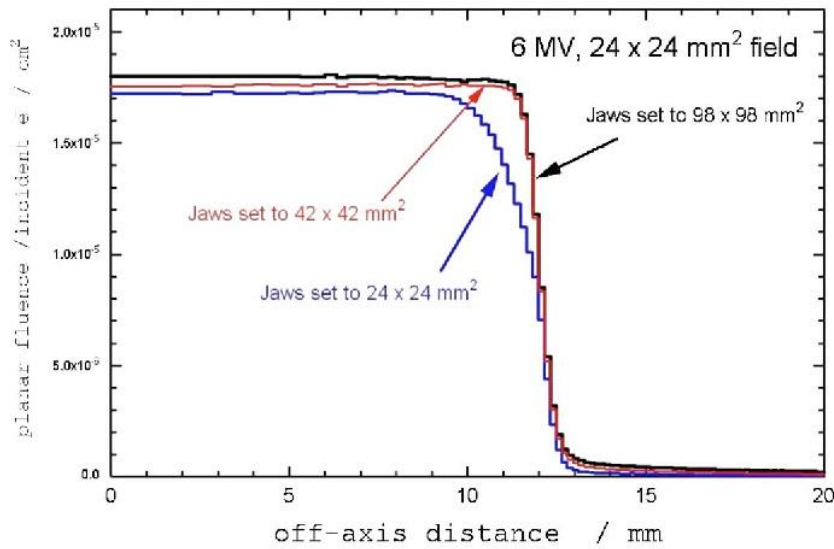
**Şekil 1.12:** (a) FWHM'un gerçek alan boyutu ile aynı olduğu durum, (b) FWHM'un gerçek alan boyutundan bir miktar büyük olduğu durum, (c) FWHM'un gerçek alan boyutundan büyük olduğu durum [2]

Radyocerrahi (SRS) ya da Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) gibi tedavi tekniklerinin uygulanması sırasında TPS'nden gelen küçük alt alanlar, ÇYK ya da mMLC'ler ile oluşturularak yoğun olarak kullanılmaktadır. Diğer bir yöntem de lineer hızlandırıcı tabanlı kullanımda bu tedavi teknikleri için özel olarak tasarlanmış küçük çaplı kolimatörler (cone) ile tedaviyi uygulamaktır. SRS tedavi uygulaması yapabilen GamaKnife cihazları SRS tedavisi yapabilen özel cihazlardır. Cihazda kullanıma özel tasarlanmış, çapları 4, 8 ve 14 mm olan dairesel kolimatör seçenekleri bulunmaktadır. SRS tedavileri yapabilen bir diğer özel cihaz da robotik kafa yapısı ile CyberKnife cihazıdır. Bu cihazda da cihaza uyumlu özel tasarlanmış 5-60 mm çaplarında kolimatörler veya yeni nesil Cyber Knife cihazlarda bulunan 2.5 mm kalınlığında mMLC'ler ile 10x12 cm<sup>2</sup> maksimum alan boyutlarında tedavialanları oluşturulmaktadır. Lineer hızlandırıcı tabanlı yapılan SRS tedavileri için klasik alan açıklıklarını sağlayan birincil ve ikincil kolimatörlerin yanı sıra, cihaz kafasına takılabilen özel tasarımla yapılmış dairesel kolimatörler ya da bazı lineer hızlandırıcılarda bulunan mMLC'ler ile tedavi uygulamasında gerekli küçük tedavi alanları oluşturulmaktadır. Şekil 1.13'te üç farklı değerde pozisyonlanan çene açıklıkları ve ÇYK'ler ile iki farklı boyutta oluşturulmuş

küçük alanlardan elde edilen profil eğrileri görülmektedir. ÇYK'lerin üstünde bulunan çenelerin açıklıklarına göre profiller değişiklik göstermektedir. ÇYK'lerin izomerkeze tarafındaki kenarları yuvarlatılmıştır ama tam fokalize değildir. Gerçek alan boyutları ile dozimetrik olarak profillerden elde edilen alan boyutu olan FWHM değerlerinin aynı olmamasının bir sebebi de, ÇYK'lerin yuvarlatılmış uçları nedeniyle ortaya çıkan geçirgenlik penumbrasıdır. SRS ve YART gibi ÇYK'ler ile oluşturulan pek çok küçük alt alan bulunmakta ve bu segmentlerin her biri merkezi ışın eksenine farklı uzaklıklarda yer almaktadır. Bu durum küçük alan dozimetrisi ile hassas olarak ölçülmesi gerekli hasta planlamalarının kalite kontrollerini daha da karmaşık hale getirmektedir[2,13].



(a)

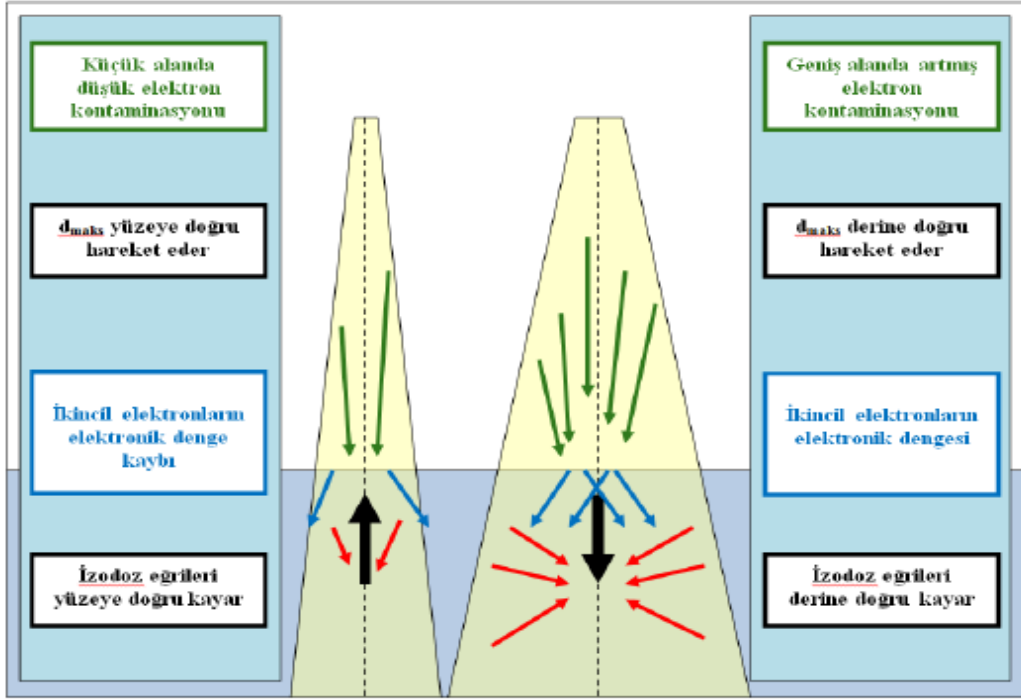


(b)

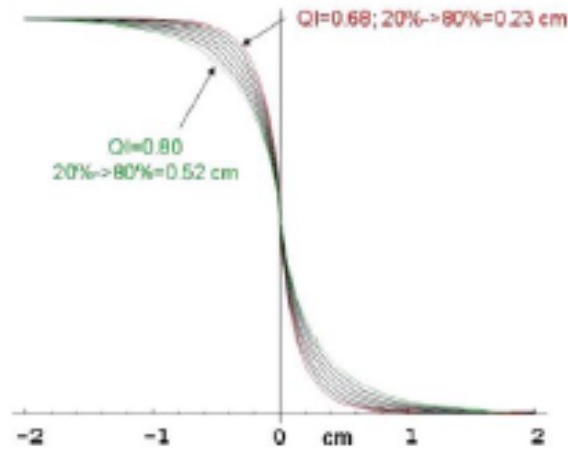
**Şekil 1.13:** 6 MV foton enerjisi için a) 6x6 mm<sup>2</sup>, b) 24x24 mm<sup>2</sup> alan açıklıklarında farklı çene açıklıklarına karşılık doz profilleri [13]



Bir ortama gelen foton demeti fotoelektrik, kompton ve çift oluşum olayları ile ortamdaki atomlarla etkileşir. Bu etkileşim sonucunda ikincil elektronlar meydana gelir. Foton demetinin ortam etkileşmesi ile radyasyon dozu bu şekilde ortaya çıkar. Megavoltaj seviyesinde enerjisi bulunan fotonların etkileşimi ile meydana gelen ikincil elektronların bir menzilleri vardır. Birincil fotonun enerjisine göre değişiklik gösteren, ileriye doğru saçılan ikincil elektronların menzilenellikle  $d_{maks}$  derinliği kadardır [6,15]. Birincil foton etkileşimi sonucu oluşan ikincil elektronların yanal menzilleri daha da kısadır. Bu nedenle alan kenarında oluşan CPE’de ikincil elektronların yanal saçılımları, ileriye doğru olan elektron saçılmasından daha etkilidir (Şekil 1.14). Işın alanının merkezinde lateral CPE sağlanmakta ve homojen bir doz dağılımı oluşmaktadır. Ancak alan kenarlarına doğru yanal ikincil elektron dengesi azalır ve dozda düşüş olur. Küçülen alan boyutu ile alan kenarlarındaki bu etki daha da artmaktadır. İkincil elektronların yanal erişim mesafesi ışın alanının yarısından daha uzun olduğu durumlarda CPE kaybının alan kenarlarında artmasından dolayı dozda azalma görülmektedir. İkincil elektronların menzillerini etkileyen foton enerjisi ve farklı yoğunluktaki ortam bileşenleri CPE’yi etkileyen faktörlerdir. Foton enerjisinin artması ve ortam yoğunluğunun azalması (akciğer gibi düşük yoğunluklu hava ortamında) ile birlikte CPE kaybı hızla artar. Farklı enerjilerdeki foton demetleri için ölçülen profillerin alan kenarındaki eğrileri Şekil 1.15’te verilmiştir. Artan foton enerjisi ile ışın kalitesi (Quality Index/QI) de artmakta ve aynı alan boyutu için elektronların yanal erişim mesafelerinin de arttığı görülmektedir. Ayrıca alan kenarındaki CPE kaybı, küçük alanlar için daha belirgin hale gelmekte, bu da penumbranın genişlemesine sebep olmaktadır.



Şekil 1.14: İkincil elektronların lateral menzillerinin küçük alan ve geniş alanda şematik gösterimi



Şekil 1.15: Farklı enerjilerde foton ışınları için kalite indekslerine karşılık penumbra değerleri [2]

Dedektör yapısından ve tasarımından kaynaklanan farklılıklar nedeniyle dengede olmayan koşullarda (non-equilibrium) doz ölçümlerinin yapılması, küçük foton alanlarıyla ilgili yapılan çalışmalarda sonuçlar arasında büyük farklar görülmesine sebep olmaktadır [12,17,18]. Dedektör seçimi, küçük foton alanlarıyla uygulanacak olan tedavi tekniklerinin ölçümlerinde, geniş alanların kullanıldığı konvansiyonel yöntemlerin gerekli ölçümlerine nazaran daha önemli hale gelmektedir. Ölçüm şartları aynı olsa bile, ölçüm için seçilen

dedektörün boyutu, yapısı ve tasarımı nedeniyle, ölçüm değerlerinde farklılıklar oluşabilmektedir. En önemli farklılık dedektörün aktif hacmi ile meydana gelmektedir. Dozun doğru bir şekilde ölçülebilmesi için, iyon odasının sınırlı aktif hacmi boyunca meydana gelen sinyalin (ya da elektron akısının) homojen olması çok önemlidir. Dedektörün alan boyutunun içinde kalacak kadar küçük olması ve dedektör materyalinin doku eşdeğeri olması homojen doz ölçümü için şarttır. Eğer ölçüm için kullanılan dedektörün boyutu alan boyutuna yakın bir değerde ise, dedektörün aktif hacmi küçük de olsa, dedektörün ölçüm alanı içinde kapladığı rölatif hacim büyük olduğundan, kısmi hacim etkisi (partial volume effect) veya ortalama hacim etkisi (volume-averaging effect) ortaya çıkar ve ışın akısında düzensizliğe (perturbation) sebep olur. İdeal dedektör koşulları gereği Bragg-Gray kavite teorisine göre, ortamdaki saçılan ikincil elektronların menzilleri dedektör boyutundan küçük ise, kavite homojen bir şekilde ışınlanır. Bu ölçülen doz değerinin bağlı olduğu diğer faktörler; dedektör materyali ve ortamın kütle durdurma gücü oranlarıdır (stopping-power ratios). Dedektör boyutunun alan boyutundan daha büyük hale gelmeye başladığı alan boyutları için, saçılan elektronların yanal menzilleri alan dışına ulaştığından CPE bozulur ve Bragg-Gray kavite teorisinin şartları geçerliliğini yitirir. Küçük alanlar için CPE sağlanamamaktadır. Dedektörün ölçülen alan boyutu içinde kapladığı hacim, CPE açısından daha etkili hale gelmektedir. Hastalar için kullanılacak doz değerlerinin hesaplamasında, dedektör varlığından normal dokuya geçiş için yer değiştirme düzeltme faktörü (replacement correction factor) kullanarak düzeltme yapılmaktadır. Büyük alan boyutları için bu faktörü ölçmek ve hesaplamalarda kullanmak mümkündür. Ancak küçük alanlar için bu ölçüm ve hesaplamalar karmaşık hale gelmektedir. Dedektör geometrisi, ölçüm için kullanılan fantom materyaline ve dozun hesaplanacağı dokunun inhomojenitesi ölçümde oluşan bu düzensizliği direk olarak etkilemektedir. Küçük alan dozimetrisindeki bu zorluklar birçok araştırmacının ve kurumun bu konuda ayrıntılı çalışmalar yaparak kapsamlı raporlar yayınlanmasına neden olmuştur [3,16].

Küçük alan foton dozimetrisinde CPE kaybı ve dedektörün hacim etkisi gibi sebepler ölçümde düzensiz bir doz dağılımı oluşmasına sebep olacağından doğru dedektör kullanımı daha önemli ve karışık bir hale gelmektedir. Doğru dozimetrik ölçüm için seçilen dedektörün küçük alan için ideal bir dedektör (istenen doz ve doz hızında lineer yanıt, enerji bağımlılığı düşük, doku eşdeğeri, yüksek çözünürlük) istenir. Küçük alan dozimetrisi için en önemli kriterler dedektörün küçük aktif hacme ve üç boyutlu yüksek çözünürlüğe sahip olmasıdır. İyon odaları, diyotlar, katihal dedektörleri, termoluminesans

dozimetre (TLD), film ve jel dozimetre dahil olmak üzere farklı dedektör türleri, küçük alan ölçümleri için kullanılmaktadır.

Küçük alan foton dozimetrisi için yayınlanmış pek çok protokol vardır. Bu protokoller, küçük alanların ve segmentelerin kullanıldığı YART, SRS, SBRT gibi tedaviler için TPS'e yüklenecek dozimetrik verilerin ve hasta kalite kontrol değerlendirmelerinin nasıl yapılması gerektiği ve dedektör seçimi ile ilgili tavsiyelerde bulunmaktadır. Ayrıca lineer hızlandırıcı cihazları ile yapılan ve çok daha küçük alanlar kullanmayı gerektiren modern tedavi teknikleri (SRS ve SBRT) için ek protokoller yayınlanmıştır. Küçük alan profil taramalarında lineer hızlandırıcı cihazında nokta kaynak olmadığından, küçük alan açıklığında, dedektör kaynağın bir kısmını göremez (kaynak bloklanması) ve bu da profillerden elde edilen FWHM değerinde gerçek alan boyutuna göre bir artışa neden olur [3]. TPS'e tanıtılan geometrik alan boyutu ile profil taramaları sonucu sisteme yüklenerek tanıtılan dozimetrik alan boyutu yani FWHM değerleri arasında farklılık olmaması uygulanacak tedavinin gerçeğe uygunluğu açısından oldukça önemlidir. Ancak Şekil 1.12'de de görüldüğü gibi küçük alanlarda TPS'te kolimatör açıklığı ile tanımlanan alan ve profil ölçümlerinden dozimetrik olarak elde edilen FWHM değeri farklı olabilir. Küçük alanların kullanılacağı tedavi teknikleri söz konusuysa, TPS'in dozimetrik olarak istediği tüm verileri doğru yöntem ve dedektör ile ölçmek ve sonrasında bunların kalite kontrolünü yapmak ilgilenilmesi gereken önemli bir konudur. Profil ölçümlerinde FWHM ve penumbra değerlerinin küçük alanlarda ölçülmesindeki bu zorluklardan dolayı, küçük alan boyutlarında gerçek penumbra değerlerini hesaplamak için çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalardan biri ekstrapolasyon yöntemidir. Bu yöntemde dedektör boyutlarına karşılık gelen penumbra değerlerinden dedektör varlığının olmadığı penumbra hesaplamayı amaçlamışlardır. Ekstrapolasyon yöntemi, bir foton enerjisinde küçük alanların farklı dedektörler kullanılarak yapılan profil ölçümlerinden elde edilen penumbra değerlerinin, kullanılan farklı dedektörlerin çaplarıyla oluşturulan matematiksel eğrisinden dedektör çapının sıfır olduğu durumu (virtual-zero dedector volume) sonucundaki gerçek penumbra değerini hesaplamaktadır. Bazı çalışmalarda, aktif dedektör çapları 1.5 ile 5.5 mm aralığında değişen dedektörlerin profil ölçüm sonuçlarından elde edilen penumbra değerlerinin lineer davrandığı, 1.5 mm ve daha küçük aktif çaplı dedektörlerde lineer doğrusallığın gözlenemediği deneysel ve matematiksel olarak gösterilmiştir [19-22].

Küçük alan foton dozimetrisinde dedektörün merkezi eksene yerleştirilmesi sorun

yaratabilecek bir başka konudur. Özellikle foton demetinin merkezi ekseninde yapılan doz ölçümleri (RDF gibi) için dedektör pozisyonlamasını doğru yapmak çok önemlidir. Çok küçük alanların ve segmentlerin tedavilerde yoğun olarak kullanıldığı SRS ve SBRT gibi modern teknikler için mm boyutundaki alanlarda, merkezi eksene doğru yerleştirilemeyen dedektörler ile yapılan ölçüm sonuçlarının dozimetrik verileri etkilediği gösterilmiştir [23]. Böylesi küçük alanların dozimetrik ölçümlerinde (%DD , profil ve RDF) kullanılacak dedektörlerin yüksek çözünürlük ve küçük aktif çapa sahip olmaları önerilmektedir. Örneğin küçük alan boyutlarında büyük aktif hacimli bir dedektör seçimi, yapılan dozimetrik taramalarda %DD değerlerinin beklenenin altında çıkmasına ve profillerden elde edilen sonuçlarda da penumbranın genişlemesine neden olacaktır. Işın merkezi ekseninde yapılan %DD ölçümlerinde dedektörün ışın ekseninde doğru pozisyonlanmasına, su fantomu mekanik aksamının derinlik boyunca dedektörü merkezi eksen hattında hareket ettirmesine, dedektörün kablosunun mümkün olduğunca az ışınlanmasına önem göstermek gerekmektedir. Ölçümlerin doğruluğunun gözden geçirilmesi açısından ölçümlerin farklı dedektörler ile tekrarlanması ve sonuçların değerlendirilmesi önerilmektedir. Farklı TPS'lerde kullanılan algoritmalar farklı veriler ile işlem yapmaktadır. Bazı TPS'ler doku-fantom oranını (TPR) kullanarak hesaplama yapan algoritmalarla çalışır. Bu algoritmalar TPS'e yüklenen %DD ve RDF değerleri ile TPR hesaplayarak hasta tedavi planlamalarını oluşturur. Büyük alan boyutları için güvenli olan bu değerlerin, küçük alan boyutları için (özellikle 15 mm ve daha küçük alanlar) doğru dedektörlerle ölçülmesi ve hesaplamaların kontrol edilmesi gerektiğini tavsiye eden çalışmalar bulunmaktadır [24]. Bir diğer küçük alan dozimetrisi sorunu olan büyük aktif hacimli dedektör seçimi nedeni ile, profil ölçümlerinde penumbra bölgesinde düzensizlikler görülmektedir [4]. Pek çok araştırmacı tarafından farklı dedektörler ile yapılan doz verimi ölçümlerinde limit değerlerinin üstündede olan farklı değerlerin ortaya çıktığı bulunmuştur. MC hesaplamaları kullanılarak küçük alan boyutlarındaki doz verimi cevapları modellenerek karşılaştırmalar yapılmış ve değişik dedektörlerden kaynaklanan farklılıkların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır [25]. Diğer bir tavsiye de dozimetrik ölçümlerin farklı dedektörler ile yapılması, sonuçların yapılan çalışmaların verileri ile karşılaştırılmasıdır.

Konvansiyonel tekniklerde radyoterapi için gerekli tanımlamalardan bir de referans alanıdır. Konvansiyonel tedavi teknikleri düşünüldüğünde referans alan, eşmerkezde SSD=100 cm'de 10x10 cm<sup>2</sup> olarak tanımlanmaktadır. Modern tedavi tekniklerinin ve yeni teknoloji cihazlarının küçük ve standart olmayan alanlarda tedavi olanağı sunması sonucu

referans alanın küçük alanlar için tanımlanması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Ayrıca soğurulan doz hesaplamalarında kullanılacak faktörlerde standart protokollerde tanımlanmıştır. Konvansiyonel alanların dozimetrik ölçümlerinde kullanımı yaygın olan iyon odalarının küçük alan ölçümleri söz konusu olduğunda büyük aktif hacimlerinin oluşturduğu hacim etkisiyle CPE kaybı oluşmaktadır. Bu gibi durumlarda geniş hacimli iyon odalarının rutin olarak kullanımı uygun olmamaktadır. Mevcut protokoller, standart olmayan tedavi teknikleri için gerekli ölçümleri aydınlatmaya yetmemektedir. Bu durumda küçük alan boyutlarındaki ölçümlerde yaşanan sorunları çözebilmek ve soğurulan doz hesaplarının doğru yapılabilmesi için standart dozimetri protokollerinde kullanılan faktörlere ek faktörler geliştirilmiş ve hesaplamalarda kullanılmak üzere önerilmiştir [26].

### **1.5 Monte Carlo Simülasyonu**

Monte Carlo Yöntemi rastgele sayılarla denenerek sonuca ulaşmayı amaçlayan deneysel bir yöntemdir. Bu şekilde matematiksel ve fiziksel problemlerin çözümü amaçlanmaktadır. “Gelişigüzel örnekleme” tabanlı metot 1777 yılının başlarında Buffon tarafından ortaya atılsa da, bugün bilinen hali Los Alamos Bilimsel Laboratuvar’ından John Von Neumann, Stan Ulan ve Nick Metropolis adlarında üç bilim adamı tarafından ortaya çıkarılmıştır [27]. Metropolis algoritması olarak da bilinir. Algoritma, kesin çözüm yapmanın zor olduğu problemlerde tahmini çözümlere gitmeyi amaçlar. Yani olasılık teorisi üzerine kurulmuştur. Monte Carlo simülasyonu, olasılık teorisi üzerine kurulu bir sistemdir. Monte Carlo metodunda istatistiksel ve matematiksel tekniklerle bir deneti veya çözülmesi gereken bir fiziksel olayı tesadüfi sayıları defalarca kullanarak simüle edip çözmek esastır.

1930 yılında İtalyan fizikçi Enrico Fermi’nin, yeni keşfedilmiş olan nötronun özelliklerinin hesaplaması sırasında Monte Carlo Yöntemi’ni kullanması ile bu yöntemin adı duyulmuş oldu. Sınırlı hesaplama kaynaklarına sahip olduğunda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Örnek olarak Monte Carlo Yöntemi İkinci Dünya Savaşı sırasında ilk atom bombasının geliştirildiği Manhattan Projesi’nde kullanılmıştır.

Her ne kadar MC 1950 yıllarında elektron-foton transportu için çeşitli parçacık fiziği uygulamalarında kullanılsa da, algoritma kullanımı ile ilgili devrim yaratan Berger’in 1963 yılındaki çalışmasıdır. Bu çalışmada, elektronlar için “birleştirilmiş basamaklar” (condensed history) tekniğini geliştirmiştir. Bu teknik sayesinde, elektron etkileşimleri tek tek takip edilmek yerine birleştirilmiş basamaklarının içinde gruplanabilir ve bu grupların

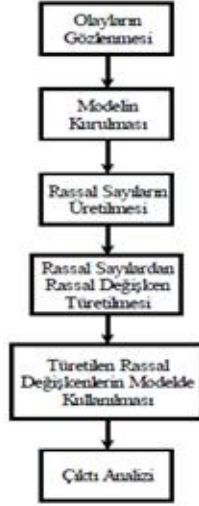
kümülatif etkileri hesaba katılır. Bu teknik kullanılarak, özellikle radyoterapi uygulamalarında uzun zaman alacak simülasyonların çok daha kısa zamana indirgenmesi sağlandı ve medikal fizik ile ilgili tüm modern kodlar için temel oldu. İlk olan “ETRAN” kodu bu fikre dayanan, Berger ve Seltzer tarafından gerçekleştirildi. 1985 yılında EGS4 yayınlanması, RT uygulamalarında MC kullanımında öncü olmuştur [28].

(0-1) aralığında düzgün, ( $U(0.1)$ ), rassal sayılar kullanılarak, zaman faktörünün önemli olmadığı, olasılıklı (stokastik) veya belirli (deterministik) problemlerin çözümünde kullanılan bir tekniktir. Monte Carlo Simülasyonu, genellikle benzetişim modellerinde kullanılır. Genel Monte Carlo simülasyonu akış diyagramı Şekil 1.16’da gösterilmiştir.

Monte Carlo simülasyonu günümüzde zaman akışının önemli olmadığı deterministik veya olasılıksal problemlerin çözümünde rassal sayılar kullanılarak yapılan plan olarak tanımlanır. Dinamik karakterli olmaktan çok statik karakterli olan Monte Carlo simülasyonu, en iyi bilinen ve yaygın olarak kullanılan simülasyon yöntemlerinden biri olarak belirginleşmekte ve parametrelerin olasılık dağılımlarıyla modellenebileceği varsayımına dayanmaktadır[29].

Monte Carlo yönteminin temel amacı, büyük elemanlar topluluğunun özelliklerinin rastgele seçilmiş bir alt kümesi aracılığı ile çıkartılmasıdır. Örneğin herhangi bir  $f(x)$  fonksiyonunun  $(a,b)$  aralığındaki beklenen değerinin, bu fonksiyonun yine bu aralıkta, rastgele seçilen sonlu sayıdaki noktalarındaki tahmini değerinden çıkartılmasını amaçlar.

Yöntem; hücre simülasyonu, borsa modelleri, dağılım fonksiyonları, sayısal analiz, doğal olayların simülasyonu, atom ve molekül fiziği, nükleer fizik ve yüksek enerji fiziği modellerini test etmek amacıyla kullanılır.



**Şekil 1.16:** Monte Carlo Simülasyonu akış diyagramı

Doğrudan MC kullanımı dışında, MC metodu radyoterapide dolaylı şekilde de önemli yer tutmaktadır. Örneğin; konvolüsyon/süperpozisyon algoritmaları, MC ile hesaplanan enerji depolama kernelleri (kabukları) kullanmaktadır. Lineer hızlandırıcı kalibrasyon protokollerinde de (TG51 gibi), MC hesaplarından türetilen faktörler kullanılmaktadır. Ayrıca tedavi kafası bileşenleri dizaynında da MC temelli hesaplar kullanılmaktadır.

Eksternal radyoterapi enerji seviyelerinde (megavoltaj) MC yöntemi, foton/elektron transport işleminde iyi bilinen radyasyonun etkileşme fiziğini kullanmaktadır. Fotonlar çevre materyalle dört ana şekilde etkileşir; Compton (incoherent), atomik elektron ile nükleer veya elektromanyetik alan içindeki çift oluşumu, fotoelektrik soğurulma ve coherent (Rayleigh) saçılma. İlk üçü enerjiiyi foton radyasyon alanından elektron veya pozitrona transfer eder. Lineer hızlandırıcı kafası içindeki yüksek atom numaralı bileşenler ve artan enerjiiyle beraber çift oluşumu önemli hale gelse de, pek çok durum için compton olayı baskın etkileşimdir. Elektronlar madde içinde ilerlerken büyük miktarda elastik çarpışma yapar ve enerjiiyi iki ana şekilde kaybeder; atom/moleküllerle inelastik çarpışma ve radiatif etkileşme. İnelastik çarpışma sonucu uyarılma ve iyonizasyon olur. İyonizasyon sonucu ikincil elektron oluşur. Radiatif enerji kaybında Bremsstrahlung ve pozitron anihilasyon olarak enerjiiyi fotona geri transfer eder.

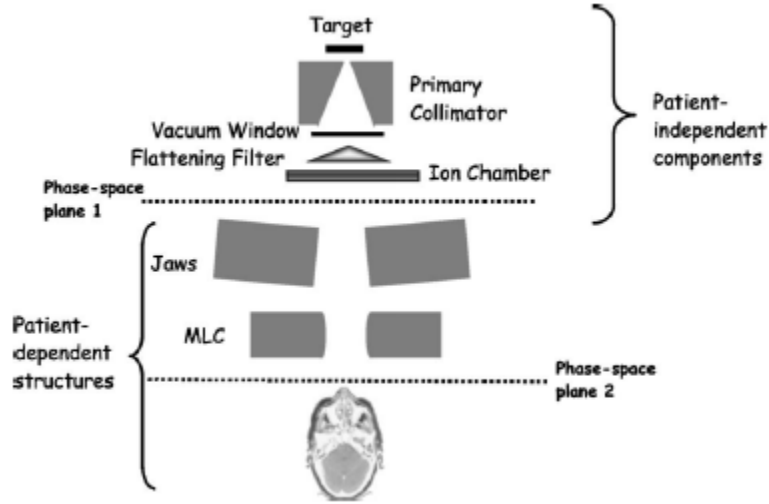
MC simülasyonunda bulunan veriler, belli bir sayıda parçacık üzerinden ortalama işlemiyle elde edilir. Bu sayede doz veya parçacık spektrumu gibi ilgilenilen ve ölçülebilen veriler hesaplanabilir. Ayrıca ölçümü kolay olmayan tedavi kafasındaki belli bileşenlerden gelen



parçacıkların oranı veya saçılan foton dozu oranı gibi veriler hesaplanabilir. Her ne kadar MC tekniği kullanımında belli bir noktadaki verinin elde edilmesi için yollar bulunsa da TPS uygulamalarında veriler (doz gibi) sonlu hacim (voxel) üzerinden ortalama olarak elde edilir. Voksel boyutu arttıkça istatistiksel belirsizlik ve hesaplama zamanı düşer fakat uzaysal çözünürlük azalır.

MC simülasyonu işlemi, fiziksel olarak gerçekleşen işleme benzer şekilde uygulanır. Hızlandırıcıda birincil elektron üretilir, kendisi ve kendisinden gelenler (Bremsstrahlung, dolaylı elektronlar) kafanın sabit elemanlarına doğru yol alır (hedef, saçıcı foil, birincil kolimatör, iyon odası, düzleştirici filtre) devamında demet şekillendirici kısım (çeneler, MLC, aplikatör, kama filtre vb.) geçerek son olarak hasta ortamı, BT veya diğer bilgi setiyle belirlenen bir ortamda sonlanır. Tüm parçacıklar ve ömürleri boyunca etkileşimleri kaydedilir, “history” olarak tanımlanır.

Her farklı ışınlama durumu kombinasyonu (hasta/enerji/MLC şekli/ek bileşenler vb.) için tüm simülasyonu tekrar etmek yerine stratejik olarak simülasyonu kısımlara bölmek daha efektif ve pratik olacaktır (Şekil 1.17). Bu şekilde simülasyon sistematiği uygulayarak, şekilde de görüleceği üzere, kafa bileşenlerinden sabit olan kısım (hastaya/alana göre değişmeyen kısım) ayrı şekilde tek bir kez simüle edilerek gerektiğinde tekrar kullanılabilir, sadece değişken bileşenlerin (ikincil kolimatör, MLC, aplikatör vb.) simüle edilmesi yeterli olacaktır. Simülasyonda istenilen bir pozisyon üzerinden faz uzay verisi alınabilir. Faz uzay dosyası, simülasyon sonucunda elde edilen ilgili düzlem üzerinden tüm parçacıkların geçtikleri andaki parametrelerini içeren verileri toplar. Bu parametreler enerji, pozisyon, yön, yük, üretim yeri, ağırlık, çarpışma bilgisi vb. olabilir. Faz uzay dosyasından faydalanılarak veya gerekli şekilde analiz edilerek istenilen sonuçlar elde edilir.



**Şekil 1.17:**Lineer hızlandırıcı tedavi kafası foton modu için bileşenler ve simülasyon kısımları

MC hesabının verimi ( $\epsilon$ )

$$\epsilon = 1/s^2T \quad (1.6)$$

olarak tanımlanır. Burada,  $s^2$  ilgilenilen niceliğin doğru varyans tahmini, T simülasyon zamanı (CPU saniyesi)'dir. Belli bir hesaplama için verimi arttırmanın 2 yolu vardır; sabit T için  $s^2$ 'yi azaltmak veya varyansı değiştirmeden verilen N (history sayısı) için T'yi azaltmak. Belli sayıda N için, sonuçları bozmadan,varyansı değiştirerek verimi arttırma tekniklerine varyans azaltma teknikleri (vr) denir.

vr'lere örnek olarak, raporda verilen "Brehm Splitting" tekniği (elektronlar tarafından üretilen brehm fotonlarından, hasta düzlemine yönelmeyenleri minimize ederek verimi arttırma veya zamanı azaltma tekniği), ikincil parçacıklar üzerinde uygulanan "rus ruleti" tekniği, foton forcing gibi teknikler hızlandırıcı simülasyonunda kullanılıştır. Ayrıca, sonuçları etkilemeden zamanı azaltmanın ve dolayısıyla verimi arttırmanın bir yolu vardır. "Range rejection(maksimum terminate enerjisi)" tekniği, elektron historisini yok ederekenerji seviyesini arttırabilir. Bu tekniğin doğru kullanımı sonucu verim arttırılabilir.

Tedavide kullanılacak foton demetinin modellenmesi de önem arz eden bir konudur. Doğru demet modellemesi fantom (hasta) içindeki doğru doz hesabının vazgeçilmez koşuludur. Üç değişik yaklaşım ile demet modellemesi yapılır;

*a. Lineer hızlandırıcı kafa simülasyonundan elde edilen faz uzay bilgilerinin(Phase Space-phsp) doğrudan kullanımı:*

Klinik rutinde pratik olamayabilir. Bu yaklaşım ile ilgili bazı sınırlamalar; phsp'lerin üretilmesi ve QA'leri MC tecrübesi ister, doğru phsp için doğru input ve detaylı geometrik/materyal bilgisi gerekir, fakat bu bilgilerden bazı belirsizlikler gelebilir, phsp depolamak için çok fazla yer gerektirir.

*b. Orijinal simülasyon phsp verilerinden üretilen parametreler ile çoklu kaynak modeli:*

Kaynak parçacıklar, son etkileşim yerlerine göre gruplanır ve bu alt gruplar kafadaki önemli bileşenleri temsil eder. Bazı parametre bağımlılıkları olsa da, tekrar eden simülasyon gerektirmeden optimizasyon yapılabilir. Varian, Siemens, Elekta, Novalis Cyber için üreticileri tarafından foton/elektron demet çoklu kaynak model uygulamaları rapor edilmiştir.

*c. Standart ölçüm setlerinden yararlanılarak model parametreleri türetilmesi:*

Klinik rutin kullanımında daha pratik bir yaklaşımdır, lineer hızlandırıcı kafa detaylarından bağımsız olarak geliştirilebilir. İşin içine analitik modeller de girdiğinde detaylı doğrulamalar gerekmektedir.

## **1.5.1 Monte Carlo Tedavi Planlama Sistemi Özellikleri**

### **1.5.1.1 İstatistik Belirsizlik**

MC simülasyonlarının önemli bir özelliği istatistiksel belirsizliktir. Bu durum MC yönteminin istatistiksel yapısından gelen bir belirsizliktir. MC yöntemi ile belli sayıda simüle edilen history (N) kullanıldığında, doz hesabında istatistik belirsizlikler oluşur. Sonuçlar merkezi limit teoremine göre ele alındığında, dozdaki istatistik belirsizlik  $1/\sqrt{N}$  ile orantılıdır. Hasta dozu hesabı için MC yöntemi kullanıldığında iki temel istatistik belirsizlik vardır; lineer hızlandırıcı kafa simülasyonundan kaynaklanan belirsizlikler ve fantom (hasta) için doz hesabındaki dalgalanmalardan kaynaklanan belirsizlikler. İstatistik belirsizliği hesaplarken kullanılan iki yöntem; batch (yığın,bölüm) metodu ve tek tek history bazında hesaplama metodudur.

Önemli bir husus; belirsizlik hesabında, primer parçacık ve onun ikincil parçacıkları arasındaki bağlantıyı hesaba katma gerekliliğidir. (Örneğin, bremsstrahlung, tek bir elektrondan çok sayıda foton gelebilmektedir). Böylece, ikinciller ve devam parçacıkları

aynı history'nin kısmı olarak işlenir. Eğer bu bağlantı hesaba katılmazsa, doz hesabındaki belirsizlik normalden düşük olarak hesaplanabilir çünkü ikinciller bağımsız olarak değerlendirilir ve belirsizliği hatalı olarak azaltır.

TPS uygulamalarında, veriler (doz gibi) sonlu hacim (voxel) üzerinden ortalama alınarak elde edilmektedir. Sabit sayıda parçacık (input) için, voksel boyutu azaldıkça, uzaysal çözünürlük artar fakat istatistiksel belirsizlik ve hesaplama zamanı artar. Çeşitli seviyelerde, istatistiksel belirsizlik tüm doz dağılım ölçümlerini doz verimi oranları, izodoz profilleri, doz hacim histogramları, doz yanıt parametreleri (TCP/NTCP) gibi etkileyen bir faktördür.

#### **1.5.1.2 BT – Materyal Dönüşümü**

MC algoritmaları, parçacık transport işlemi sırasında materyal yoğunluk ve atomik bileşim bilgilerini kullanır. Bu nedenle, hasta materyalindeki atomik bileşim değişimleri (yumuşak doku, kemik, akciğer vb.) radyasyon etkileşimleri için farklı tesir kesiti bilgisi kullanılmasını gerektirir.

Materyal bileşimleri yalnızca BT bilgisinden elde edilemiyor ise, dolaylı olarak her vokselde bulunan materyalden yola çıkarak elektron yoğunluğundan kütle yoğunluğu tahmin edilerek işlem gerçekleştirilir. Bazı kodlarda, materyal bileşen bilgisinin bulunması için BT–HU sayıları materyal etkileşim katsayısı ile ilişkilendirilir (özellikle hasta dokusunu tanımlayan materyaller bilgileri ICRU 46'dan da faydalanılır).

Geleneksel algoritmalarda BT-HU değeri/materyal dönüşümünün doza etkisi aynı şekilde MC algoritmalarında da mevcuttur. Bu nedenle ilgili test ve doğrulamalar aynı şekilde MC algoritmaları için de geçerli olmalıdır.

#### **1.5.1.3 Voksel (Birim Hacim) Boyutu Etkisi**

Herhangi bir doz hesaplama algoritmasında olduğu gibi, dozun skorlandığı voksel (birim hacim) boyutu önemlidir. MC hesaplamaları için, 3x3 cm<sup>2</sup>'den büyük alanlar için voksel boyutu 2-5 mm, küçük alanlar için 1-2 mm olarak kullanılabilir.

ÇKY'nin geometrik detaylarını içeren hesaplamalar için de inter-intra leaf sızıntıyı simüle edebilmek adına 1-2 mm'den daha büyük boyut tavsiye edilmemektedir. Geleneksel

algoritmalarındaki gibi, IMRT hesaplamalarında da yüksek gradyent bölgelerinde 2-3 mm ve küçük boyut tavsiye edilmektedir.

Önemli bir nokta da voksel boyutu-uzaysal çözünürlük-istatistik belirsizlik kavramları arası bir kayıp kazanç ilişkisi bulunmasıdır. Voksel boyutu küçültülürse istatistik belirsizlik artar (daha küçük hacimde daha az parçacık depolanır); fakat çözünürlüğün artmasından dolayı daha uyumlu sonuçlar bulunur. Tam tersi olarak voksel boyutu büyütülürse de belirsizlik azaltılmış olur, fakat çözünürlüğün azalmasından dolayı bazı hatalar gelebilir. Bu denge, kullanıcının simülasyon deneyimine, ne istediğine ve sonuçlardan ne kadar tatmin olabildiğine göre değişkendir [28].

#### **1.5.1.4 Tesir Kesiti (Cross Section) Verileri**

Çeşitli çalışmalarda foton etkileşim tesir kesiti verilerinin, 5 keV – 5 MeV aralığında, belirsizliğinin %1-2 seviyesinde olduğu tespit edilmiştir. Elektron etkileşim işlemi için hesaplanan tesir kesiti verilerinin ölçüm verileri ile uyumlu (yeterli belirsizlik aralığı içinde) olduğu gösterilmiştir [30,31].

#### **1.5.2 Doğrulama**

MC Tedavi Planlama Sisteminin (TPS), özellikle deneysel doğrulama olarak, fantom içindeki farklı test koşullarında ne kadar doğrulukta çalıştığının kontrolü önemlidir. Benimsenen genel kanı, MC TPS doğrulamasının herhangi bir model tabanlı (convolusyon/süperpozisyon gibi) algoritma ile aynı olması gerektiğidir. Elektronik dengesizlik durumları gibi daha sıra dışı durumlar için de ek testler uygulanmalıdır. Her ne kadar AAPM 53 gibi raporlarda heterojen fantom testleri önerilse de, elektronik dengesizlik durumu kapsam dışı kalabilir fakat bu raporu hazırlayan grup, heterojen fantomlardaki standart testlere ek olarak MC algoritmasının elektronik dengesizlik durumlarındaki doğrulamasını şiddetle önermektedir (Düşük yoğunluk ortamı eklenmiş dilim fantomlar ve yüksek enerji içeren testler gibi.).

MC algoritmasının deneysel doğrulaması, 2 grupta değerlendirilmelidir:

*1. Demet Model (doz hesaplama algoritması rutin commisioning testlerinin bir bölümü olarak)*

Burada amaç parametreleri doğrulamaktır; örneğin ilk elektron demet enerjisinin, doz dağılımlarının ölçümlerle uyumlu olacak şekilde ayarlanması gibi. Raporda ilgili testlerin,

geleneksel algoritmalarındaki gibi, çeşitli alanlarda su fantomunda derin doz ve profil uyumlandırması ve primer elektron demeti parametrelerine (ortalama enerji, yoğunluk dağılımı vb.) bağımlılığın yüksek olduğu kanıtlanan off axis faktörlerini içermesi önerilmektedir.

ÇYK transportunu doğrulayan deneyler, ortalama penumbral ve geçirgenlik (transmission) dozlarını doğrulayacak çeşitli basit alanlardan başlayıp; yuvarlatılmış (rounded) uç, tongue-groove etkisi, intra-interleaf geçirgenlik gibi detaylı etkileri modelleyecek karmaşık ÇYK dizaynı alanlara uzanan geniş ölçek içerir. YART koşulları için, özellikle ÇYK geçirgenlik ve penumbra modellemesinin kritik olduğu, "inter/intra yaprak geçirgenlik" ve "picket fence" testleri sonuçlarının MC algoritmasındaki modelleme ile karşılaştırılması gerektiği vurgulanmaktadır.

Algoritmanın klinik kullanımı YART veya YART türevi tedavi tekniklerini içeriyor ise, rapor medikal fizikçiye ÇYK modellemeye özel önem vermesini, cihazdaki ÇYK parametrelerini tam ve doğru şekilde algoritma üreticisi ile paylaşmasını, modelleme ve ölçüm sonuçları karşılaştırmasını ayrıntılı inceleyerek herhangi bir uyumsuzluk durumunu mutlaka üreticiye bildirip modellemeyi inceleterek olası modifikasyon talep etmesini tavsiye etmektedir.

#### *2.Homojen ve heterojen fantomdaki radyasyon transport algoritması:*

Bu kısım rapor kapsamında bahsedilmemekle beraber, MC algoritma geliştirici ve üreticilerin alanı olduğu belirtilmektedir.

### **1.5.3 Algoritma Hesaplama Zamanı Etkisi**

MC algoritmasının klinikteki kullanımındaki hesaplama zamanı ve uygulanabilirlik seviyesi doğrulamanın önemli bir kısmıdır. MC'nun tedavi planlama sistemlerindeki klinik uygulanabilirliğinin önemli ölçüde artırılması için, klinik kullanımdaki bilgisayarların gücünü artırarak başarılı bir planlama optimizasyonu sağlanması gerektiği vurgulanmaktadır. Bu artış klinik uygulamaları yüksek oranda arttırsa da MC planlama sistemlerinin klinik uygulanabilirliğinin hala tartışmalı bir konu olduğu görülmektedir. Pek çok MC algoritması kullanıcılarından alınan geri bildirim verileri ile bir tablo oluşturulmuş ve farklı kod ve planlar için bilgiler verilmektedir. Zaman ölçümü yapan klinik kullanıcının

altyapı ve olanaklarına bağlı olarak tablodaki verilerin değişiklik gösterebileceği debildirilmektedir.

MC algoritmasında, aynı alan boyutları ve istatistik belirsizlik seviyesi için, tek demetli bir plan ile çoklu demetli planın hesaplama zamanının yaklaşık aynı olduğu belirtilmektedir. Çünkü istatistik belirsizlik birim hacimden geçen parçacık sayısına bağlıdır ve tekli ya da çoklu demet için bu sayı sabit tutulabilir. Konvansiyonel algoritmalarda, demet sayısı arttıkça hesaplama zamanının da arttığı düşünülürse, MC algoritması için avantaj ortaya çıkmaktadır.

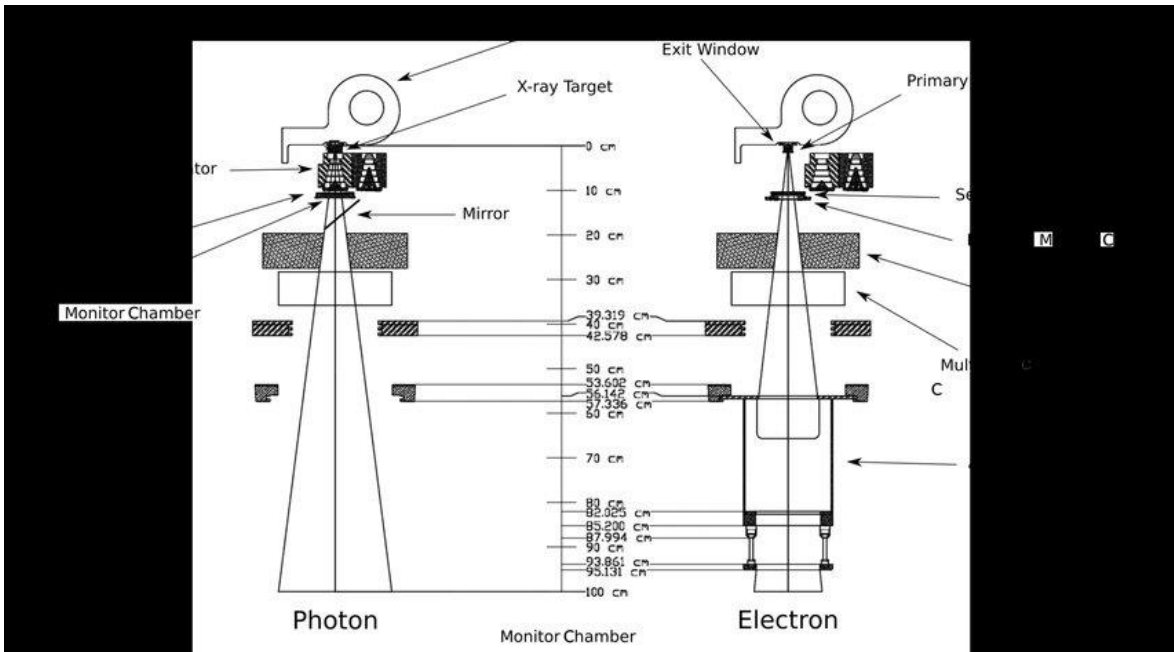
## 2. MATERYAL

Bu çalışmada Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan Siemens marka Oncor Impression Plus model lineer hızlandırıcı tedavi cihazı, PTW marka MP3-M model su fantomu, PTW marka Semiflex (0.125 cc) iyon odası, PTW marka Pinpoint (0.015 cc) iyon odası, PTW microDiamond dedektör, PTW marka Diode SRS zırhlanmamış diyot dedektör, Sun Nuclear marka Edge zırhlanmamış diyot dedektör, PTW marka UniDose Weblin model elektrometre, PTW marka 40x40 cm<sup>2</sup> slab fantom kullanılmıştır.

### 2.1 Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı

Siemens Oncor Impression Plus lineer hızlandırıcı (Şekil 2.1) iki değişik enerjide foton (6 ve 18 MV); altı değişik enerji seviyesinde elektron (6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV) radyasyon demetleri üretebilmektedir. 41 çift ÇYK'lerin 39'u 1 cm, 2'si 0.5 cm kalınlığındadır.

Bu çalışmada lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. X yönündeki çok yapraklı lifler ve Y yönündeki çenelerle 1x1 ile 5x5 cm<sup>2</sup> alanlar arasındaki küçük alanların dozimetrik parametreleri ölçülmüştür.



Şekil 2.1: Gerçek fiziksel ölçülerle Siemens lineer hızlandırıcının kafa ve ÇYK yapısı [10]



## 2.2 Su Fantomu

Radyoterapide foton ve elektron demetlerinin dozimetrik verilerini ölçmek için kullanılan üç boyutlu, otomatik bir sistemdir. PTW MP3-M su fantomu sistemi, 20 mm kalınlığında duvarlara sahip, orta boyutta, uzaktan kontrol edilebilen, üç boyutlu akrilik MP3-M su tankı, iki yönlü su transferini kolay yapabilecek şekilde su tankına bağlantısı olan su rezervuarı, tandem (çift kanallı elektrometre) ve özel bir yazılımın yüklü olduğu bilgisayardan (Mephysto mc<sup>2</sup>) oluşmaktadır. Su tankının tarama aralığı 50x50x40.8 cm'dir. Sistem, dönebilen bir konumlandırma cihazı ve kalibrasyon gerektirmeyen, yüksek hızlı üç adım motorları tarafından hareket ettirilen, paslanmaz çelikten üç boyutlu hareket mekanizmasına sahiptir. Hareketli mekanik aksama yerleştirilen iyon odası üç eksenle el kumandasıyla ayarlanarak kontrol edilebilir (Şekil 2.2). El kumandasını su tankına ya da elektrometreye takmak mümkündür. Tandem ile kullanıcılar değişik ölçüm zamanı seçebilmektedir. Truffix pozisyon doğrulama sistemi sayesinde iyon odaları ve diyot dedektörlerin efektif ölçüm noktalarını ayarlamak daha hızlı ve kolay olabilmektedir. Derin doz, profil ve doz verimi ölçümleri alabilmektedir. Mephysto mc<sup>2</sup> yazılımı, ölçümde alınan verilerin farklı protokollere göre analiz edilebilmesi için ayrıntılı seçenekler sunmaktadır.



Şekil 2.2:PTW MP3M Su Fantomu

### 2.2.1 Semiflex İyon Odası

PTW firması tarafından 0.125 cc hacimle üretilmiş bir iyon odasıdır. Su geçirmez özelliği ile suda ölçüm için kullanıma uygundur (Şekil 2.3). Geniş bir enerji aralığında foton (30

kV – 50 MV) ve elektron (6 MeV – 50 MeV) tipi radyasyon için lineer bir enerji yanıtına sahiptir.



Şekil 2.3:PTW 31010 Semiflex iyon odası

### 2.2.2 Pinpoint İyon Odası

PTW firması tarafından 0.015 cc hacimle üretilmiş bir iyon odasıdır ve su geçirmez özelliği ile suda ölçüm için kullanıma uygundur. Yüksek uzaysal çözünürlüğü nedeniyle bunu gerektiren durumlar için kullanıma çok uygundur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: PTW 31014 Pinpoint iyon odası

### 2.2.3 Edge Diyot Dedektör

0.019 mm<sup>3</sup> hacme sahip olan, Sun Nuclear firması tarafından üretilen dedektör su geçirmez özelliği ile suda ölçüm için kullanıma uygundur. Küçük hacmi sayesinde küçük alan dozimetrik ölçümlerinde kullanışlıdır (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5:** Sun Nuclear Edge Diyot Dedektör

#### **2.2.4 Diyot SRS Dedektör**

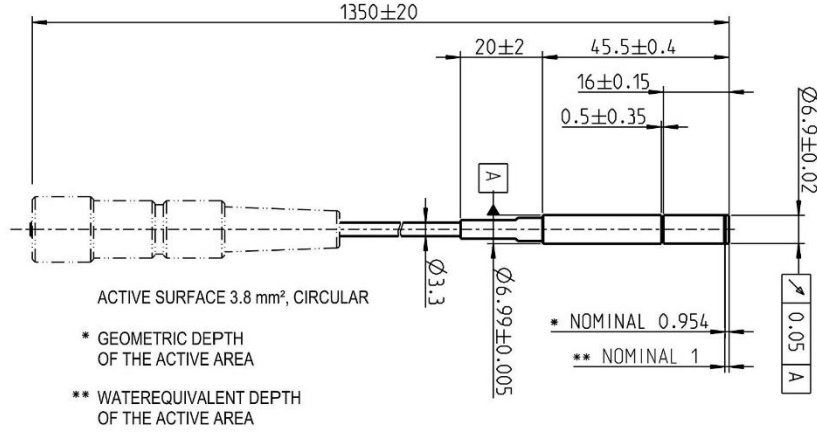
0.3 mm<sup>3</sup> hassasiyette bir hacme sahip olan, PTW firması tarafından üretilen dedektör su geçirmez özelliği ile suda ölçüm için kullanıma uygundur. Yüksek uzaysal çözünürlüğü, yüksek yanıt ve düşük sinyal oranı nedeniyle küçük alanların ölçümlerinde kullanışlıdır. Zırhlanmamış p-tipi silikon diyottan üretilmiştir (Şekil 2.6).



**Şekil 2.6:** PTW 60018 Diyot SRS dedektör

#### **2.2.5 microDiamond Dedektör**

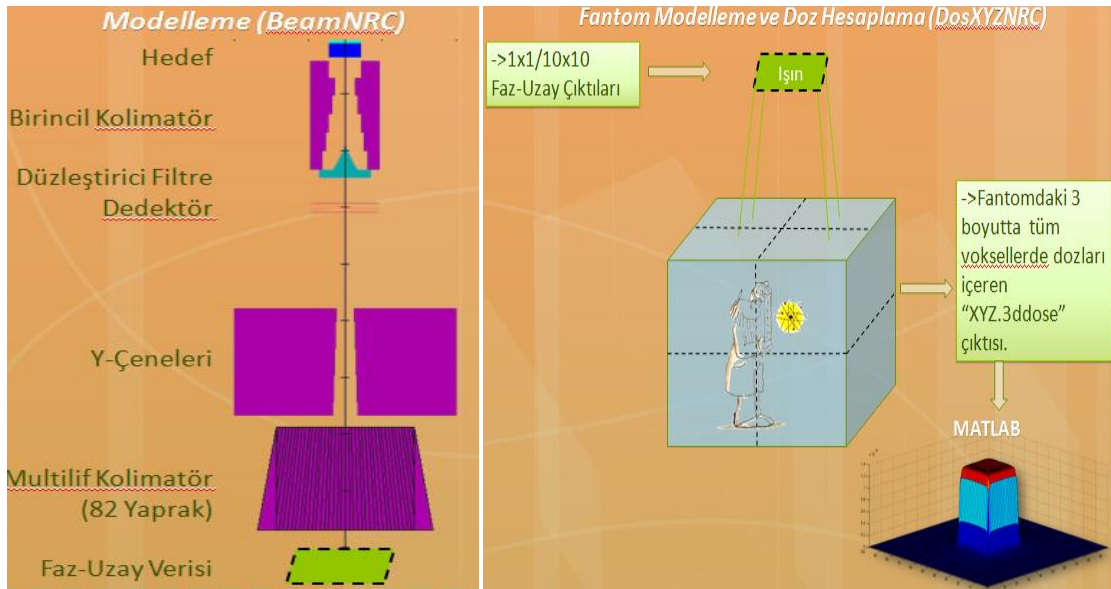
0.004 mm<sup>3</sup> hassas hacme sahip olan, PTW firması tarafından üretilen dedektör su geçirmez özelliği ile suda ölçüm için kullanıma uygundur (Şekil 2.7). Diamond dedektör kadar stabil, diyot dedektör kadar hassas özelliktedir. Çok iyi uzaysal çözünürlüğü sayesinde çok küçük alanlarda doğru profil taramaları ve penumbra ölçümleri yapabilmektedir.



Şekil 2.7: PTW microDiamond dedektör

### 2.3 Monte Carlo Simülasyonu

Bu çalışmada; lineer hızlandırıcı kafa ve foton demet oluşumunu modellemek için EGS kod sisteminin bir parçası olan BeamNRC kodu, fantom ortamını ve foton demetinin dozimetrik davranışını modellemek için de EGS kod sisteminin üyesi olan DosXYZ kodu kullanılmıştır (Şekil 2.8).



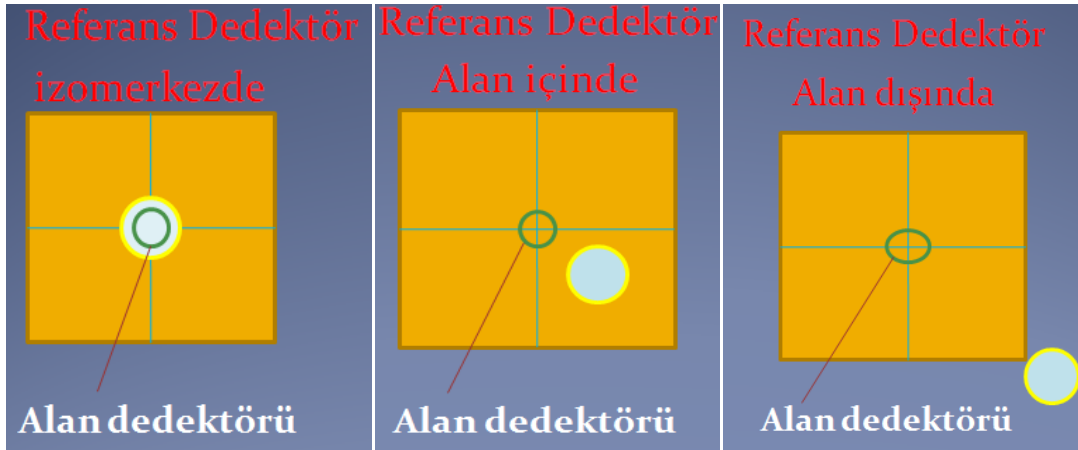
Şekil 2.8:a) BeamNRC kodu ile lineer hızlandırıcı simülasyonu, b) DosXYZ kodu ile fantom ve foton demeti dozimetrik simülasyonu

### 3. YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan Siemens marka Oncor Impression Plus model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV foton demetinin küçük alan boyutlarındaki dozimetrik verileri (profil, %DD, RDF) farklı dedektörler ile ölçülmüştür. Bu verilerin Monte Carlo kodları kullanılarak oluşturulan simülasyon verileriyle karşılaştırılması hedeflenmiştir. Bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulanmıştır.

#### 3.1 Referans Dedektör Tayini

Profil ve %DD taramalarında primer demet sinyalini toplamak için kullanılan dedektörün yanı sıra lineer hızlandırıcıdan gelen sinyali de kontrol etmek için referans dedektör kullanılır. Siemens Oncor Impression Plus lineer hızlandırıcıda 1x1 cm<sup>2</sup> ve 5x5 cm<sup>2</sup> alanlarda alan dedektörü PTW Semiflex olmak üzere referans dedektör olarak sırasıyla PTW Semiflex, PTW Pinpoint, Sun Nuclear Edge, PTW Diyot SRS ve PTW microDiamond kullanılarak profil ve %DD ölçümleri alınmıştır. Bu ölçümler referans dedektörün dört değişik durumu için alınmıştır. İlk durum; referans dedektörün alan ortasında pozisyonlandığı (Şekil 3.1.a), ikinci durum referans dedektörün alan içinde kenarda pozisyonlandığı (Şekil 3.1.b), üçüncü durum; referans dedektörün alan dışında (dış kenarda) olduğu (Şekil 3.1.c), dördüncü durum; referans dedektörün kullanılmadığı durumdur. % DD taramaları Semiflex iyon odası SSD=100 cm'de ışın alanı merkezine yerleştirilerek merkezi eksen boyunca yapıldı. İki alan boyutu için de Semiflex iyon odası sırasıyla  $d_{maks}$  (1.5 cm), 5 ve 10 cm derinliklere yerleştirilerek Y-yönü ( Y jaw, inplane, GT) profilleri alındı. Her bir dedektör 3 değişik konumda referans dedektör olarak kullanılırken tüm ölçümler tekrarlandı. Merkezi eksendeki maksimum doza normalize edilen profillerden penumbra değerleri (%20 ve %80 izodoz genişlikleri) ölçülmüştür.



**Şekil 3.1:** Referans dedektörün yeri **a)** İzomerkezde (1. Durum), **b)** Alan içinde (2. Durum), **c)** Alan dışında (3. Durum)

### 3.2 Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Siemens Oncor Impression Plus lineer hızlandırıcı cihazıyla 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, 1x1 cm<sup>2</sup> alan açıklıklarında 6 MV foton ışını için su fantomunda yüzde derin doz (%DD) ölçümleri alındı. Bu ölçümler SSD= 100 cm'de Semiflex, Pinpoint, Edge, Diyot SRS, microDiamond iyon odaları ve diyot dedektörler, ışın alanı merkezine yerleştirilerek merkezi eksende gerçekleştirildi. Ölçümlerde kullanılan iyon odaları ışın eksenine dik, diyot dedektörler ise paralel konumda yerleştirildi. Ölçümlerden önce cihazın mekanik testleri ve doz ölçümleri yapılarak doğru değerlerde olmaları sağlandı. Elde edilen %DD eğrilerinden her alana için doz maksimum derinlikleri, 5 cm ve 10 cm derinlikteki doz değerleri belirlendi.

### 3.3 Profil Ölçümleri

Su fantomu kullanılarak ilgili alan boyutları için  $d_{maks}$  (1.5 cm), 5 ve 10 cm derinliklerde X (ÇYK yönü) ve Y-yönü (Y çene yönü) profilleri alındı. Bu ölçümler SSD= 100 cm'de Semiflex, Pinpoint, Edge, Diyot SRS, microDiamond iyon odaları ve diyot dedektörler olmak üzere beş farklı ölçüm düzeneği kullanılarak tekrar yapıldı. %DD ölçümlerinde olduğu gibi, iyon odaları ışın eksenine dik, diyot dedektörler ise paralel konumda yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirildi. Merkezi eksendeki maksimum doza normalize edilen veriler beş farklı dedektör için oluşturuldu. Daha sonra bu profillerden penumbra genişlikleri hesaplandı.

### 3.4 Rölatif Doz Faktörü Ölçümleri

Rölatif doz faktörü (RDF) ölçümleri için, lineer hızlandırıcı cihazıyla 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, 1x1 cm<sup>2</sup> alan açıklıklarında 6 MV foton ışını için su fantomunda,merkezi eksende SSD=100 cm'de ve 10 cm derinlikte 100 MU verilerek ölçümler yapıldı. Ölçümlerden önce cihazın mekanik testleri ve doz ölçümleri yapılarak doğru değerlerde olmaları sağlandı. PTW Semiflex, PTW Pinpoint ile ölçümler dedektörlerin fiziksel orta noktalarında ve Sun Nuclear Edge dedektör için üst yüzeyinden 0.3 mm aşağıda alındı. Her bir ölçüm grubu için üç okuma alınarak bu değerlerin ortalaması kaydedildi. 10x10 cm<sup>2</sup>'lik alan referans alan olmak üzere,her bir alanın ortalama okuma değeri referans alanın ortalama okuma değerine normalize edilerek RDF değerleri hesaplandı. MC ile bulunan değerlerle birlikte alan genişliğine bağlı grafik çizildi.

### 3.5 Monte Carlo Simülasyonu

Monte Carlo (MC) kod sisteminin kullanımı ve verifikasyon süreci 2 temel bölümden oluşmaktadır:

İlk bölümde EGSnrc MC kod sistemi altındaki BeamNRC kodunu kullanarak, Linak kafa ve ışın demeti üretiminin modellenmesi yapıldı. Bu aşamada, cihaz firması tarafından sağlanan, kafa içerisindeki tüm bileşenlerin ve parçaların geometrik boyut, pozisyon ve materyal bilgileri sisteme girilerek fiziksel olarak cihaz geometrisi oluşturuldu. Program içerisinde Linak bileşenlerinin oluşturulması için hazır seçenekler bulunmaktadır. Linak çalışma sistemi içerisindeki ilk (genelde birincil elektron demetinin çarptığı foton üreten hedef olmaktadır) bileşenden başlayarak, demet üretiminde etkisi olabilecek tüm bileşenler yukarıdan aşağıya olacak şekilde sırayla eklenir ve bu yapı isimlendirilerek kaydedilir. Örneğin, birincil kolimatör için direkt hazır olan “kolimatör” seçeneği veya hedef gibi plakalı yapılar için ilgili hazır bileşen seçilebilmektedir. Sonrasında seçilen tüm bileşenlerin içerisinde girilmesi gereken veriler ve genel hesaplama verilerinin girilmesi/seçilmesi gerekmektedir. Bu veriler geometrik bilgiler ve hesaplamada kullanılacak tüm girdileri (kolimatör açıklığı, katmanlı bileşenlerin katman kalınlıkları, ilgili bileşendeki enerji sınırları, ilk demetin parametreleri vb.) içermektedir ve ayrı bir girdi dosyası olarak kaydedilir. Birincil elektron demeti (initial beam) sıfır noktası olarak kabul edilir ve diğer bileşenlerin pozisyonu da buna göre belirlenir. Sonrasında kod sistemi içerisinde bulunan ve materyal fiziksel özellikleri ve enerji değerlerini içeren (atom

numarası, durdurma gücü, yoğunluğu vb.) 2 farklı dosyadan biri seçilir. Bu dosyalara PEGS4 tipi dosya denmektedir uluslararası raporlara göre 2 tip olarak düzenlenmiştir.

Bu işlemler sonrası programın çalıştırması 2 aşamalı olarak yapılmaktadır. Program ana menüsündeki "Execute" kısmı altındaki "Compile" komutu ile yukarıda bahsedilen geometrik simülasyon kontrol edilir. Sorun yok ise aynı kısım altındaki "Run" komutu ile program çalışmaya başlar. Programın yapısı gereği, ilk oluşturulan geometrik simülasyonda herhangi bir problem var ise program hesaplamaya başlamamaktadır.

Programın çalışması sonucunda, kullanıcı tarafından yeri (konumu) belirlenen bir faz uzay dosyası (PHSP dosyası) oluşur. Bu dosya içerisinde, ilgili konumdaki radyasyon demetinden bir kesit alınmış gibi düşünülerek, o kesitin içerisindeki tüm parçacıkların verileri (parçacık tipi, enerjisi, yönü, pozisyonu, istatistiksel ağırlığı vb.) bulunmaktadır.

İkinci bölümde; EGSnrc MC kod sistemi altındaki DosxyzNRC kodu kullanılarak su fantomu ortamı oluşturulmuştur. BeamNRC kodu yapısından farklı olarak, su fantomunun geometrik simülasyonu (3 boyutlu Kartezyen koordinatlarda, 40x40x40cm<sup>2</sup>) ve gerekli veriler aynı dosyada yapılmaktadır. Buradaki en önemli parametre oluşturulan fantomdaki birim hacim (voksel) ayarlanmasıdır. Voksel boyutları simüle edilen alan boyutuna göre büyük veya küçük seçilebilir. Bu çalışmada, xxx alanlar için axbxc mm, zzz alanlar için de axbxc mm olarak seçilmiştir. Voksel boyutunun büyük olması çözünürlük (doğruluk) azalmasına neden olmakla beraber standart sapmayı düşürmektedir. Tam tersi küçük voksel boyutlarında da standart sapma artmakla beraber çözünürlük artmaktadır. DosXYZ kod sisteminde kaynak olarak (birincil demet olarak), önceki BeamNRC kodundan elde edilen phsp dosyası kullanılmıştır. pshp dosyasını kullanırken, dosyadaki parçacık sayısına göre ilk parçacık sayısının (veya örneklem sayısının) göz önüne alınması gerekmektedir. Kullanılacak parçacık sayısının ilgili alan boyutu büyüklüğüne göre artırılması gerekmektedir. Genellikle, cm<sup>2</sup> başına 1 milyon parçacık modellenmesi yeterli sonuçlar vermektedir. Fazla sayıda parçacık modellenmesi simülasyon zamanını arttırmakla beraber standart sapmayı düşürür ve bu nedenle istenen standart sapma limitine ulaşılacak seviyeden daha az parçacık modellenmesi tavsiye edilmemektedir. Diğer bir önemli parametre de, BeamNRC ile yapılan modellemedeki geometrinin DosXYZ kod sisteminde de geçerli olması durumudur. Bu nedenle, BeamNRC kodundan üretilen PHSP dosyasının pozisyonu DosXYZ konusunda da aynı olmalıdır. BeamNRC kodundaki çalıştırma sistemi



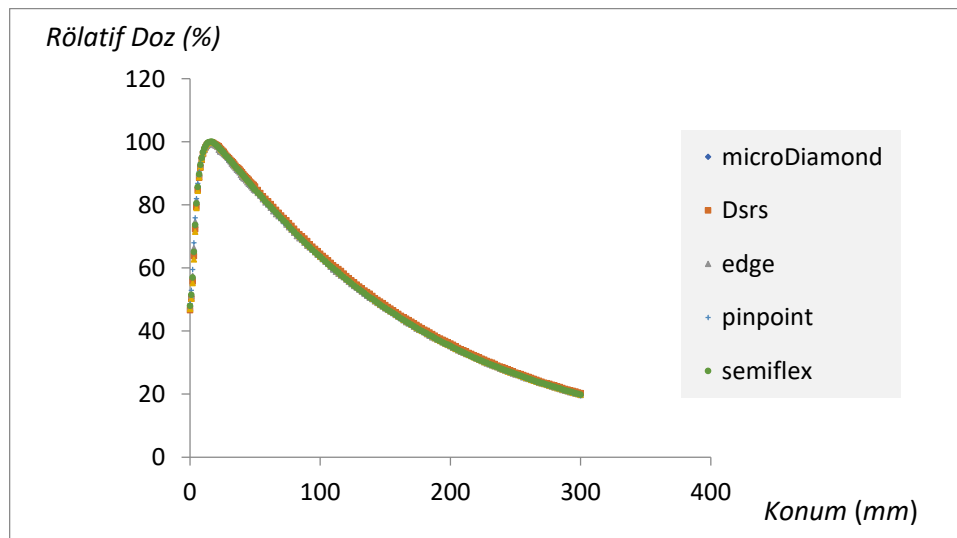
("Compile" ve "Run" komutları) bu kod sisteminde de aynı şekildedir. Başarılı şekilde çalıştırıldıktan sonra, çıktı dosyalarından biri olan "3ddose" uzantılı dosyada her voksel için doz ve standart sapma değeri bulunmaktadır. "egslst" uzantılı dosyada ise en yüksek doz içeren 20 voksel gibi bazı bilgiler incelenebilir. Program sonucunda verilen standart sapma değerinin kabul edilebilirliği kullanıcıya bağlı olmakla beraber, genellikle %1 ve altı kabul edilmektedir. Hesaplamalar sonunda, yukarıda bahsedilen "3ddose" uzantılı dosyadaki voksel bilgilerinden demet parametreleri (pdd, profil vb.) hesaplandı. Bu hesaplama için matematiksel veri analiz programları (MATLAB vb.) kullanılmıştır.

## 4. BULGULAR

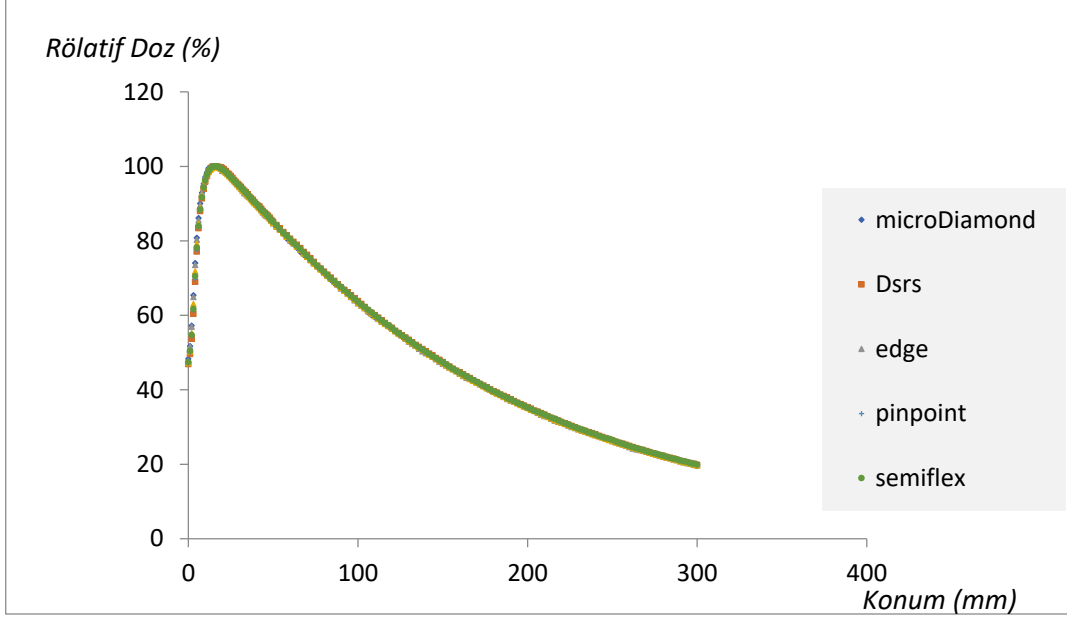
Bu çalışma lineer hızlandırıcı 6 MV foton enerjisinde küçük alan boyutları için yüzde derin doz ve profil eğrilerinin su fantomunda taranması, rölatif doz faktörlerinin su fantomunda ölçülmesi, tüm bu parametrelerin Monte Carlo simülasyonu ile oluşturulan verilerle karşılaştırılması basamaklarından oluşmaktadır. Referans alan olarak 10x10 cm<sup>2</sup>, küçük alan olarak kabul edilen 5x5 cm<sup>2</sup> ve daha küçük alanlar (4x4, 3x3, 2x2, 1x1 cm<sup>2</sup>) için ölçümler ve simülasyonlar yapılmıştır. Ölçümler sırasıyla PTW Semiflex, PTW Pinpoint, Sun Nuclear Edge, PTW Diyot SRS, PTW micro Diamond iyon odaları ve diyot dedektörler; Monte Carlo simülasyonu EGS NRC kod sistemi ile yapılmıştır. Ayrıca küçük alan dozimetrisinde önemli olan referans dedektör seçimi ve yeri konusunda ön değerlendirme için değişik dedektörlerle ve farklı konumlarda %DD ve profil ölçümleri alınmıştır. Ölçüm sonuçları küçük alan dozimetrisinde kullanılması uygun referans dedektörün ve yerinin belirlenmesi yönünde karşılaştırılmıştır.

### 4.1 Referans Dedektör Tayini Ölçümleri

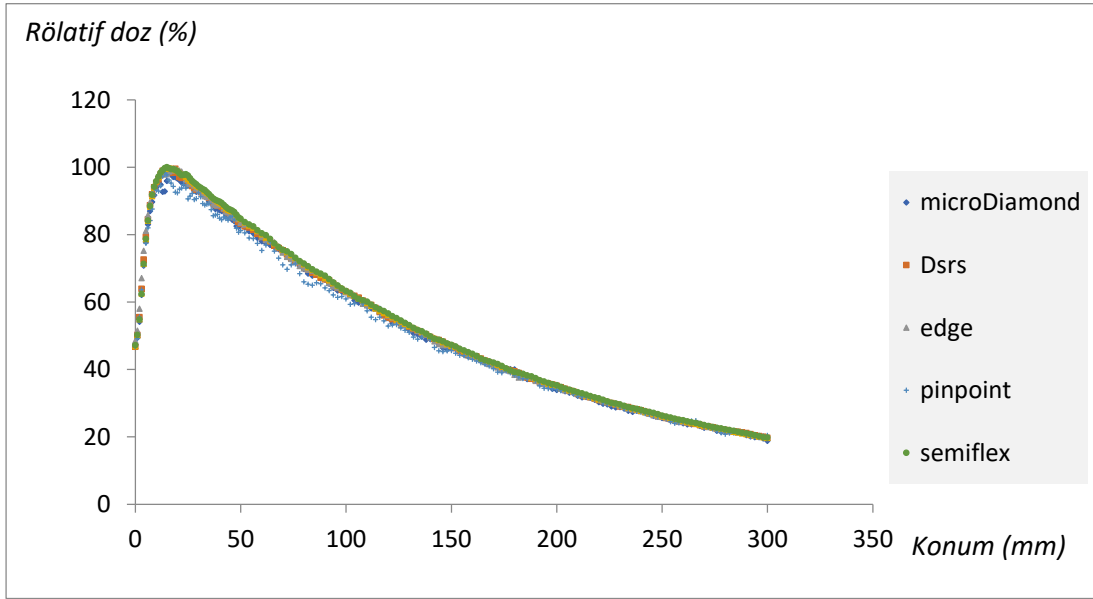
Küçük alan dozimetrisinde önemli olan referans dedektör seçimi ve yeri konusunda ön değerlendirme için 5 değişik dedektörün referans dedektör olarak ve farklı konumlarda kullanıldığı (izomerkezde, alan içinde, alan dışında) ve referans dedektör kullanılmadığı durumlar için %DD ve Y-yönünde profil ölçümleri alınmıştır. Bu ölçümler en büyük küçük alan olan 5x5 ve en küçük olan 1x1 cm<sup>2</sup> alanları için %DD ve Y-yönünde profil taramaları olarak gerçekleştirilmiştir.



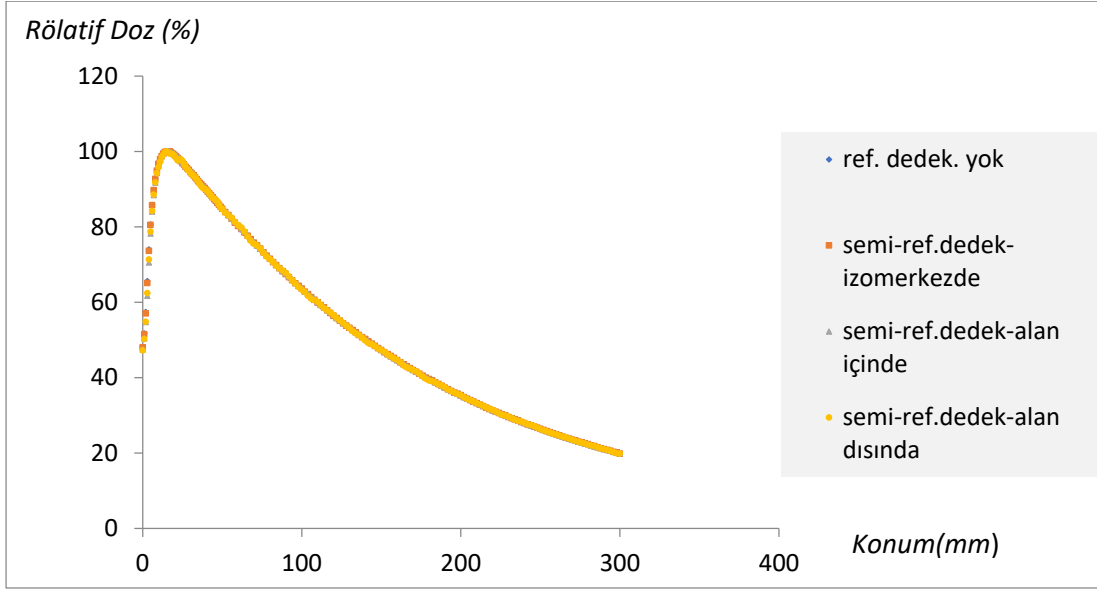
Şekil 4.1: 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



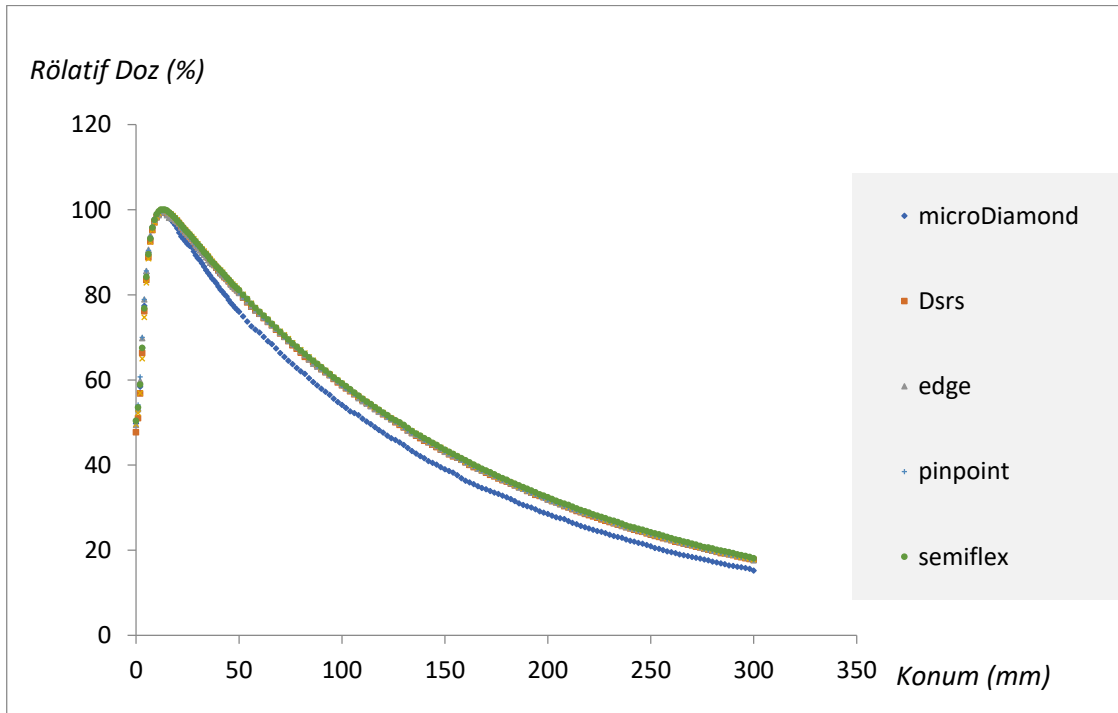
**Şekil 4.2:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



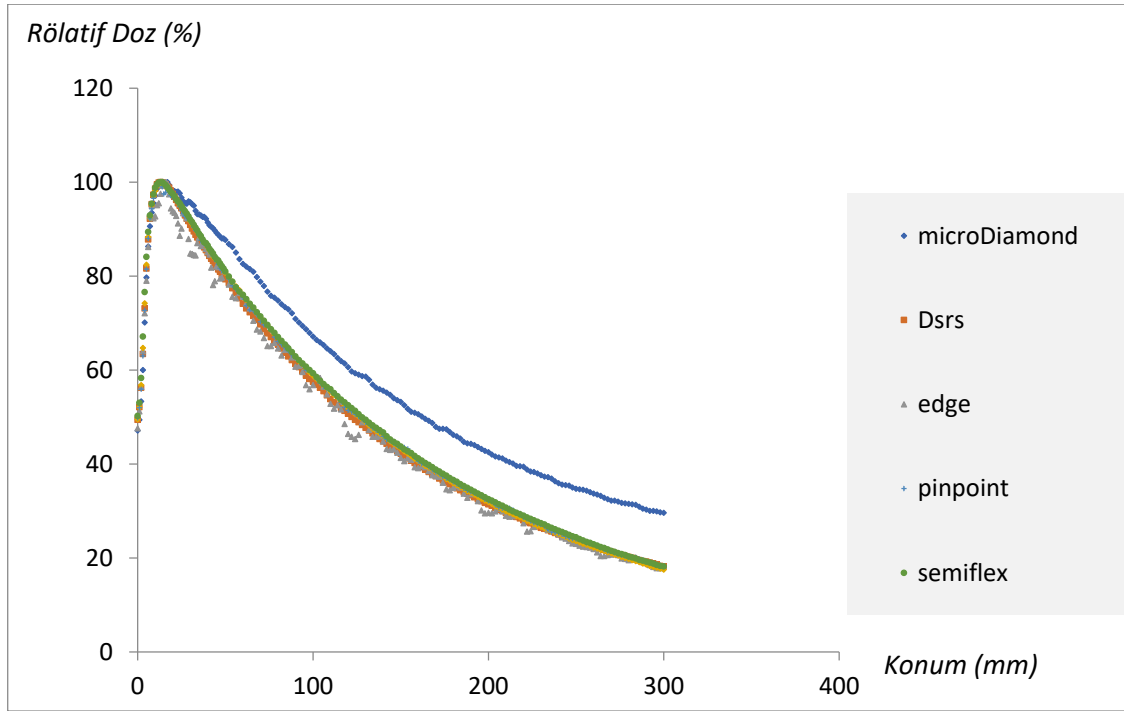
**Şekil 4.3:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



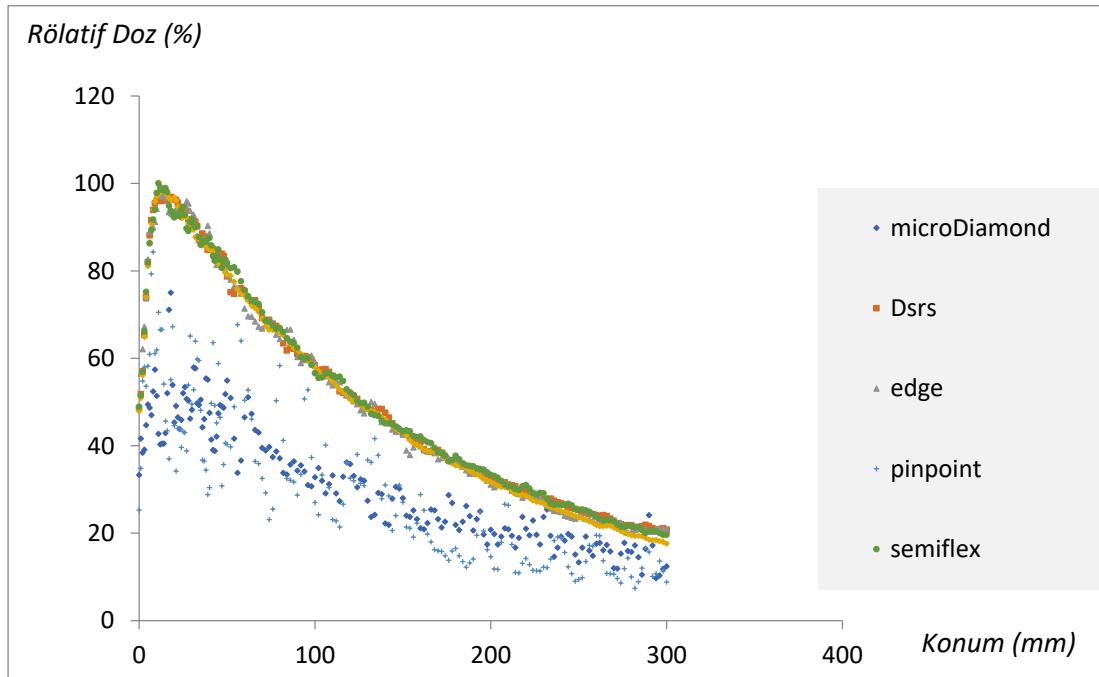
**Şekil 4.4:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



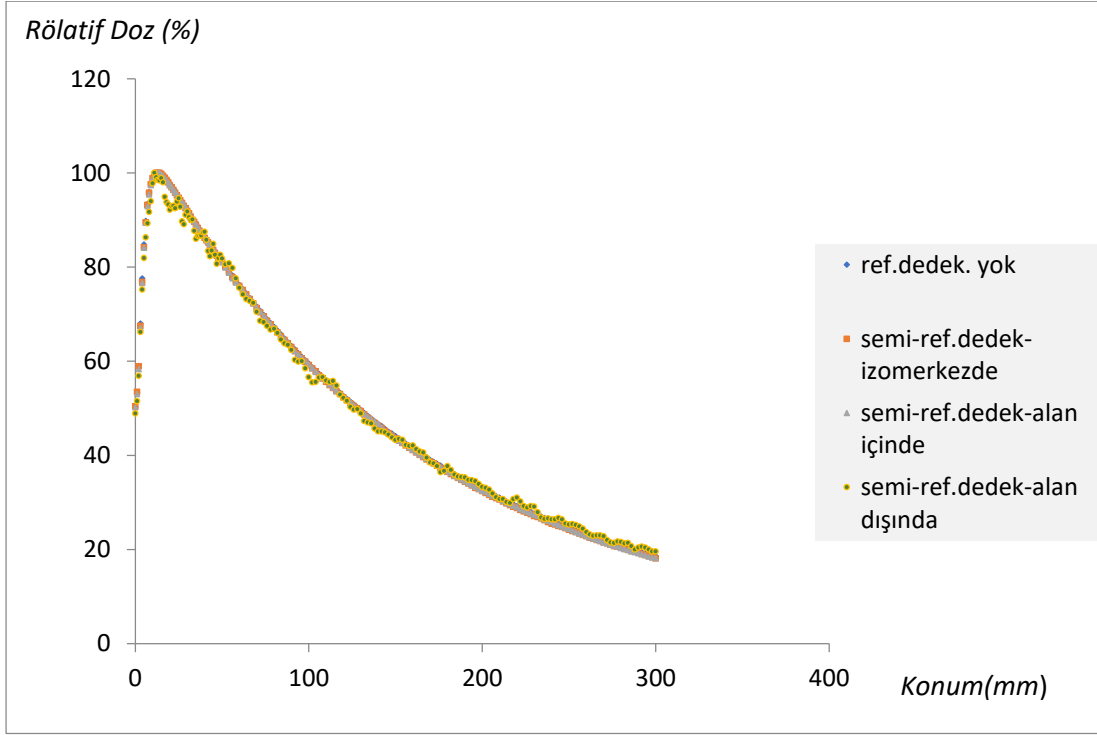
**Şekil 4.5:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



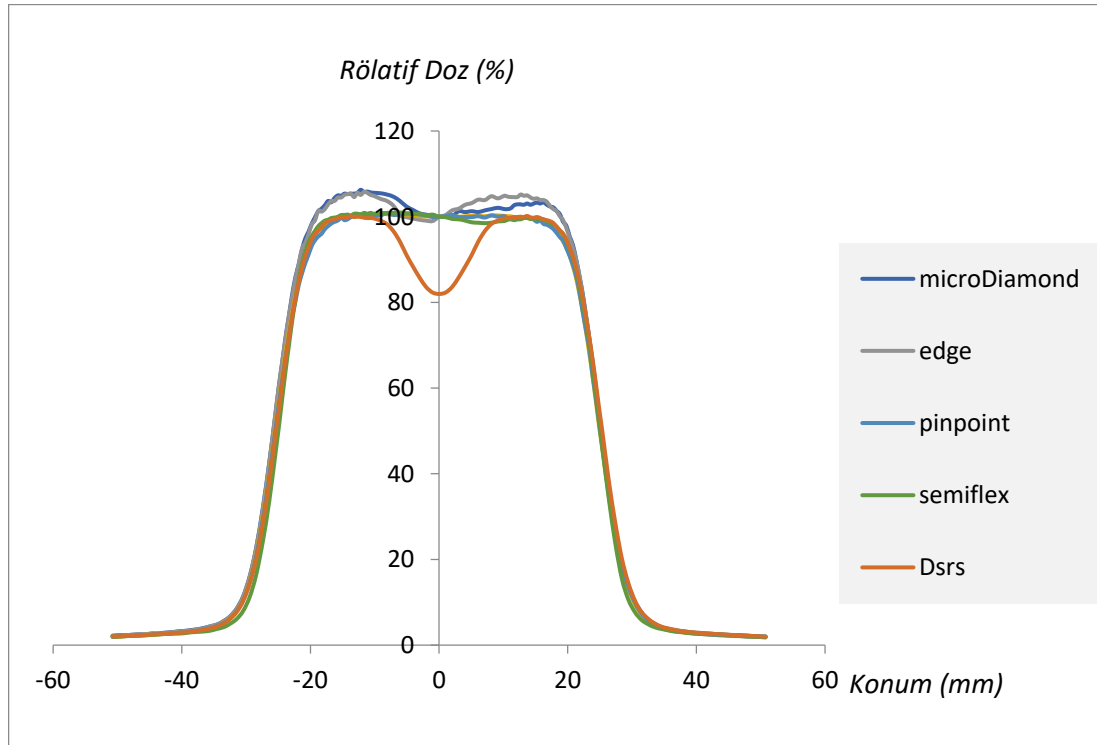
Şekil 4.6: 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



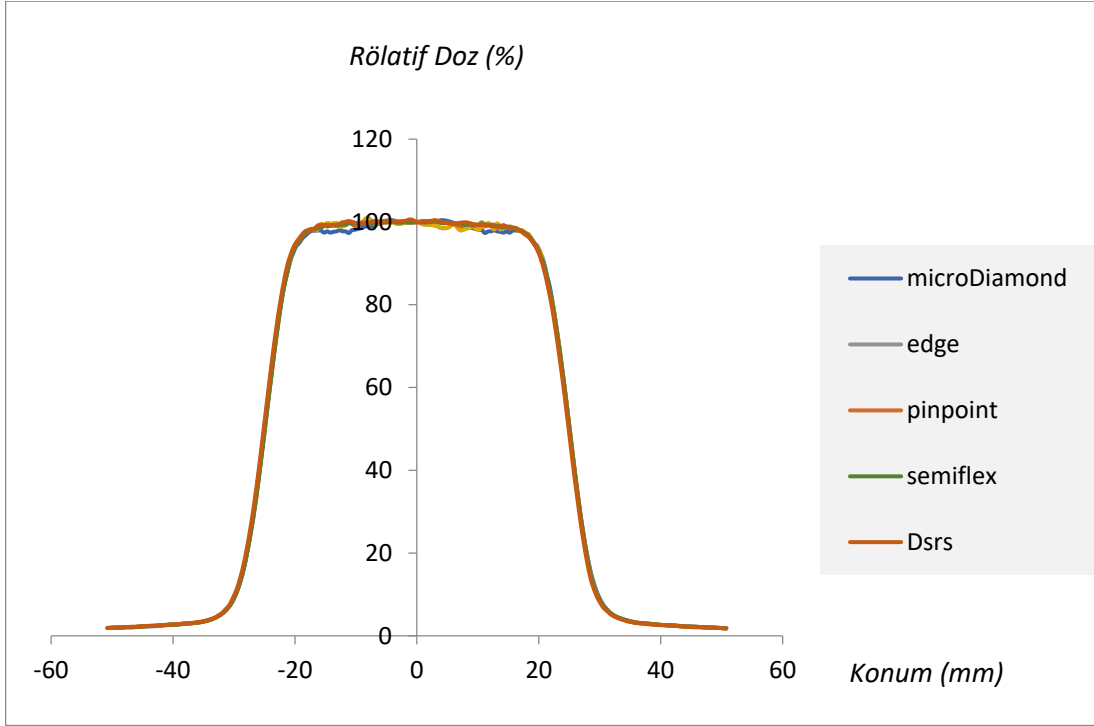
Şekil 4.7: 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



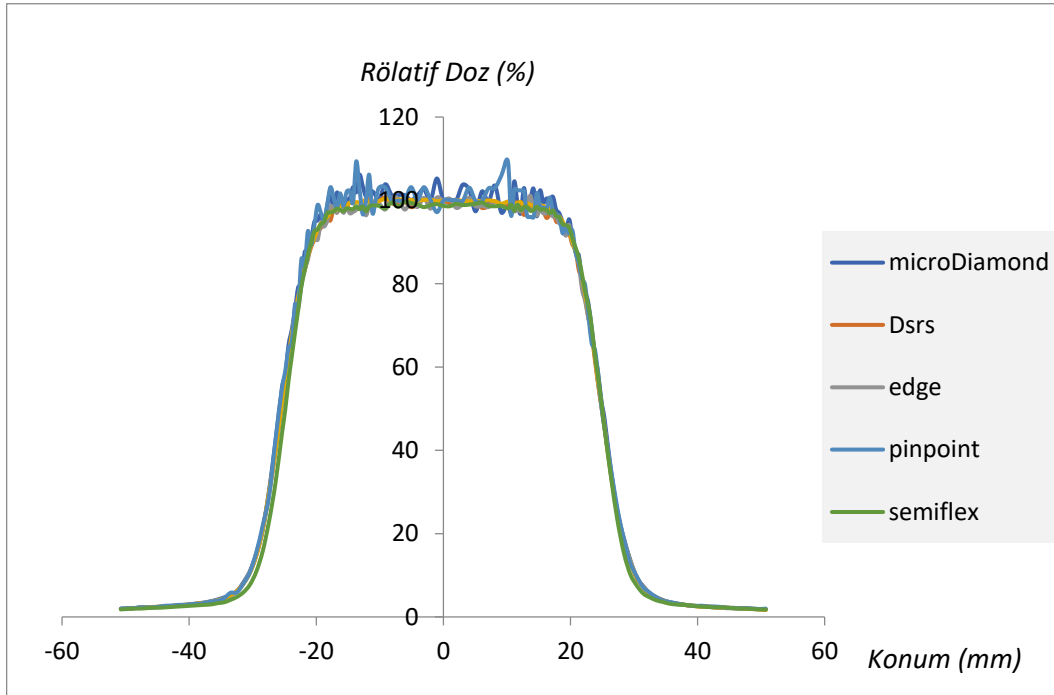
**Şekil 4.8:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki %DD eğrileri (alan dedektörü semiflex)



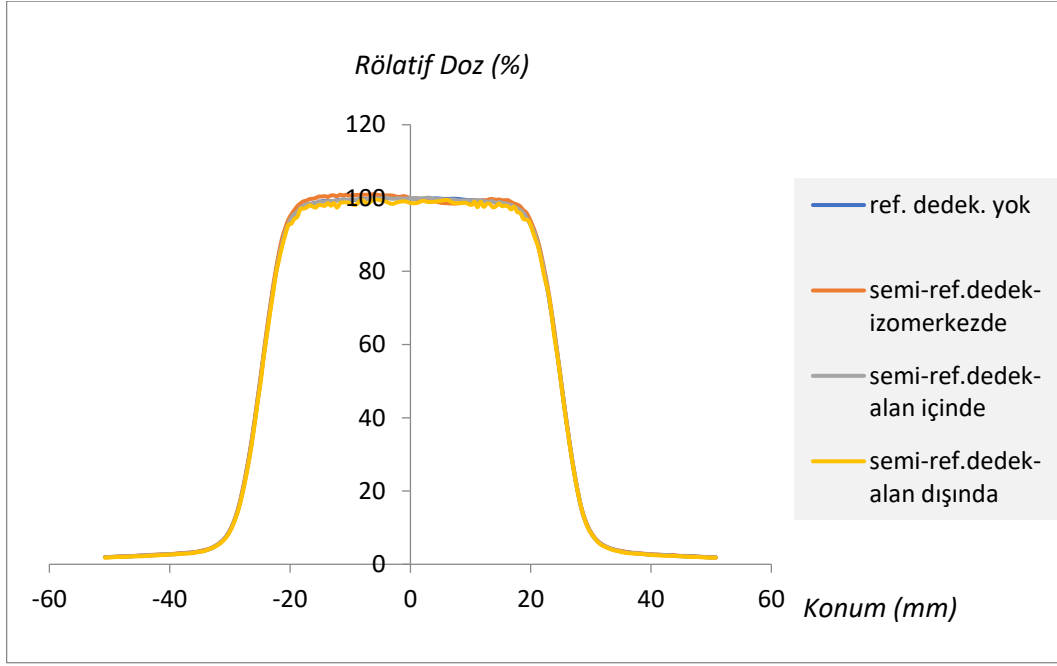
**Şekil 4.9:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)



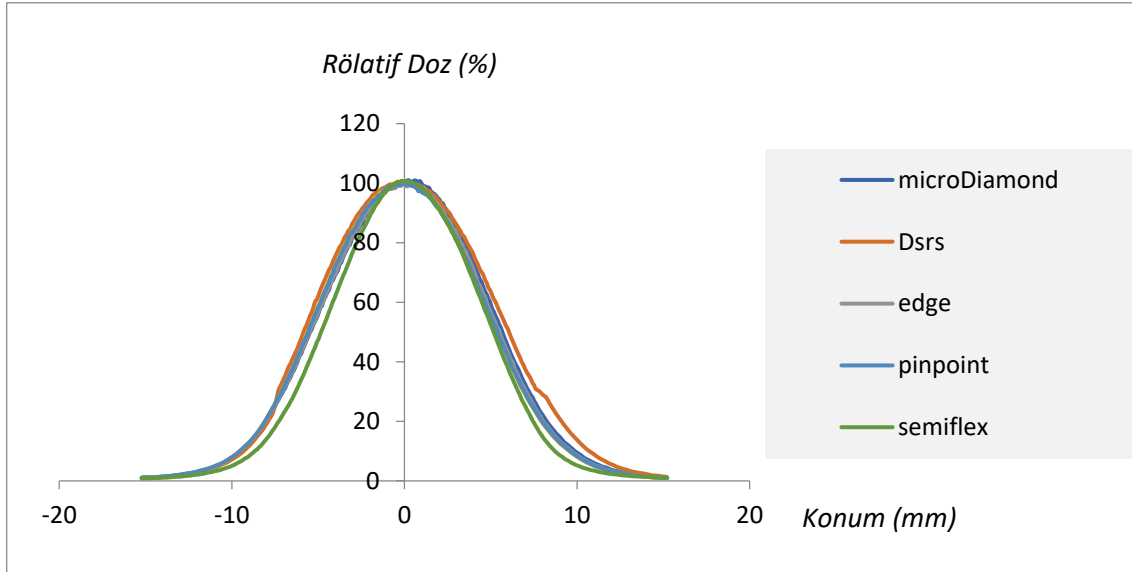
**Şekil 4.10:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)



**Şekil 4.11:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)

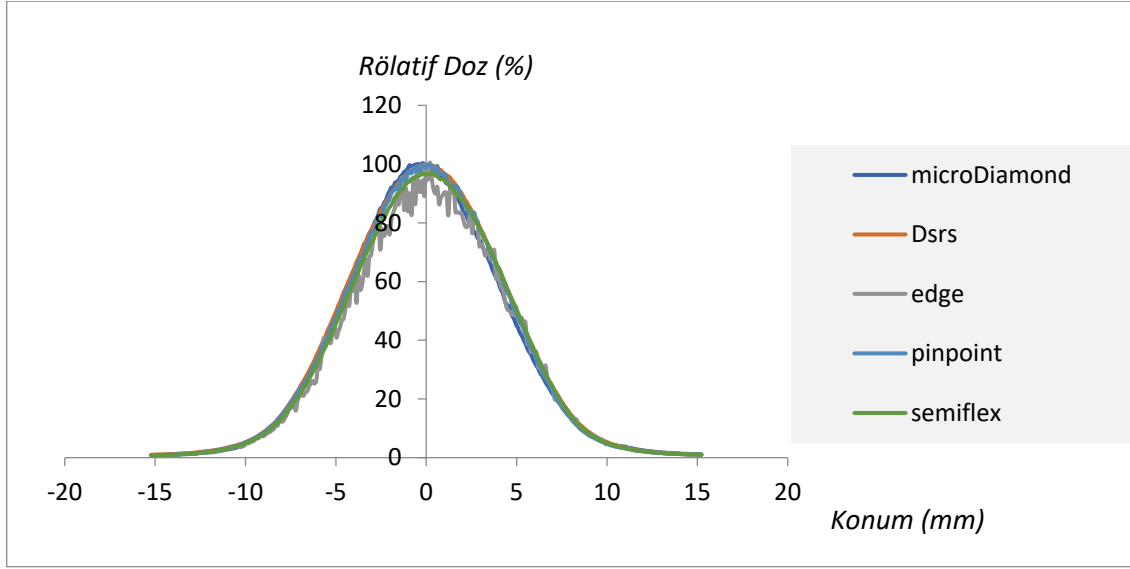


**Şekil 4.12:** 5x5 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)

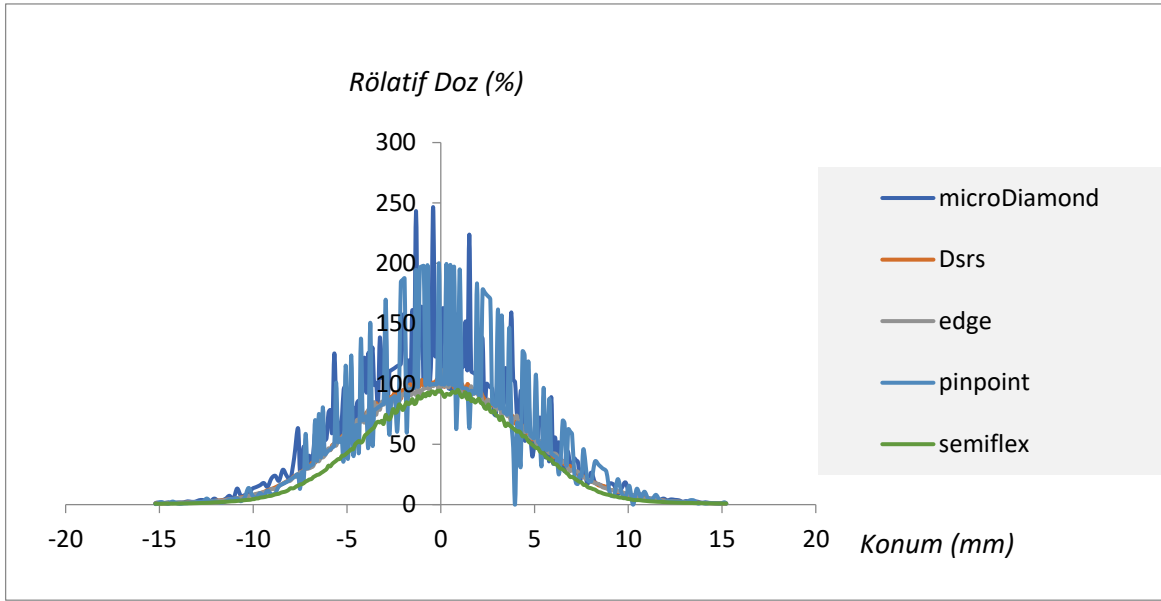


**Şekil 4.13:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün izomerkezde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)

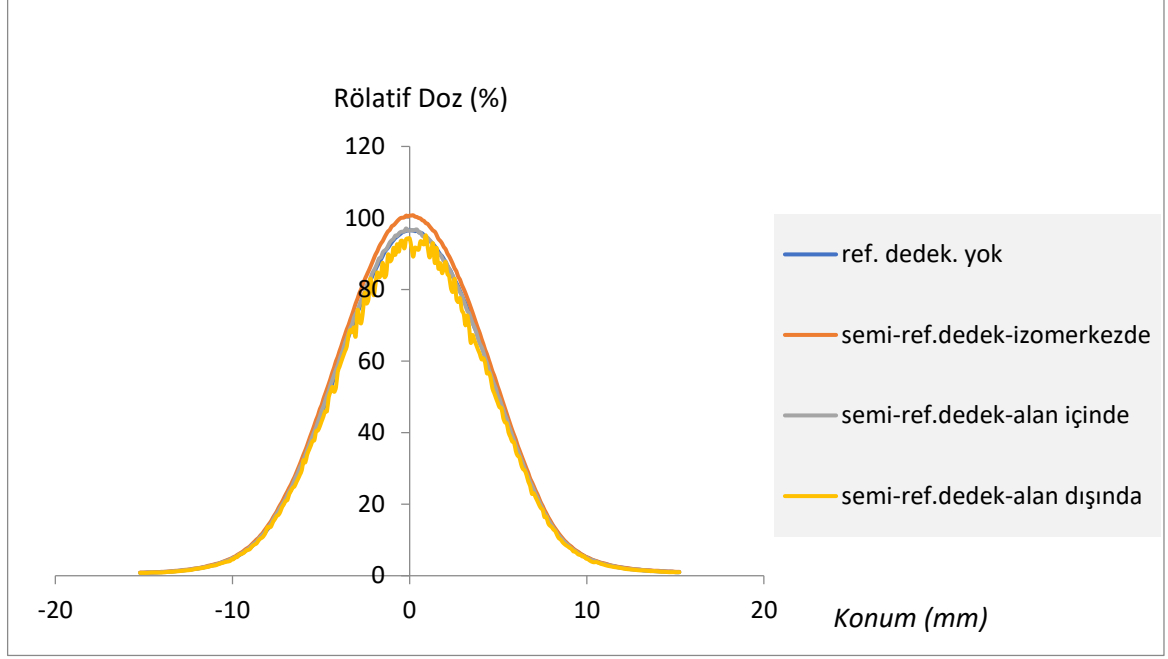




**Şekil 4.14:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan içinde olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)



**Şekil 4.15:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün alan dışında olduğu beş farklı dedektör için Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)

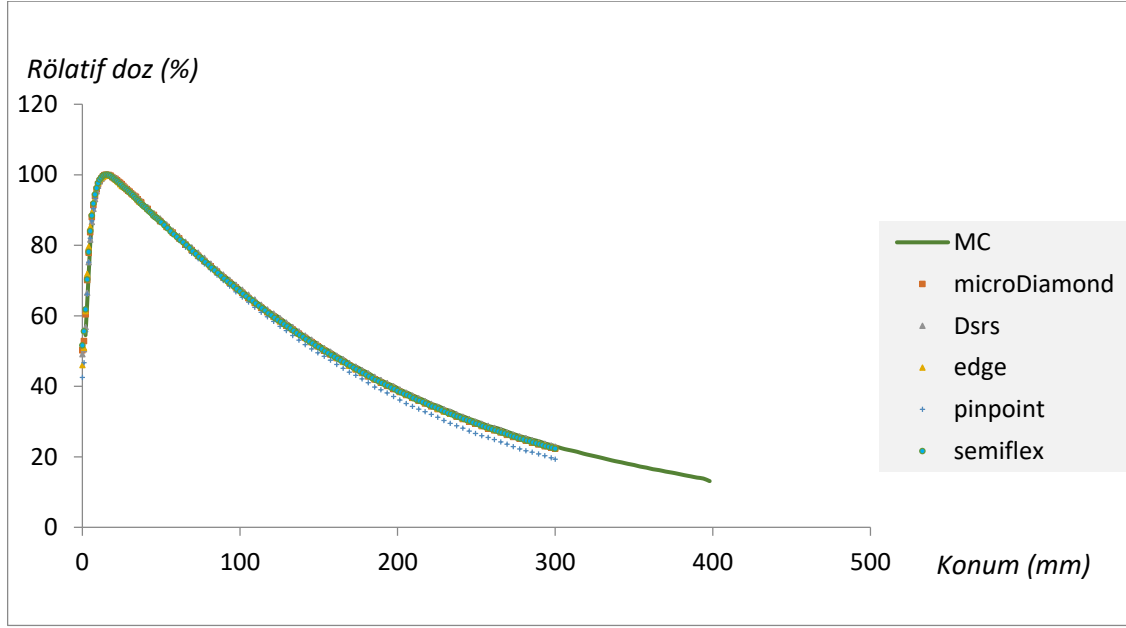


**Şekil 4.16:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda referans dedektörün olmadığı ve referans dedektör olarak semiflex'in izomerkezde, alan içinde ve alan dışında olduğu durumlardaki Y yönünde  $d_{maks}$  derinliğindeki profil eğrileri (alan dedektörü semiflex)

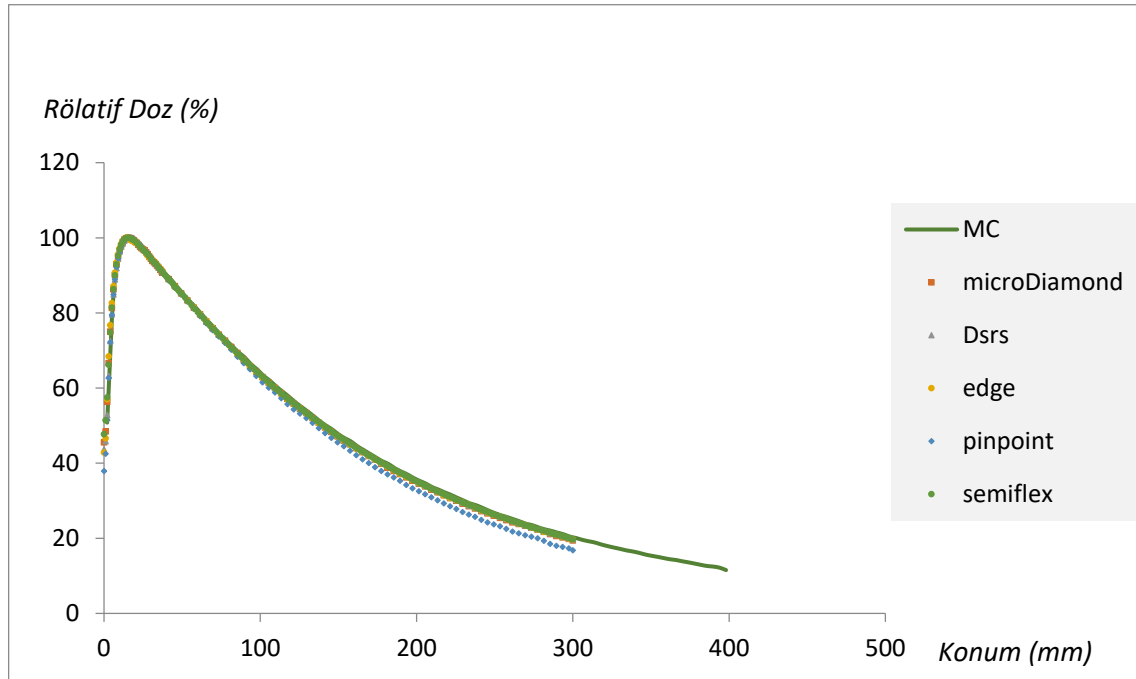
İncelenen alan boyutlarında 5x5 cm<sup>2</sup> alan boyutu için referans dedektörün yerinde %DD ve profil ölçüm sonuçlarında anlamlı bir fark görülmezken, alan boyutu küçüldükçe en küçük alan boyutu 1x1 cm<sup>2</sup> için referans dedektörün yeri ve tipinin daha büyük önem kazandığı görülmüştür. Sinyal/Gürültü oranlarının, referans dedektörün alan dışı pozisyonda kullanımında etkili olduğu görülmüştür. Ayrıca referans dedektörün malzemesinin de alan içinde kullanıldığı durumda etkisinin arttığı görülmüştür. Özellikle alan boyutu küçüldükçe alan içinde kalan referans dedektörün dozu soğurarak ölçüm değerlerini değiştirdiği görülmüştür.

## 4.2 Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri

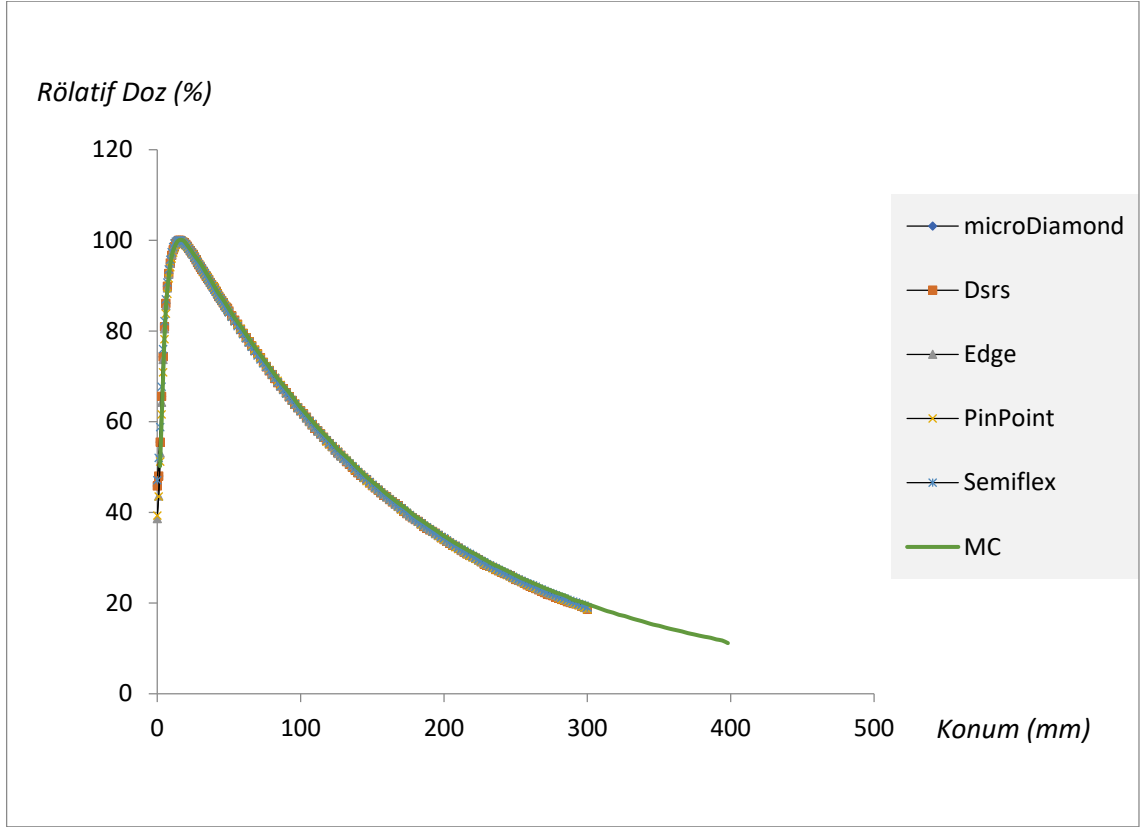
Siemens Oncor Impression Plus lineer hızlandırıcı cihazında beş farklı dedektör ile 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm<sup>2</sup> alanlar için %DD ölçümleri alındı. Her bir alan boyutu için alınan %DD eğrileri Şekil 4.17,4.18, 4.19, 4.20, 4.21, 4.22'de gösterilmektedir. SSD=100 cm'de yapılan %DD taramalarında gantrive kolimatör 0°'de konumlandırılırken, dedektörler ışın merkezi eksenine dikkatlice yerleştirildi.



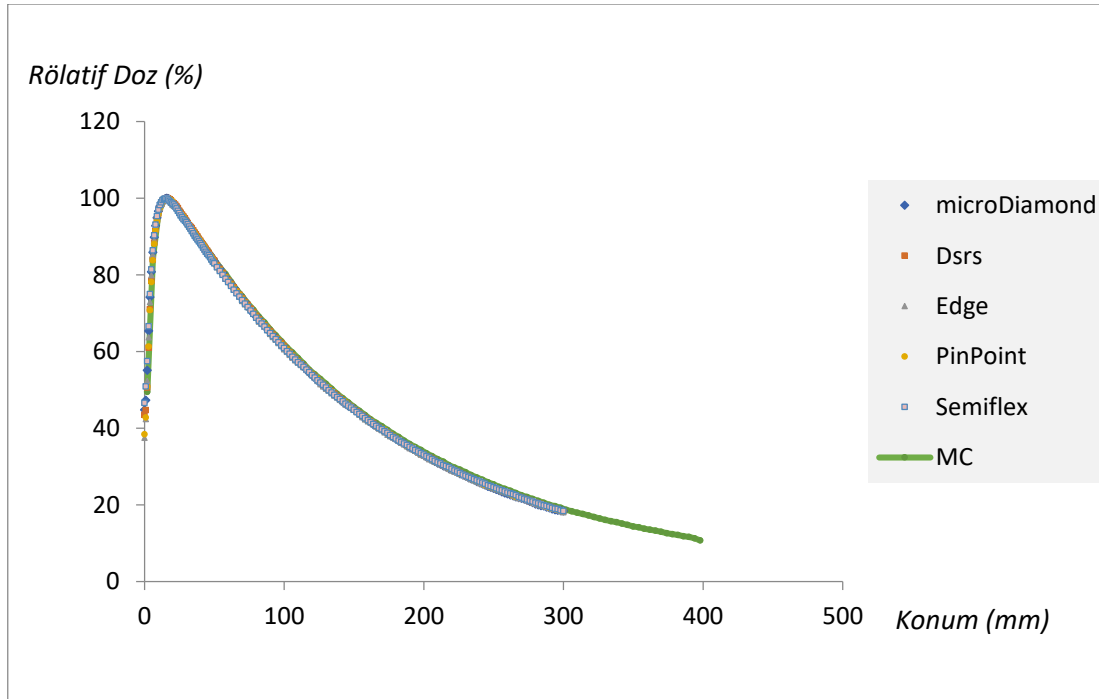
Şekil 4.17: 10x10 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri



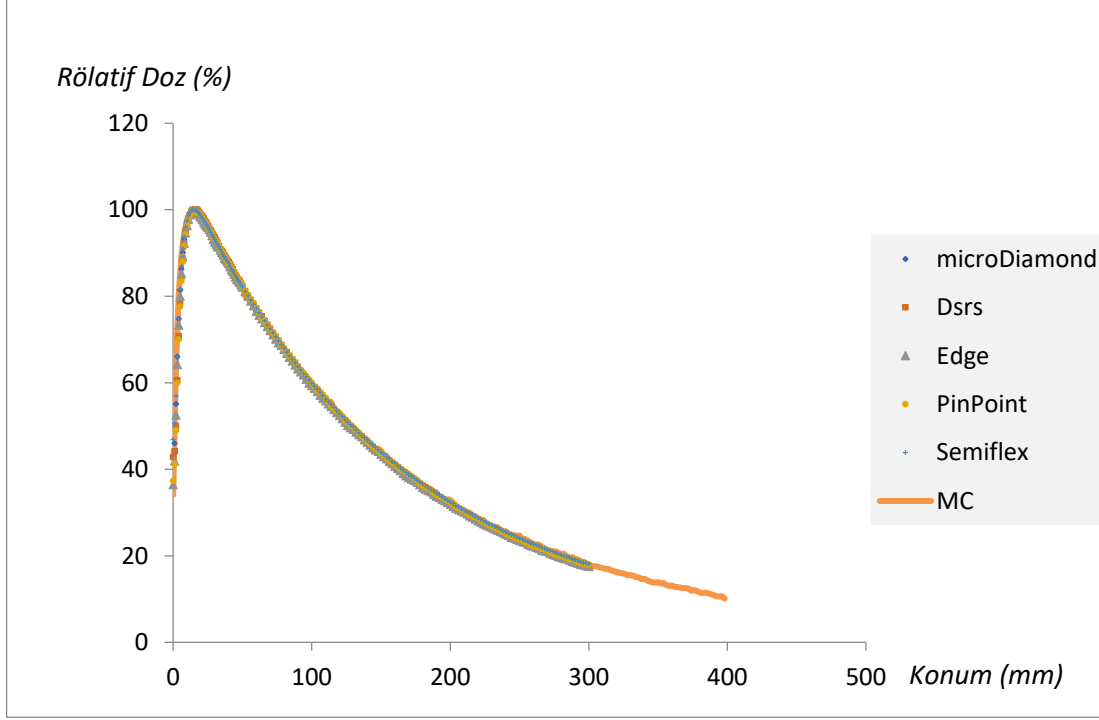
Şekil 4.18: 5x5 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri



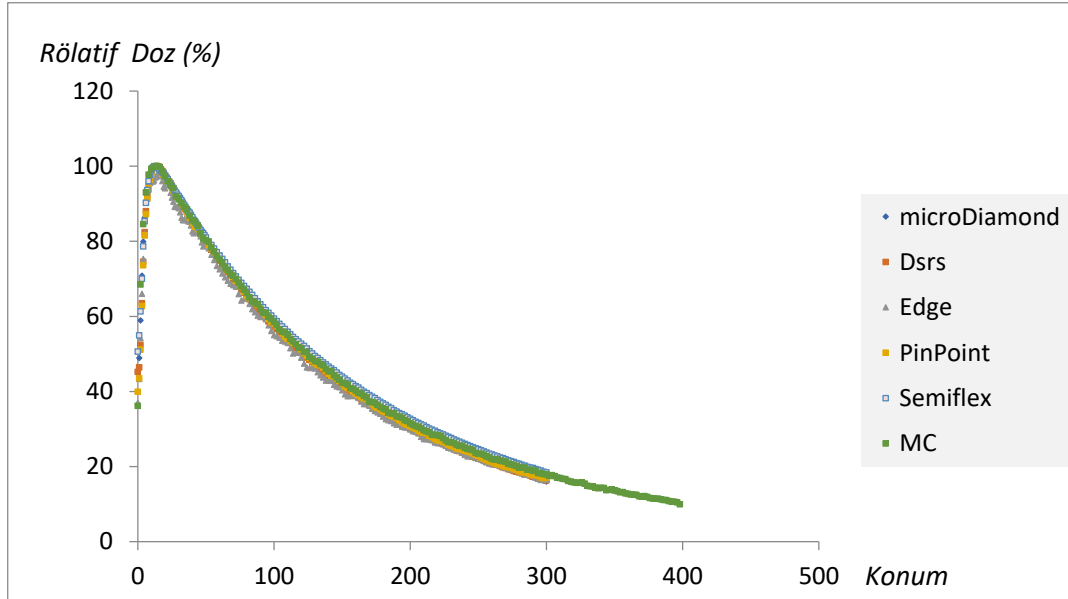
**Şekil 4.19:** 4x4 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri



**Şekil 4.20:** 3x3 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri



**Şekil 4.21:** 2x2 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri



**Şekil 4.22:** 1x1 cm<sup>2</sup> alan için MC simülasyonu ile hesaplanan ve beş farklı dedektör ile alınan %DD eğrileri

Grafiklerden elde edilen %DD verileri incelendiğinde, tüm dedektörler için 10x10 cm<sup>2</sup> alanda  $d_{maks}$  noktasından sonraki derinliklerdeki değerlerin farkının %2 içinde kaldığı görülmüştür. Aynı şekilde tüm dedektörler için 5x5 cm<sup>2</sup> alan için de elde edilen % DD değerlerinin farkları %2 içinde bulunmuştur.

Farklı dedektörler ile alınan ve MC ile hesaplanan maksimum doz noktası değerleri Tablo 1'de verilmiştir.

**Tablo 4.1:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan  $d_{maks}$  değerleri (mm)

Alan	microDiamond	DiyotSRS	Edge	PinPoint	Semiflex	MC
10x10	15	15	16	17	15	16
5x5	15	16	16	17	15	16
4x4	15	16	16	17	15	15.8
3x3	16	16	16	17	15	16.3
2x2	15	16	16	15	15	15.3
1x1	13	14	15	13	13	14

**Tablo 4.2:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki %Derin Doz değerleri (%DD<sub>5cm</sub>) değerleri

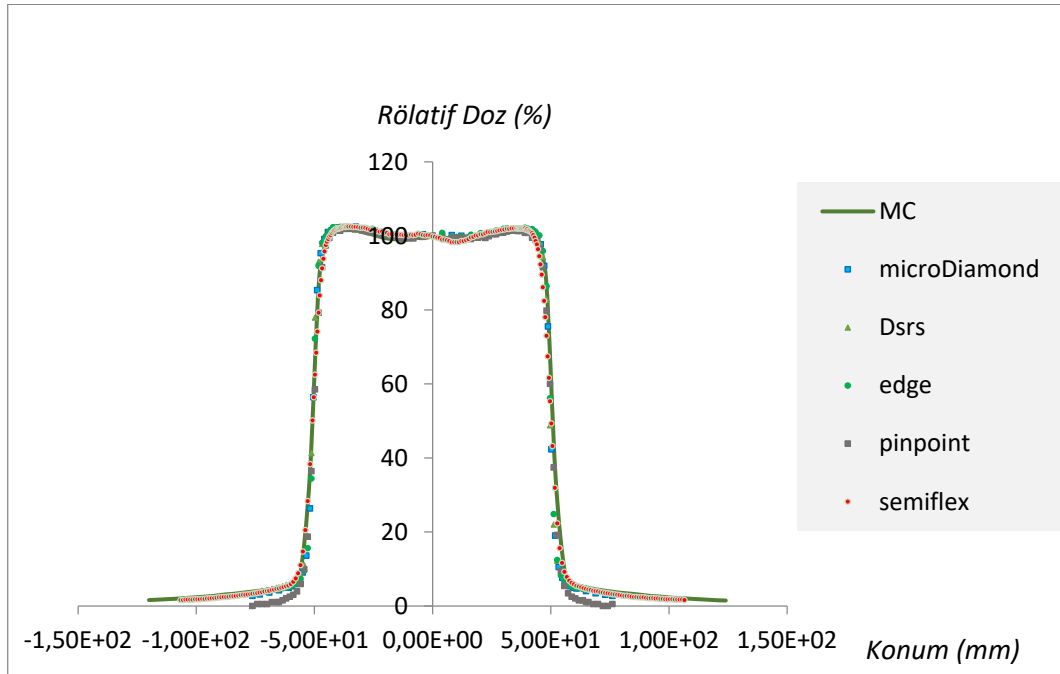
Alan	microDiamond	DiyotSRS	Edge	PinPoint	Semiflex	MC
10x10	86.6	87.3	87	86.3	86.5	87.2
5x5	84.9	85.1	84.9	84.6	84.9	85.4
4x4	84.4	84.5	84.5	84.3	84.1	84.9
3x3	83.6	83.7	83.1	83.5	83.1	83.9
2x2	82.1	82.4	82.4	82.3	82.2	82.2
1x1	79.8	80	81.5	80.4	81	80.2

**Tablo 4.3:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki % Derin Doz değerleri (%DD\_10cm) değerleri

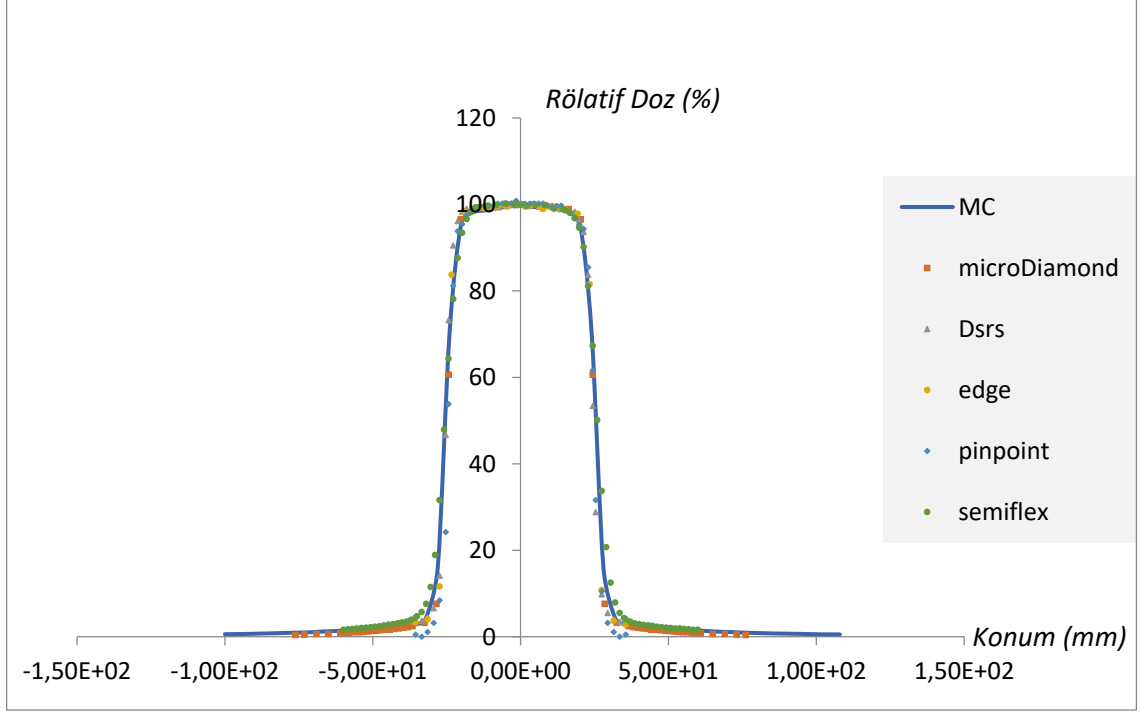
Alan	microDiamond	DiyotSRS	Edge	PinPoint	Semiflex	MC
10x10	67.1	67.9	67.3	65.8	66.9	67.7
5x5	63.4	63.5	63.1	62.1	63.5	64.1
4x4	62.4	62.5	62.5	62.5	62.3	63.2
3x3	61	61.4	60.6	61.3	60.9	61.8
2x2	59.6	59.6	59.5	60	59.9	59.6
1x1	57.3	57.3	55.9	58.1	59.4	58.4

### 4.3 Profil Ölçümleri

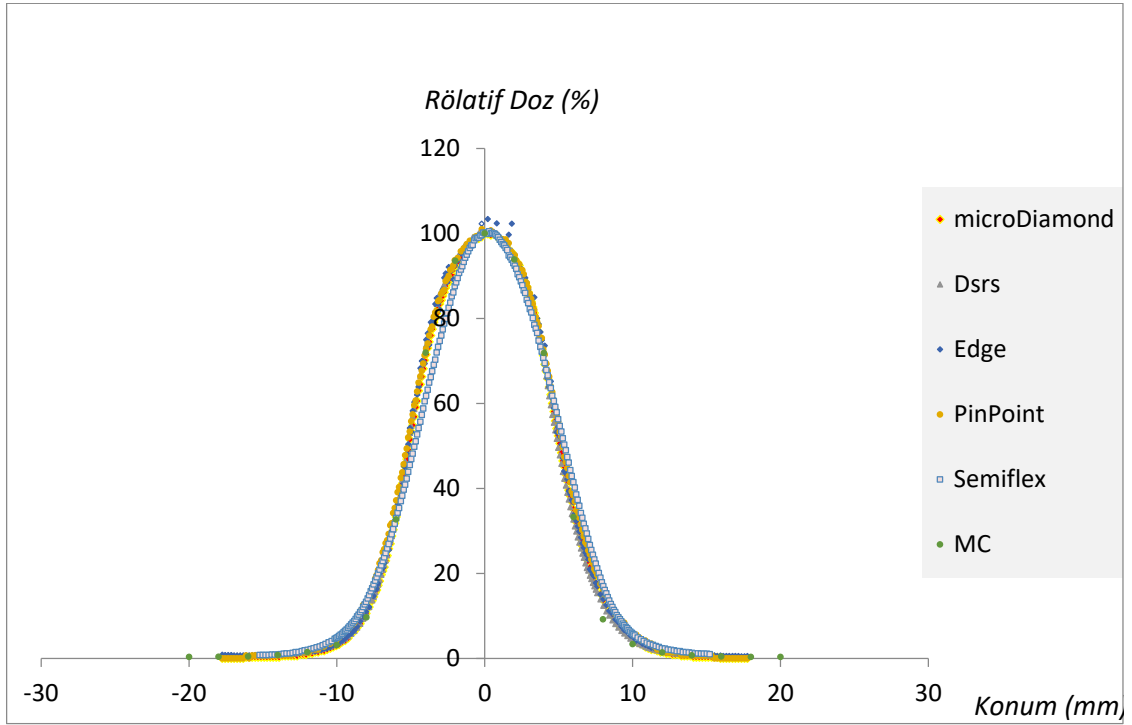
İlgili alanlar için farklı 2 iyon odası ve 3 katihal dedektörü ile SSD= 100 cm’de,3 farklı ( $d_{maks}$ , 5, 10 cm) derinlikte X (ÇYK yönü) veY (Y çene yönü) yönünde doz profil taramaları yapıldı. 10x10 cm<sup>2</sup> alan için Şekil 4.23’de, 5x5 cm<sup>2</sup> alan için Şekil 4.24’de, 1x1 cm<sup>2</sup> alan için Şekil 4.25’de  $d_{maks}$  derinliğinde farklı dedektörler ile alınmış ve MC modellemesi ile oluşturulmuş Y-yönündeki doz profilleri görülmektedir.



**Şekil 4.23:** 10x10 cm<sup>2</sup> alan için  $d_{maks}$  derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri



Şekil 4.24: 5x5 cm<sup>2</sup> alan için  $d_{maks}$  derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri

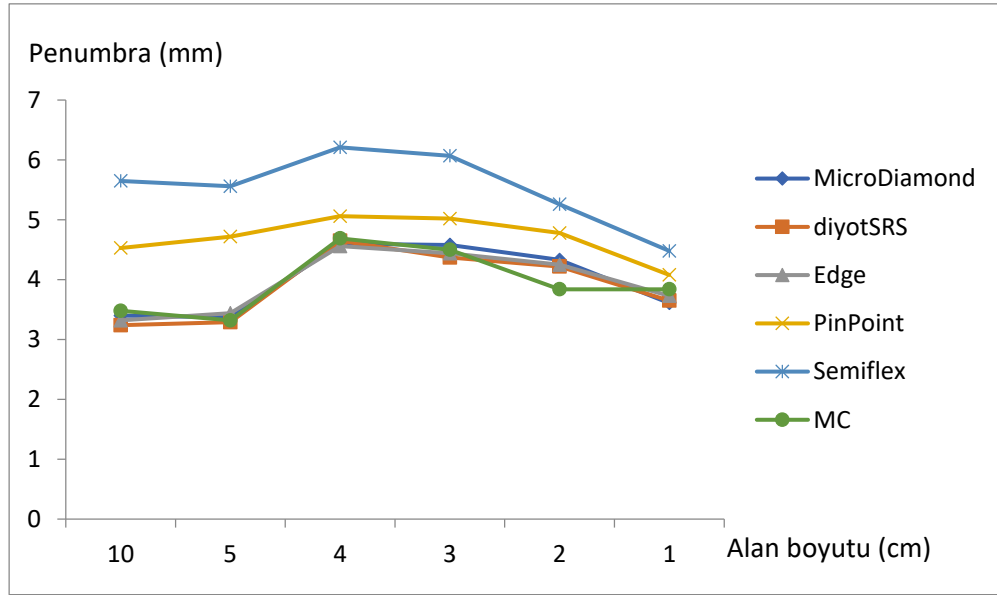


Şekil 4.25: 1x1 cm<sup>2</sup> alan için  $d_{maks}$  derinliğinde farklı dedektörlerle alınan profil ölçümleri

Farklı dedektörlerin  $d_{maks}$  derinliğindeki Y-yönündeki profil taramaları ve MC simülasyonu ile elde edilen FWHM ve penumbra değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir. Ayrıca değişik



dedektörler ve MC'nin değişen alan boyutlarındaki penumbra etkisi de Şekil 4.26'da gösterilmiştir.

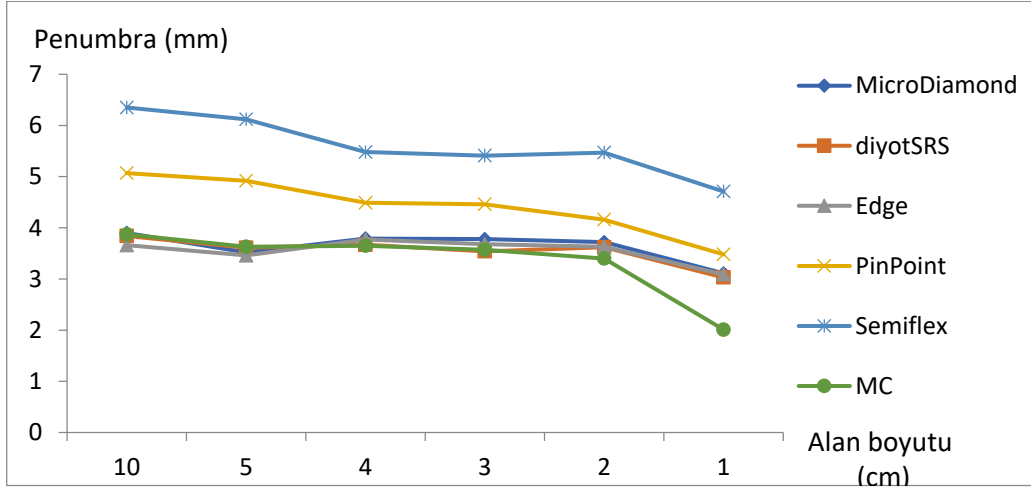


Şekil 4.26: Değişik dedektörler ve MC ile  $d_{maks}$  derinliğinde Y-yönü profildenelde edilmiş penumbra değerleri

Tablo 4.4: 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan  $d_{maks}$  derinliğindeki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.07	5.03	4.02	2.99	1.99	1.02
	Penumbra(mm)	3.52	5.32	4.65	4.57	4.37	3.61
Diyot SRS	FWHM(cm)	10.06	4.98	4.01	2.99	1.98	1.01
	Penumbra(mm)	3.17	3.27	4.50	4.38	4.24	3.48
Edge	FWHM(cm)	10.07	5.04	4.02	3.00	1.99	1.04
	Penumbra(mm)	3.29	3.38	4.57	4.44	4.24	3.67
Pin Point	FWHM(cm)	10.07	4.98	4.02	3.00	1.99	1.05
	Penumbra(mm)	4.56	4.51	4.99	4.98	4.78	3.81
Semiflex	FWHM(cm)	10.09	4.96	4.03	3.01	1.92	1.01
	Penumbra (mm)	5.74	5.59	6.22	6.07	5.30	4.60
MC	FWHM(cm)	10.02	5.06	4.01	2.99	2.02	0.99
	Penumbra(mm)	3.45	3.32	4.67	4.53	3.84	3.85

Farklı dedektörlerin  $d_{maks}$  derinliğindeki X-yönündeki profil taramaları ve MC simülasyonu ile elde edilen FWHM ve penumbra değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir. Ayrıca değişik dedektörler ve MC'nin değişen alan boyutlarındaki penumbra etkisi de Şekil 4.27'de gösterilmiştir.



Şekil 4.27: Değişik dedektörler ve MC ile  $d_{maks}$  derinliğinde X-yönü profilden elde edilmiş penumbra değerleri

Tablo 4.5: 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan  $d_{maks}$  derinliğindeki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.09	5.04	3.95	2.9	1.87	0.9
	Penumbra(mm)	3.9	3.52	3.79	3.78	3.72	3.11
Diyot SRS	FWHM(cm)	10.09	5.01	3.93	2.9	1.85	0.9
	Penumbra(mm)	3.84	3.61	3.67	3.54	3.62	3.03
Edge	FWHM(cm)	10.09	5.02	3.94	2.91	1.89	0.91
	Penumbra(mm)	3.66	3.46	3.77	3.68	3.63	3.09
Pin Point	FWHM(cm)	10.11	5	3.94	2.92	1.91	0.91
	Penumbra(mm)	5.07	4.92	4.49	4.46	4.16	3.48
Semiflex	FWHM(cm)	10.14	5.02	3.94	2.92	1.98	1.06
	Penumbra(mm)	6.35	6.12	5.48	5.41	5.47	4.75
MC	FWHM(cm)	10.05	5.01	4.03	2.99	2.03	1.02
	Penumbra(mm)	3.87	3.63	3.65	3.57	3.4	2.01

$d_{maks}$  derinliğinde 5 değişik dedektör ve MC simülasyonundan elde edilen Y-yönü ve X-yönü profillerinden elde edilen değerler incelendiğinde, Semiflex iyon odasıyla taranan profilden elde edilen penumbra değerinin en yüksek olduğu görülmektedir. Diğer dedektörlerin sonuçları aynı alan boyutları için sırasıyla Pinpoint, Diyot SRS, Edge ve microDiamond dedektörleri için penumbra değerlerinin daha yüksek değerden daha düşük değere doğru olduğu grafiklerden görülmektedir (Şekil 4.26 ve Şekil 4.27). Aynı alan boyutlarında tüm dedektörler için Y-yönü ve X-yönü penumbra değerleri karşılaştırıldığında ise Y-yönünde (jaw) penumbra değerlerinin X-yönü (MLC) değerlerinden daha düşük olduğu; beklenildiği gibi Y-yönünün X-yönünden daha dar bir penumbraya sahip olduğu görülmektedir. Ayrıca dedektör hacmi daha küçük olan Diyot SRS, Edge ve microDiamond dedektörlerin küçülen alan boyutuyla birlikte MC simülasyonuna daha çok uyum gösterdiği görülmektedir.

Farklı dedektörlerin 5 cm derinlikteki Y-yönündeki profil taramaları ve MC simülasyonu ile elde edilen FWHM ve penumbra değerleri Tablo 4.6’da, X-yönündeki Tablo 4.7’de verilmiştir.

**Tablo 4.6:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.4	5.22	4.16	3.11	2.06	1.06
	Penumbra(mm)	4.09	3.68	5.14	4.99	4.64	3.77
Diyot SRS	FWHM(cm)	10.4	5.15	4.15	3.11	2.06	1.06
	Penumbra(mm)	3.99	3.65	5.01	4.83	4.52	3.69
Edge	FWHM(cm)	10.4	5.2	4.16	3.11	2.07	1.09
	Penumbra(mm)	3.8	3.72	5	4.87	4.51	3.65
Pin Point	FWHM(cm)	10.4	5.14	4.02	3.12	2.07	1.1
	Penumbra(mm)	5.14	4.88	5.57	5.3	5.13	3.97
Semiflex	FWHM(cm)	10.4	5.14	4.18	3.13	2	1.05
	Penumbra (mm)	6.39	6.05	6.66	6.42	5.52	4.69
MC	FWHM(cm)	10.4	5.2	4.15	3.1	2.1	1.06
	Penumbra(mm)	4.04	3.59	5.1	4.87	4.44	3.9

**Tablo 4.7:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 5 cm derinlikteki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.4	5.2	4.08	3.02	1.96	0.93
	Penumbra(mm)	4.59	4.04	4.24	4.13	3.95	3.43
Diyot SRS	FWHM(cm)	10.4	5.19	4.08	3.02	1.96	0.94
	Penumbra(mm)	4.49	4.04	4.17	4.07	3.89	3.38
Edge	FWHM(cm)	10.4	5.19	4.08	3.02	1.96	0.94
	Penumbra(mm)	4.32	3.89	4.18	4.09	3.89	3.36
Pin Point	FWHM(cm)	10.5	5.17	4.09	3.03	1.98	0.95
	Penumbra(mm)	5.58	5.23	4.91	4.76	4.47	3.64
Semiflex	FWHM(cm)	10.5	5.21	4.08	3.03	2.05	1.1
	Penumbra (mm)	7.14	6.62	5.83	5.68	5.71	4.86
MC	FWHM(cm)	10.4	5.2	4.08	3.02	2.01	1.06
	Penumbra(mm)	4.53	4	4.12	4.06	3.74	3.36

Farklı dedektörlerin 10 cm derinlikteki Y-yönündeki profil taramaları ve MC simülasyonu ile elde edilen FWHM ve penumbra değerleri Tablo 4.8’de, X-yönündeki Tablo 4.9’da verilmiştir.

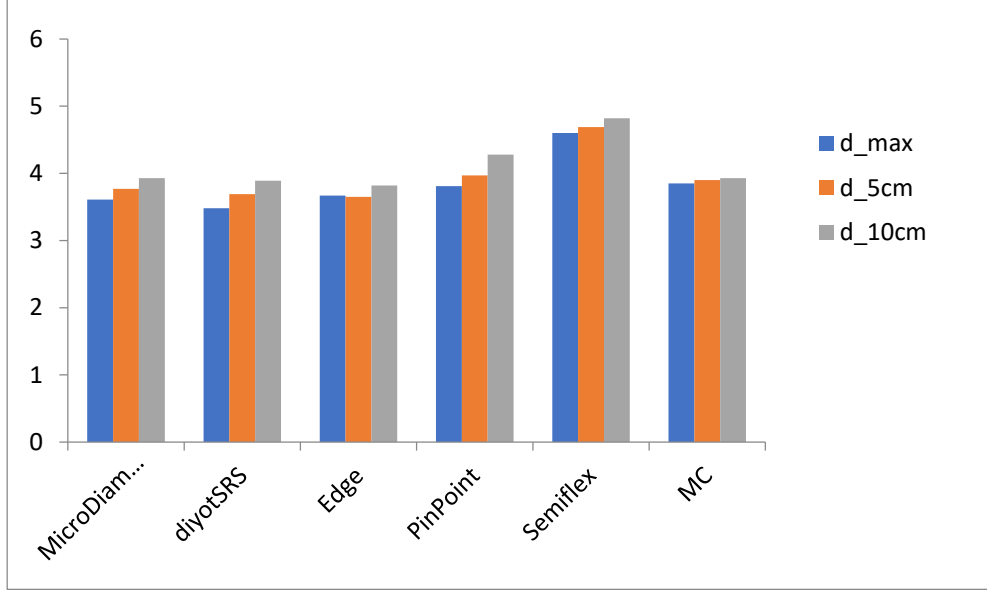
**Tablo 4.8:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki Y-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.9	5.47	4.37	3.26	2.16	1.12
	Penumbra(mm)	4.76	4.02	5.54	5.25	4.96	3.93
Diyot SRS	FWHM(cm)	10.9	5.4	4.36	3.26	2.16	1.11
	Penumbra(mm)	5.08	4.01	5.49	5.21	4.86	3.89
Edge	FWHM(cm)	10.9	5.43	4.37	3.27	2.17	1.14
	Penumbra(mm)	4.6	4.23	5.45	5.2	4.91	3.82
Pin Point	FWHM(cm)	10.9	5.39	4.37	3.27	2.18	1.15
	Penumbra(mm)	5.9	5.14	6	5.77	5.41	4.28
Semiflex	FWHM(cm)	10.9	5.39	4.39	3.28	2.1	1.09
	Penumbra (mm)	7.32	6.46	7.14	6.83	5.68	4.82
MC	FWHM(cm)	11	5.5	4.4	3.3	2.2	1.1
	Penumbra(mm)	4.69	4.06	5.51	5.24	4.7	3.93

Tüm dedektörlerin Y-yönü ve X-yönünde 3 farklı derinlikteki taramalarından elde edilen penumbra ve FWHM değerlerini gösteren tablolar (Tablo 4.4-4.9) incelendiğinde Y-yönündeki penumbraların X-yönündeki penumbralardan daha dar olduğu görülmektedir. Ayrıca derinlik arttıkça ve alan boyutu küçüldükçe daha büyük hacimli olan iyon odalarının MC ile aralarındaki farkın arttığı görülmüştür. Örneğin 1x1 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutu için 10 cm derinlikte Y-yönünde alınan profillerden elde edilen penumbra değerlerinin en yükseği 4.82 mm değeri ile Semiflex iyon odasına aittir. Bu değer Pinpoint, Edge, DiyotSRS, microDiamond için sırasıyla 4.28 mm, 3.82 mm, 3.89 mm, 3.93 mm'dir. MC hesaplamalarında 1x1 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutu için 10 cm derinlikte Y-yönündeki penumbra değeri 3.93 mm olarak hesaplanmıştır. Şekil 4.28'de görüldüğü gibi profillerin alındığı derinlikler arttıkça penumbra değeri de her bir dedektör ölçümü için artmıştır. Semiflex iyon odası için 1x1 cm<sup>2</sup> alan boyutunda d<sub>maks</sub> derinliğindeki penumbra değeri 4.6 mm iken, 5 cm ve 10 cm derinliğindeki ölçümlerde

**Tablo 4.9:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan 10 cm derinlikteki X-yönü profillerden elde edilen FWHM ve penumbra değerleri

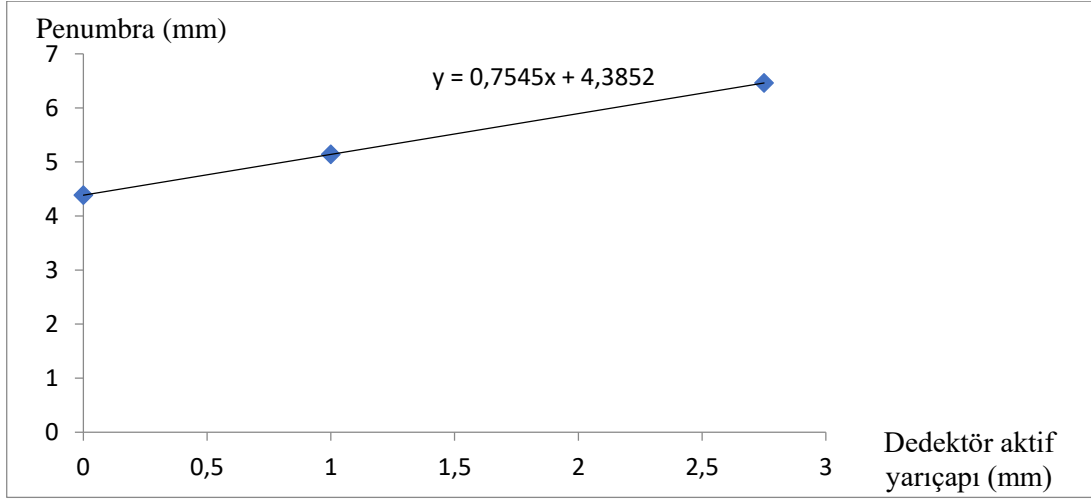
Dedektör		10x10	5x5	4x4	3x3	2x2	1x1
MicroDiamond	FWHM(cm)	10.9	5.47	4.28	3.16	2.06	1
	Penumbra(mm)	5.35	4.54	4.79	4.44	4.17	3.54
Diyot SRS	FWHM(cm)	11	5.44	4.27	3.16	2.06	1
	Penumbra(mm)	5.59	4.55	4.73	4.43	4.16	3.5
Edge	FWHM(cm)	10.9	5.45	4.28	3.17	2.06	1
	Penumbra(mm)	5.26	4.34	4.71	4.42	4.15	3.47
Pin Point	FWHM(cm)	10.9	5.41	4.3	3.18	2.08	1
	Penumbra(mm)	6.21	5.51	5.2	5.03	4.63	3.84
Semiflex	FWHM(cm)	11	5.46	4.29	3.18	2.15	1.15
	Penumbra (mm)	8.22	7.27	6.23	5.94	5.94	4.98
MC	FWHM(cm)	11	5.51	4.3	3.17	2.2	1.1
	Penumbra(mm)	5.53	4.55	4.7	4.46	4.09	3.36



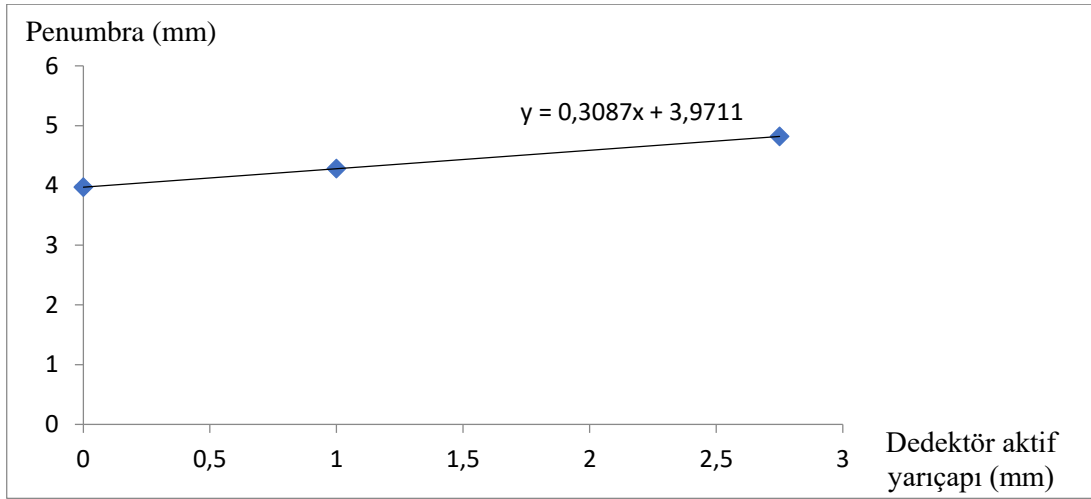
**Şekil 4.28:** 1x1 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutunda 5 farklı dedektör ve MC için 3 penumbra değerlerinin 3 farklı derinlikteki değişimi

sırasıyla 4.69 mm, 4.82 mm bulunmuştur. microDiamond dedektör için de bu değerler derinliğe bağlı olarak artmıştır. 1x1 cm<sup>2</sup> alan boyutunda d<sub>maks</sub> derinliğindeki penumbra değeri 3.61 mm iken, 5 cm ve 10 cm derinliğindeki ölçümlerde sırasıyla 3.77 mm, 3.93 mm bulunmuştur. MC hesaplamalarında aynı alan boyutu için değerler; d<sub>maks</sub> derinliğinde 3.85 mm, 5 cm derinlikte 3.90 mm, 10 cm derinlikte 3.93 mm olarak hesaplanmıştır. Her bir alan boyutu ve derinlik için diyoSRS dedektörlerin penumbra değerlerinin iyon odalarına göre MC ile daha uyumlu olduğu görülmüştür.

Ölçümlerde kullanılan Semiflex ve Pinpoint silindirik iyon odaları ile 5x5 ve 1x1cm<sup>2</sup> alanlar için Y-yönünde 10 cm derinlikte elde edilen penumbra değerleri, dedektör çaplarına karşılık gelecek şekilde değerlendirilerek ve ekstrapolasyon yöntemi kullanılarak grafikleri oluşturulmuştur (Şekil 4.29 ve Şekil 4.30). Edge, DiyoSRS ve microDiamond dedektörler silindirik yapıda olmadıkları için bu grafik hesabına dahil edilmemiştir.



**Şekil 4.29:** 5x5 cm<sup>2</sup> alandasanal sıfır dedektör yarıçapı ekstrapolasyonu



**Şekil 4.30:** 1x1 cm<sup>2</sup> alanda sanal sıfır dedektör yarıçapı ekstrapolasyonu

5x5 ve 1x1 cm<sup>2</sup> alanlarda Y-yönünde iki farklı silindirik iyon odası değerleri kullanılarak ekstrapolasyon yöntemi ile oluşturulan sanal sıfır dedektör yarıçapına karşılık penumbra değerleri sırasıyla 4.3 mm (4.385 mm), 3.9 mm (3.971 mm) hesaplanmıştır. Tablo 4.8'de verilen su fantomu ölçüm sonuçları ve sanal sıfır dedektör yarıçapına göre bulunan değerler (Şekil 4.29 ve Şekil 4.30) karşılaştırıldığında 1x1 cm<sup>2</sup> alan için MC değerinin 3.93 mm olduğu ve en yakın ölçüm değerinin de 3.93 mm ile microDiamond dedektör ve arkasından da 3.89 mm değer ile DiyotSRS ölçümlerinden elde edildiği görülmektedir.

#### 4.4 Rölatif Doz Faktörleri (RDF)

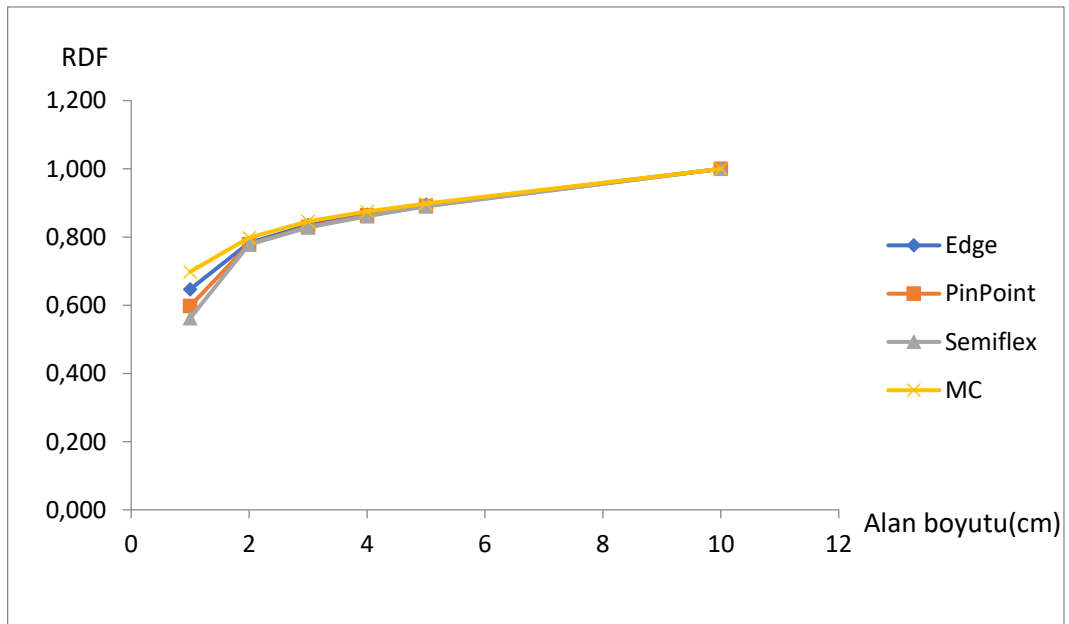
Lineer hızlandırıcı cihazıyla 10x10, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2, 1x1 cm<sup>2</sup> alan açıklıklarında 6 MV foton ışını için su fantomunda, merkezi eksende SSD=100 cm'de ve 10 cm derinlikte 100

MU verilerek 3 farklı dedektör (PTW Semiflex, PTW Pinpoint, Sun Nuclear Edge ) ile yapılan ölçümler, 10x10 cm<sup>2</sup>'lik referans alanın okuma değerine normalize edilmiştir. 3 farklı dedektörün okumalarından normalize edilerek bulunan RDF değerleri ve MC ile bulunan değerler Tablo 4.10'da verilmiştir.

**Tablo 4.10:** 6MV foton için farklı alan boyutlarında farklı dedektörlerle ölçülen ve MC ile hesaplanan RDF değerleri

Alan	Edge	PinPoint	Semiflex	MC
10x10	1.000	1.000	1.000	1.000
5x5	0.895	0.891	0.890	0.898
4x4	0.866	0.863	0.861	0.875
3x3	0.835	0.830	0.828	0.846
2x2	0.783	0.779	0.778	0.798
1x1	0.647	0.598	0.562	0.698

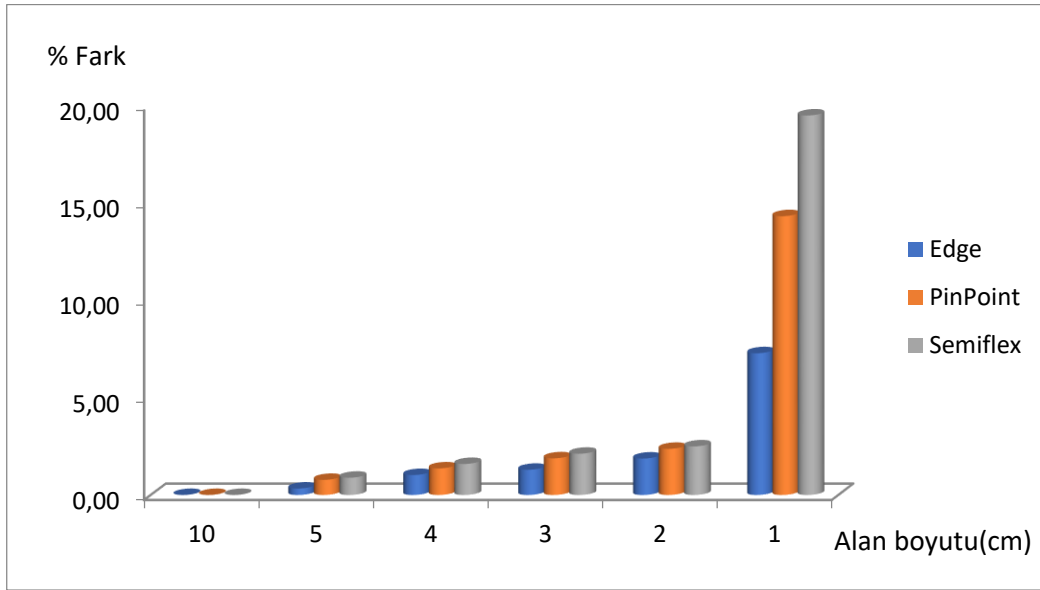
Ölçüm sonuçlarından bulunan RDF değerleri Şekil 4.31'de de verilmiştir. Tablodaki sonuçlarda da görüldüğü gibi, alan boyutu küçüldükçe Semiflex iyon odasını diğer dedektörlere ve MC'na göre daha farklı sonuçlar vermektedir.



**Şekil 4.31:** 6 MV foton enerjisinde alan boyutlarına göre RDF değerleri



Şekil 4.32’de de ölçümde kullanılan iyon odaları ve diyot dedektörün MC hesaplamalarına göre RDF değerleri arasındaki farklılıklar yüzde olarak verilmektedir. Alan boyutu küçüldükçe iyon odalarının MC ile arasındaki farkın belirginleştiği görülmektedir. 1x1 cm<sup>2</sup> alanda en büyük farkın % 19.48 ile Semiflex iyon odasında olduğu görülmüştür. Bu farklar 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm<sup>2</sup> alanlar için sırasıyla %2.51, %2.13, %1.60, %0.89 olarak hesaplanmıştır. Pinpoint iyon odası için bu farklar sırasıyla %14.33, %2.38 %1.89, %1.37, %0.78 olurken; Edge diyot dedektör için %7.31, %1.88, %1.30, %1.03, %0.33 olarak elde edilmiştir.



Şekil 4.32: Üç farklı dedektörün MC’na göre RDF farkları (%)

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide gelişen teknoloji ile daha küçük hacimli tümörleri, kritik organ tolerans dozlarını geçmeden, yüksek radyasyon dozları ile tedavi etmek mümkün hale gelmiştir. Günümüzde YART, VMAT, SRS gibi gelişmiş tedavi teknikleri ile tedavinin vazgeçilmez parçası kullanılan küçük segmentelerdir. TPS’te tedavi planları oluşturulurken çok fazla sayıda kullanılan bu küçük segmentlerin, tedavi doğruluğu ve hasta tedavisinin güvenilirliği- uygulanabilirliği açısından dozimetrik doğruluğu çok önemlidir. TPS kabul işlemleri sırasında TPS’e yüklenecek tüm (büyük ya da küçük alanlar için) verilerin doğru dozimetrik ekipman ve doğru yöntemler ile ölçülmesi tedavi kalitesi açısından son derece büyük bir önem arz etmektedir. Küçük alanlar için yapılacak olan dozimetrik ölçümlerin birçok konvansiyonel dozimetre sistemi ile yapılması uygun değildir. Çünkü 4x4 cm<sup>2</sup>’den küçük alanların boyutları iki temel probleme sebep olur. Bunlardan biri; dedektörün sanal sıfır hacimde olmaması merkezi eksen ölçümlerinde dozun merkezden alan kenarına doğru önemli ölçüde azalmasına sebep olur. Bunun sonucunda yanal elektronik dengenin bozulmasıyla ölçülen dozimetrik verilerin doğruluğu zorlaşmaktadır. Bu etkiyi mümkün olduğunca azaltabilmek için aktif çapı küçük olan dedektörler tercih edilmelidir. Diğer ise; merkezi eksenden uzakta alınan ölçümlerdeki doz değişimleridir. Dedektörler bu büyük doz değişimlerini doğrulukla dedekte edemeyebilirler. Küçük dedektörler ile yüksek ayırma gücünü elde etmek gerekliliği sağlanmış olacaktır.

Bu tez çalışmasında Siemens marka linak 6 MV foton enerjisinin 10x10, 5x5,4x4, 3x3, 2x2, 1x1 cm<sup>2</sup> alanları için PTW su fantomunda Semiflex, Pinpoint iyon odaları ve Edge, DiyotSRS, microDiamond dedektörlerle %DD, profiller, RDF ölçülmüştür. Ayrıca MC simülasyonu ile Siemens linak kafası modellenerek aynı alan boyutları için %DD, profil ve RDF hesapları yapılmıştır. Küçük foton alanları için farklı dedektörlerle yapılan ölçümler MC simülasyon sonuçları ile karşılaştırılmış ve dozimetrik doğruluk için dedektör seçiminin önemi araştırılmıştır.

Ölçümlere başlamadan önce küçük alan foton dozimetrisinde referans dedektör kullanımı araştırılmıştır. Alan dedektörünün yanı sıra kullanımı tavsiye edilen referans dedektör ile lineer hızlandırıcıdaki elektronik sinyalin stabilitesini takibi ve alan dedektörün ölçümünün doğruluğu teyit edilebilmektedir. Alan dedektörü olarak Semiflex iyon odası kullanılmak suretiyle referans dedektör olarak sırasıyla Semiflex, Pinpoint, Edge, DiyotSRS,

microDiamond kullanılmıştır. Her bir referans dedektör 3 değişik konumdayken (izomerkezde, alan içinde, alan dışında) ve referans dedektör olmaksızın %DD ve Y-yönünde  $d_{maks}$  derinliğinde profil taramaları  $5 \times 5$  ve  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> alan boyutlarında karşılaştırılmıştır. İncelenen alan boyutlarında  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> alan boyutu için referans dedektörün yerinde %DD ve profil ölçüm sonuçlarında anlamlı bir fark görülmezken, alan boyutu küçüldükçe en küçük alan boyutu  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> için referans dedektörün yeri ve tipinin daha büyük önem kazandığı görülmüştür. Sinyal/Gürültü oranlarının, referans dedektörün alan dışı pozisyonda kullanımında etkili olduğu görülmüştür. Ayrıca referans dedektörün malzemesinin de alan içinde kullanıldığı durumda etkisinin arttığı görülmüştür. Özellikle alan boyutu küçüldükçe alan içinde kalan referans dedektörün dozu soğurarak ölçüm değerlerini değiştirdiği görülmüştür. Diyet dedektörlerin sinyal/gürültü oranlarının yüksekliği sebebiyle alan dışında ve dedektör malzemesi sebebiyle özellikle küçük alanda alan içine yerleştirildiğinde dozu fazla soğurması nedeniyle alan içinde referans dedektör olarak kullanımın uygun olmadığı görülmüştür. Sinyal/gürültü oranlarının düşüklüğü sebebiyle alan dışında kullanıma uygun olduğu görülen iyon odalarından Semiflex iyon odası referans dedektör olarak seçilmiş ve alan dışına yerleştirilerek kullanılmıştır. Wuerfel 2013 yılında yaptığı çalışmada küçük alanlarda dozimetrik sorunlarda referans dedektör seçimini irdelemiş ve iyon odası kullanımını tavsiye etmiştir [4].

Radyasyon demeti bir ortamdan geçerken ortamdaki atom ve moleküller ile etkileşir. Etkileşme sırasında enerjisini aktarır ve soğurulur. Bunun sonucunda ortamda yol alan radyasyon demeti yolu boyunca enerjisini kaybeder ve doz da derinlikle değişir. Bunu tanımlayan dozimetrik ölçüm parametresi derin doz ifadesidir. Artan radyasyon demeti enerjisi ile derin doz değeri de artar. Aslında bu durum demet girciliğinin artışı ifade eder. Saçılan foton ve elektronlardenin dozun alan bağımlılığına sebep olur. Alan büyüklüğü artarken saçılan radyasyonun soğurulan doza katkısı da artar. Fantom saçılmasının katkısı maksimum doz derinliğinde daha da büyük olacağı için, saçılan dozdaki bu artış, artan alan boyutu derin dozun artmasına neden olur. Alan boyutuna bağlı derin dozdaki bu artış demetin enerjisinden kaynaklanır. Merkezi eksen boyunca su ya da eşdeğeri bir ortamda ölçülen derin doz eğrileri, dozun derinlikle değişimini ifade ederler.

Soğurulan dozun ölçülmesi küçük alan boyutları nedeniyle dozimetrik zorluklar içerir. Çünkü YART ve SRS tedavi planlarında kullanılan küçük segmentler, konvansiyonel tedavi planlarındaki alanlardan çok küçüktür. YART ve SRS tedavilerinde dozimetrik

parametrelerin ölçümü için demet yarıçapından küçük aktif yarıçapa sahip dedektörler seçilmelidir. Konvansiyonel alanların ölçümünde rutin olarak kullanılan farmer tipi iyon odası (0.6 cc) gibi dedektörler küçük radyasyon alanlarında doğru dozu ölçmek için oldukça büyük hacimli kalmaktadır. Çünkü küçük foton demetlerinin kenarlarında elektronik dengeyi ölçmek zordur. Standart iyon odaları küçük alan boyutlarındaki ölçümler için çok büyüktür. Küçük foton alanlarında yanal elektronik dengenin bozukluğu dozimetrik işlemleri karmaşık hale getirmektedir.

Bu çalışmada %DD eğrileri Semiflex, Pinpoint iyon odaları, Edge, DiyotSRS, microDiamond dedektörler ile ölçülmüştür. MC simülasyon hesaplamaları da göz önüne alındığında elde edilen derin doz grafiklerinde tüm dedektörler için  $d_{maks}$  derinlik farkının %1.3 içinde kaldığı gözlenmiştir (Tablo 4.1).  $10 \times 10 - 2 \times 2$  cm<sup>2</sup> arasındaki alan boyutları için 5 cm derinlikteki %DD değer farkının %1 içinde;  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> için en büyük farkın %1.3 olduğu görülmüştür (Tablo 4.2).  $10 \times 10$  ve  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> alanlar için 10 cm derinlikteki %DD değerindeki fark %2 içinde kalırken; en büyük farkın  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> alan boyutu için %1.9 olduğu görülmüştür (Tablo 4.3).

Ölçümlerde kullanılan dedektörler için elde edilen %DD eğrilerinden bulunan  $d_{maks}$  derinliklerinin alan boyutuna göre değişimleri incelendiğinde,  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> alan boyutuna kadar tüm dedektörlerde ve MC simülasyonunda  $d_{maks}$  derinliğinin alan boyutu ile arttığı, daha büyük alanlarda ise değişmediği görülmüştür (Tablo 4.1). Alan boyutu büyüdükçe  $d_{maks}$  derinliğinin arttığı yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir [32].

Demet profili, fantom içerisinde ışın merkezine dik bir düzlemde ve belli bir derinlikte, merkez noktası dışında kalan noktalarda okunan doz değerinin merkez noktasında okunan doz değerine oranlanmasıyla bulunan eğrilerdir. Bu profil eğrileri, demet-kolimatör sistemi ve düzleştirici filtre tasarımına bağlı olarak farklılık gösterebilir. Dozun alanın iki kenarı arasında nasıl ve ne kadar değiştiği demet profilleri kullanarak analiz edilir.

Bu çalışmada 5 değişik dedektör ile 3 farklı derinlikte Y-yönü ve X-yönünde demet profil taramaları yapılmış, ayrıca MC simülasyonu ile aynı alan boyutları ve derinlikler için hesaplamalar yapılmıştır.

$d_{maks}$  derinliğinde 5 değişik dedektör ve MC simülasyonundan elde edilen Y-yönü ve X-yönü profillerinden elde edilen değerler incelendiğinde Semiflex iyon odasının en büyük penumbra değerine sahip olduğu görülmektedir. Aynı alan boyutları için penumbra değerlerinin sırasıyla Pinpoint, DiyotSRS, Edge ve microDiamond dedektörleri için daha yüksek değerden daha düşük değere doğru sıralandığı grafiklerde net olarak görülmektedir (Şekil 4.26, 4.27). Tüm dedektörler için Y-yönü ve X-yönü penumbra değerleri aynı alan boyutlarında karşılaştırıldığında ise Y-yönünde (jaw) penumbra değerlerinin X-yönü (ÇYK) değerlerinden daha düşük olduğu; beklenildiği gibi Y-yönünün X-yönünden daha dar bir penumbraya sahip olduğu görülmektedir. Ayrıca dedektör hacmi daha küçük olan DiyotSRS, Edge ve microDiamond dedektörlerin küçülen alan boyutuyla birlikte MC simülasyonuna daha çok uyum gösterdiği görülmektedir.

Tüm dedektörlerin Y-yönü ve X-yönünde 3 farklı derinlikteki taramalarından elde edilen penumbra ve FWHM değerlerini gösteren tablolardan da (Tablo4.4-4.9) görüldüğü gibi her iki yönde de penumbra değerlerinin artmış; Y-yönü ve X-yönü profilleri arasındaki farkların derinlikle birlikte daha belirgin hale gelmiştir. Ayrıca alan boyutunun artışı her iki yöndeki penumbra değerlerini genişletmiştir. Lineer hızlandırıcı cihazlarının kolimatör yapısı, Y-yönü ile X-yönü arasındaki bu farklılıklara neden olmaktadır. Derinlik arttıkça ve alan boyutu küçüldükçe daha büyük hacimli olan iyon odalarının MC ile aralarındaki farkın arttığı görülmüştür. Örneğin  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu için 10 cm derinlikte Y-yönünde alınan profillerden elde edilen penumbra değerlerinin en yükseği 4.82 mm değeri ile Semiflex iyon odasına aittir. MC hesaplamalarında  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu için 10 cm derinlikte Y-yönündeki penumbra değeri 3.93 mm olarak hesaplanmıştır. Diğer taraftan en düşük penumbra değeri 3.82 mm ile Edge diyot dedektöre aittir. Dedektörün kısmi hacim etkisi (volume-averaging effect) bu farklılığa yol açmaktadır. Eğer büyük aktif hacimli ve dolayısıyla düşük çözünürlüklü bir iyon odası kullanılırsa yanal elektronik denge kaybının ortaya çıktığı küçük alanlarda ölçülen doz beklenen değerinde altında olacaktır. Bu da dozun hızla düştüğü profilin gradyent bölgesinde penumbra genişlemesine neden olur.

Merkezi ekseninde ölçülen doz, profil ölçümlerinde alınan dozun normalizasyonunda kullanılarak, profil eğrilerinin elde edilmesini sağlar. Dolayısıyla merkezi eksenindeki ölçüm noktasının ve ölçümün doğruluğu profile direk olarak etki eder. Büyük alanların profil eğrilerinde merkezi plato bölgesi belirgin şekilde görülürken,  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  gibi küçük bir alan için plato bölgesi oluşmaz. Şekil 4.25'te görüldüğü gibi  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  için dar bir tepe noktası

oluşmuştur ve alan içinde kalan, merkezden her iki tarafa doğru görülen doz değişim bölgesi hemen hemen gerçek alan boyutuna yakındır. Küçük alan dozimetrisinde doz homojenliğinin sağlanması zordur ve bunun için aktif hacmi mümkün olduğunca küçük bir dedektör kullanılmalıdır. En geniş penumbranın Semiflex iyon odası ile yapılan profil taramalarında ortaya çıkmasının bir diğer nedeni de, dedektörün daha geniş bir hacme sahip olması nedeniyle  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  gibi küçük bir alanda kaynağı tamamen görememesidir. Bu noktadaki doz değerinin düşük olması, normalizasyonda bu değer kullanılması dolayısıyla, Semiflex iyon odasına ait profilin omuz bölgesinde (%80-50), diğer dedektörlere göre daha düşük, düşük doz bölgesinde (%50-20) ise daha yüksek değerler oluşmasına neden olur. Bu sebepler sonucunda penumbra genişlemiş olarak bulunur. Yapılan bazı çalışmalarda  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'den küçük alanlar için diyot dedektörlerin ve küçük hacimli iyon odalarının penumbra bölgesi ölçümlerinin MC simülasyonu ile yeterince uyumlu olmadığını, Gafchromic EBT2 film gibi daha yüksek çözünürlüklü dozimetrik ölçüm gerektiğini göstermiştir [33].

Dozimetrede kullanılan dedektörlerin çözünürlüğünü belirleyen en önemli parametre dedektörün aktif hacmidir. İyon odalarının aktif hacmini silindirin yarıçapı ve uzunluğu belirlemektedir. Çalışmamızda kullanılan Semiflex (6.5 mm uzunluk, 2.75 mm yarıçap), Pinpoint (5 mm uzunluk, 1.45 mm yarıçap), Edge (2.38 mm aktif yarıçap hacmi), DiyotSRS (0.3 mm<sup>3</sup> aktif hacmi), microDiamond (1.1 mm aktif yarıçap hacmi) değerlendirildiğinde en küçük aktif ölçüm hacmine sahip olan microDiamond dedektör en yüksek çözünürlüğe sahip olan dedektördür.  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  gibi oldukça küçük alanların profil taramalarında doz kısa mesafelerde hızla düşer. Diyot dedektörlerin Y-yönü ve X-yönü için üç farklı derinlikteki profillerinden elde edilen penumbra değerlerinin MC ile en uyumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. Bunun yanı sıra diyot dedektörlerin yüksek çözünürlük özelliklerine karşın,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 'den küçük alan boyutları için Pinpoint iyon odasının da yakın penumbra değerleri olduğu sonucuna varılmıştır.

YART planlarındaki segment ölçümleri ile ilgili yapılan bir çalışmada ise; 6 ve 15 MV foton ışınları için küçük alt alanlara (segmentlere) sahip YART planlarında 0.6 cc Farmer, 0.015 cc Pinpoint iyon odası ve film dozimetriyi kullanarak profil ölçümleri almış ve sonuçları değerlendirmişlerdir. Çözünürlüğü düşük olan Farmer iyon odası ile film dozimetri sonuçlarına göre penumbralar arasındaki farkın %10'un üzerinde olduğunu bulmuşlardır. Pinpoint iyon odasının ise film dozimetri sonuçları ile %2 fark içinde

kaldığını bildirmişlerdir. Bir diğer ölçümü ise YART planlarında mutlak doz ölçümü olarak farklı dedektörler ile gerçekleştirmişler; diğer doz ölçüm sistemlerine göre sonuçların Farmer tipi iyon odası ile %6'nın üzerinde olduğunu göstermişlerdir [34].

Yapılan bir çalışmada üç farklı hacimde silindirik iyon odası (0.009 cc, 0.125 cc ve 0.65 cc) kullanarak 6 ve 18 MV foton için, uzunluğu 14 cm<sup>2</sup>, genişliği ise 0.6, 1, 2, 4 cm<sup>2</sup> olan değerlerle oluşturulan YART alanları için ölçümler alınmış ve dedektör hacim etkisini incelemişlerdir. Penumbra değerlerinin azalan dedektör hacmi ile azaldığını bulmuşlardır. En büyük hacimli dedektörün diğer dedektörlerden farkının en büyük alan boyutu (4x4 cm<sup>2</sup>) için bile %10'un üzerinde olduğunu bildirmişlerdir. İyon odası hacminin profillere etkisinin, alan iç kenarlarında düşük doz (under-response), dış kenarlarında ise yüksek doz (over-response) olarak ortaya çıktığını bildirmişlerdir [35].

Başka bir çalışmada 6 MV foton enerjisinde, 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutları için, özel bir tasarıma sahip ve çapı 0.3, 0.5, 0.7, 1 ve 1.2 cm arasında değişebilen bir silindirik iyon odası ile, farklı derinliklerdeki penumbra değerlerini ölçmüşler. Azalan yon odası aktif hacim çapının profillerden hesaplanan penumbra genişliklerini düşürdüğünü rapor etmişlerdir [36].

Radyoterapide YART, VMAT, SRS gibi küçük alanları içeren tedavi tekniklerinin her geçen gün daha da yaygın kullanılması küçük alanların önemini daha da arttırmıştır. Stereotaktik tedavi tekniklerinin (SRS, SBRT) kullanım sıklığının artması küçük alanların milimetrelerle anılmasına sebep olmuştur. Linak kafasına takılan milimetrelik konüsler ya da microMLC'ler ile yapılabilen SRS, SBRT uygulamaları vardır. Bu uygulamalar 5 mm, hatta daha küçük alanların kullanımını mümkün kılmaktadır. Alan boyutlarının çok daha küçük olduğu bu gibi tedavilerin uygulanması için TPS'e yüklenecek dozimetrik verilerin ölçümü çok daha zor ve bir o kadar da önemli hale gelmektedir. Dedektörün malzemesi, enerji bağımlılığı, doz-doz hızı bağımlılığı ve dedektörün fantomda eşmerkezde doğru pozisyonlanması gibi ilgilenilmesi gerekli pek çok parametre vardır [2]. Bu çalışmada kullanılan linak cihazında ÇYK genişlikleri SSD=100 cm'de 1 cm olması, microMLC bulunmaması ve SRS-SBRT tedavileri uygulanmaması sebebiyle küçük alan olarak en küçük alan boyutu 1x1 cm<sup>2</sup> olarak belirlenmiş, daha küçük alan boyutları çalışmaya dahil edilmemiştir. Son yıllarda artan SRS, SBRT tedavi teknikleri gereği 1x1 cm<sup>2</sup>'den küçük

alan boyutlarına ait dozimetrik çalışmalar, değişik dedektörlerin dozimetriye etkisi ve MC simülasyonu ile karşılaştırılması pek çok araştırmacı tarafından araştırılmıştır [2, 13, 37].

Bir çalışmada 6 ve 10 MV foton enerjilerinde mMLC ile oluşturulan 6x6 ve 100x100 mm<sup>2</sup> alan boyutlarında farklı aktif çaplara sahip iki diyot dedektör (0.6 ve 2 mm) ve iki silindirik iyon odası (2 ve 4 mm) kullanarak profil, %DD ve saçılma faktörleri ölçülmüş ve sonuçlar MC hesaplamaları ile karşılaştırılmıştır. %DD'lar değerlendirildiğinde dedektör çapı ile değişimde anlamlı bir fark bulunmazken, profil ölçümlerinden elde edilen penumbra değerlerinde MC ile en uyumlu sonucu en küçük çaplı (0.6 mm) olan diyot dedektör vermiştir. Küçük çaplı olan (2 mm) iyon odasının, aynı aktif çapa sahip diyot dedektör ve daha büyük hacimli diğer iyon odasına göre daha dar bir penumbraya sahip olduğu görülmüştür. 0.6 mm aktif çaplı diyot dedektör ile 2 mm çaplı iyon odasının penumbraları arasında çıkan farkın, dedektör hacmi ile ilgili olduğunu bildirmişlerdir. Çok küçük alanlara sahip SRS tedavi alanları için yapılacak dozimetrik ölçümlerde, küçük aktif çapa sahip dedektörlerin tercih edilmesini önermişlerdir. Ayrıca dedektör hacminin yanı sıra materyalinin de ölçüm sonuçlarına etkisi olduğunu bildirmişlerdir [13].

Stereotaktik 6 MV foton ışını için 6 mm çapında alanla yapılan bir çalışmada, Pinpoint iyon odası (0.015 cc) ve 0.5, 1.5, 2.5, 3.5, 4.5, 5.5 ve 7.5 mm değerlerdeki çaplara sahip polimer jel dozimetre kullanılarak X-yönünde profil ölçümleri alınmış; dedektör çapının penumbra üzerine etkisi incelenmiştir. Sıfır dedektör çapına karşılık gelen penumbra değerlerini de ekstrapolasyon yöntemi kullanarak hesaplamışlardır. Büyük hacimli dedektör ile daha büyük penumbra genişliklerinin olduğu profiller elde edilmiş ve bunun dedektör hacminin etkisi olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca çok küçük alanlarda yapılan ölçümlerde küçük hacimli dedektörün yeterli olmadığını, doku eşdeğeri bir dedektörün gerektiğini de ortaya koymuşlardır [22].

Monte Carlo modellesine ilişkin başka bir çalışmada, küçük alan boyutlarına ait dozimetrik verileri, büyük alan verilerinden faydalanan bir MC modeli kullanarak hesaplanmıştır. 2-4 mm arasında değişen aktif hacme sahip beş farklı dedektör ve X-OMAT film kullanılmış ve sonuçları MC hesapları ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada 0.5 ile 40 cm<sup>2</sup> alan büyüklüklerinde %DD, profil ve output ölçümleri almışlar ve en geniş penumbrayı 4 mm çaplı dedektörün verdiğini görmüşlerdir. 2 mm çaplı diyot dedektörlerin penumbra sonuçları MC ile en uyumlu sonuçlar olarak bulunmuştur. %DD ölçümlerinde 4 mm çaplı



dedektör, 2 mm çaplı dedektöre göre artan derinlikle daha yüksek ölçüm sonuçları vermiştir [38]. Çalışmamızda da benzer olarak 1x1 cm<sup>2</sup> alanda en geniş hacimli dedektör Semiflex iyon odası diğer dedektörlere göre artan derinlikle daha yüksek doz değerleri vermiştir.

Tedavi planlama sistemlerinde alan boyutu kolimatör açıklığına göre belirlenir. Fakat küçük alanlarda dozimetrik olarak elde edilen (FWHM) ile kolimatör açıklığı olarak belirlenen arasında fark olabilir. Bu, TPS'in küçük alanlar için kullanılacağı durumlar dikkat edilmesi gerekli bir konudur. Çalışmamızda kullanılan en büyük hacimli Semiflex iyon odasının diğer dedektörlere ve MC hesaplamalarına göre Y-yönü ve X-yönü profillerinden elde edilen FWHM değerlendirmelerinde alan boyutu ve derinlik değişimine rağmen büyük farklar görülmemiştir. Diğer taraftan profil ölçümlerinin penumbralar açısından değerlendirmesi yapıldığında Y-yönü ve X-yönünde farklı derinliklerde dedektörlerin farklı sonuçlar verdiği görülmüştür. Örneğin Y-yönünde 1x1 cm<sup>2</sup> alan için 10 cm derinlikte alınan profillerden elde edilen penumbra değerlerinin en yükseği 4.82 mm değeri ile Semiflex iyon odasına aittir. Bu değer Pinpoint, Edge, DiyotSRS, microDiamond için sırasıyla 4.28, 3.82, 3.89, 3.93 mm'dir. MC hesaplamalarında 1x1 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutu için 10 cm derinlikte Y-yönündeki penumbra değeri 3.93 mm olarak hesaplanmıştır. Farklı aktif hacme sahip dedektörlerden elde edilen penumbra değerleri farklılık göstermektedir. Aktif hacim değerinin penumbraya olan bu etkisi nedeniyle gerçek penumbra değerlerini elde etme gerekliliği doğmuştur. Araştırmacılar bunun için dedektör boyutuna karşılık gelen ölçümlerden faydalanarak ekstrapolasyonu yöntemini bulmuşlardır. Bu yöntemle dedektörün olmadığı yani dedektör çapının sıfır olduğu sanal duruma (virtual-zero detector volume) karşılık gelen penumbra değerleri hesaplanmıştır. Bu konuda yapılan bir çalışmada, ekstrapolasyon yöntemi kullanarak çözünürlüğü düşük ve tasarımı rölatif doz ölçümlerine göre yapılmamış dedektörlerin profillerinden elde edilen penumbra değerleri ile gerçek penumbra değerinin hesaplanabileceğini bildirmişlerdir [34]. Bu çalışmamızda da gerçek penumbra değerlerine ulaşmak için, iki farklı silindirik iyon odasının (Semiflex, Pinpoint) 5x5 ve 1x1 cm<sup>2</sup> alanlarda 10 cm derinlikte Y-yönündeki penumbra değerleri kullanılarak, ekstrapolasyon yöntemi kullanılmış ve sanal sıfır dedektör çapına karşılık gelen penumbra değerleri elde edildi (Şekil 4.29, 4.30). Bu sonuçlara göre Y-yönünde penumbra değeri 5x5 cm<sup>2</sup> alan için 4.4 mm, 1x1 cm<sup>2</sup> alan için ise 3.9 mm (3.971 mm) olarak bulunmuştur. Tablo 4.8'de verilen su fantomu ölçüm sonuçları ile ekstrapolasyon yöntemi ile bulunan değerler (Şekil 4.29 ve 4.30) karşılaştırıldığında 1x1 cm<sup>2</sup> alan için MC

değerinin 3.93 mm olduğu ve en yakın ölçüm değerinin de 3.93 mm ile microDiamond dedektör ve arkasından da 3.89 mm değer ile diyotSRS ölçümlerinden elde edildiği görülmektedir. 1x1 cm<sup>2</sup> alanda bu değerlere en yakın sonuçları sırasıyla 3.82 mm değeri ile Edge, sonrasında 4.28 mm ile en küçük yarıçaplı Pinpoint iyon odası vermiştir. Bu durumda 5x5 ve 1x1 cm<sup>2</sup> alanlar için gerçek penumbra değerlerinden fark sırasıyla microDiamond ile 0.36 ve 0.04 mm, diyotSRS ile 0.36 ve 0.08 mm, Edge ile 0.15 ve 0.15 mm, Pinpoint ile 0.75 ve 0.31 mm ve Semiflex ile 2.07 ve 0.85 mm olarak bulunmuştur. 1x1 cm<sup>2</sup> alan profil ölçümlerinde diyot dedektörler ve en küçük yarıçaplı iyon odası 1 mm'nin altında fark ile gerçeğe en yakın sonucu vermektedir. Semiflex iyon odası çalışmamızda kullanılan en büyük hacimli dedektör olarak 5x5 cm<sup>2</sup> alanda 2 mm'nin üzerinde bir fark ile gerçekten en uzak sonucu vermiştir. Sonuç olarak küçük alan penumbra ölçümlerinde diyot dedektörler ya da pinpoint gibi küçük hacimli bir iyon odası kullanılmasının daha uygun olduğu bulunmuştur.

Ekstrapolasyon yönteminin kullanıldığı bir çalışmada diamond dedektör (DD/ çap değeri 0.3 mm), Pinpoint (PP/2 mm), ve 0.125 cc iyon odası (IC/5.5 mm) dedektörlerini kullanarak profil ölçümleri almış, elde ettiği penumbra değerlerinden ekstrapolasyon yöntemi kullanarak sıfır dedektör çapına karşılık penumbra değerlerini bulmuştur. Elde ettiği sonuçlara göre 1x1 cm<sup>2</sup> alan ve 10 cm derinlikte sıfır dedektör çapına karşılık gelen penumbra değerleri ile en az farkı DD, en yüksek farkı ise IC dedektör vermiştir [20].

Çalışmamızda RDF değerleri, 6 MV foton enerjisi için 10 cm derinlikte 3 farklı dedektör (Semiflex, Pinpoint, Edge) ile ölçülen 10x10 cm<sup>2</sup> alana normalize edilmiş; bu değerler ve MC ile hesaplanarak elde edilen değerler Tablo 4.9'da verilmiştir. Şekil 4.31'de gösterildiği gibi ölçülen RDF değerlerinin grafiğinden en büyük hacimli Semiflex iyon odasının özellikle 3x3 cm<sup>2</sup> alandan daha küçük alanlara doğru MC hesaplamalarına göre artan farklılıkta sonuç verdiği görülmektedir. Şekil 4.32'de MC hesaplamalarına göre tüm dedektörlerin RDF farkları görülmektedir. En belirgin farklılığı 1x1 cm<sup>2</sup> alanda % 19.48 ile Semiflex iyon odasında olduğu görülmüştür. Aynı dedektör için bu farklar 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 cm<sup>2</sup> alanlar için sırasıyla %2.51, %2.13, %1.60, %0.89 olarak hesaplanmıştır. Pinpoint iyon odası için bu farklar sırasıyla %14.33, %2.38, %1.89, %1.37, %0.78 olurken; Edge diyot dedektör için %7.31, %1.88, %1.30, %1.03, %0.33 olarak elde edilmiştir.

Sonuçlardan görüldüğü gibi alan boyutları küçüldükçe büyük hacimli dedektörlerin doz düşüşleri belirginleşmiştir. Özellikle 3x3 cm<sup>2</sup> alandan daha küçük alanlara doğru çalışmamızdaki en büyük hacimli Semiflex iyon odası MC hesaplamalarına göre artan farklar göstermektedir. İyon odası aktif hacminin ölçüm yapılan alan boyutuna göre büyük olması oluşan elektron akısında bozulmaya sebep olmuş, bu da iyon odasının doz cevabındaki bu belirgin düşüşü açıklamaktadır. İyon odasının içindeki elektron akısının azalması iyonizasyonun azalmasına, ve doz cevabında düşüşe neden olur. RDF değerlerinin ölçümünde büyük aktif hacimli iyon odalarının kullanılması, küçük alan açıklığında ışın kaynağının tamamının dedektör tarafından görülememesine ve düşük doz değerlerine sebep olur. RDF ölçümlerindeki değerlerin düşmesinin bir diğer nedeni ise, küçük alan boyutlarında ortamdaki ikincil elektron erişim mesafelerinin ışın alanının yarısından daha büyük hale gelmesi nedeniyle alan kenarında CPE kaybının artmasıdır. Küçük alanlarda dozun doğru olarak ölçülememesi, dedektör aktif hacmi sebebiyle CPE'nin tam olarak oluşmamasından ölçümlerdeki hataların sonucudur [34,37].

Yapılan bir çalışmada 6 MV foton demetlerinde 1x1 ve 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında microdiyot (SFD, 0.2 mm), Extradin A14 (0.009 cc), PTW Pinpoint (0.015 cc), PTW Diamond (0.004 mm<sup>3</sup>), PTW Semiflex (0.125 cc) ve PTW Farmer (0.6 cc) olmak üzere altı farklı dedektör ile RDF ölçümleri almış ve sonuçları MC hesaplamaları ile karşılaştırmışlardır. 2x2cm<sup>2</sup> ve daha büyük alanlarda SFD, Pinpoint ve A14 gibi küçük hacimli dedektörlerin RDF değerleri arasındaki fark %1 içinde kalmıştır. Ancak 1x1 cm<sup>2</sup> alanda bu farkın %2.5 olduğunu bildirmişlerdir. 3x3 cm<sup>2</sup> ve daha büyük alan boyutlarında çalışmanın en büyük hacimli dedektörü (0.6 cc Farmer iyon odası) diğer dedektörler ile yakın sonuç vermiştir. Bunun yanı sıra 3x3 cm<sup>2</sup>'den küçük alanlarda farklar artmıştır. 0.125 cc hacimli Semiflex iyon odası için 1x1 cm<sup>2</sup>'den büyük alan boyutlarında %4 içinde kalan farklar, 1x1 cm<sup>2</sup> için %10 olarak bildirilmiştir [24].

mMLC'ler ile yapılan çalışmada RDF değerleri, 6x6 ve 98x98 mm<sup>2</sup> alan boyutları için 6 ve 10 MV foton enerjilerinde iki farklı diyot dedektör (SFD 0.6 mm ve PFD 2 mm) ve CC01 (aktif çapı 2 mm) ve CC04 (4 mm) iyon odaları ile ölçülmüş ve sonuçlar MC hesaplamaları ile karşılaştırılmıştır. Bu çok küçük alan boyutları için en büyük fark dedektörler arasında en büyük hacimli CC04 iyon odasından %15 fark olarak ortaya çıkmıştır. Çok küçük alanların kullanıldığı stereotaktik tedavi teknikleri için yapılan ölçümlerde dedektör aktif hacminin en önemli faktör olduğu belirtilmiştir. Alan açıklığı

aynı olan ölçümlerde, 4 mm çaplı iyon odasında 2 mm aktif çapı olan iyon odasına göre oluşan ortalama sinyalin daha düşük olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Ayrıca eğer diyot dedektör koruyucu bir tabaka (shield layer) ile kaplı ise ölçüm sonuçlarının değiştiğini belirtmişlerdir. MC hesaplamaları ile en uyumlu sonucu aktif çapı 2 mm olan iyon odasının (CC01) MC hesaplamalarına en yakın sonucu verdiğini rapor etmişlerdir [13]. Çalışmamızda da bu çalışmayla uyumlu olarak; Edge dedektör her ne kadar zırhlanmış (shielded) bir diyot dedektör olsa da diğerlerine göre küçük aktif hacmi nedeniyle MC ile en uyumlu RDF değerlerini vermiştir. En büyük farklar da yine benzer şekilde çalışmamızdaki en büyük aktif hacimli Semiflex iyon odasında bulunmuştur.

Bir başka çalışmada RDF değerleri, PTW geniş alan paralel plate (LAC), Pinpoint, Semiflex, Farmer iyon odaları, 2 adet katihal dedektörü (p tipi diyot ve diamond) ve Kodak X-Omat V film ile ölçülmüş, bulunan sonuçlar MC hesaplamaları ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, RDF değerlerinin dedektör hacimlerinden önemli ölçüde etkilendiği bildirilmiştir. En küçük aktif hacmi ile diamond dedektör ve X-Omat filmin sonuçları MC hesaplamaları ile yakın olarak bildirilmiştir. Radyoterapide küçük alanlardaki absorbe dozu ölçmede büyük hacimli iyon odalarının yetersiz kaldığını belirtmişlerdir [37].

4, 6 ve 8 MV foton ışınları ile yapılan başka bir çalışmada, RDF değerleri 1x1 alandan 10x10 cm<sup>2</sup> alana kadar değişen değerlerde 0.65 cc, 0.13 cc, 0.01 cc aktif hacme sahip iyon odaları ile yapılmıştır. 3x3 cm<sup>2</sup>'den küçük alan boyutları için farklar %64 olarak bulunurken, 3x3 cm<sup>2</sup> ve daha büyük alan boyutlarındaki farkın %0.8 olarak bulunduğunu göstermişlerdir. Çalışmadaki en geniş hacimli 0.6 cc iyon odası 1x1 cm<sup>2</sup> alanda 4, 6 ve 8 MV'de sırasıyla diğer dedektörlerden %63.9, %58.5 ve %60 düşük doz değeri vermiştir. Aynı enerji sıralamasıyla 0.13 cc iyon odası 0.01 cc iyon odasına göre, %19.6, %14.4, %18.2 daha düşük doz sonuçları vermiştir. Ayrıca 0.01 cc iyon odası ile 8 MV'de 1x1 cm<sup>2</sup> alanda merkezi eksen pozisyonlamasında 1 mm hatalı yaptıkları ölçümde %13.3 bir doz farkı oluştuğunu bulmuşlardır. CPE'nin bozulmaması için gerekli alan boyutunun enerjinin artmasıyla arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca dedektör aktif hacminin şeklinden ayrı olarak yön bağımlılığı, enerji yanıtı ve kararlılığın da küçük alan dozimetrisinde önemini vurgulamışlardır [39].

Çalışmamızda farklı hacimlere ve özelliklere sahip beş değişik dedektör kullanılarak 6 MV foton enerjisinde 1x1 ve 10x10 cm<sup>2</sup> alan aralığında %DD, üç farklı derinlikte Y-yönü ve X-yönü profil, RDF ölçümleri alınmıştır. Ayrıca Siemens marka Impression Plus linak kafası ve 6 MV foton demeti ile üç boyutlu su fantomu MC ile modellenmiştir. Beş farklı dedektörün dozimetrik sonuçları MC hesaplamaları ile karşılaştırılmış ve küçük alan foton dozimetrisi için dedektör etkisi araştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde; tüm dedektörler için doz maksimum noktasına normalize edilen %DD değerleri aynı alan boyutu ve farklı dedektörler arasında incelenmiştir. Sonuç olarak küçük alanlarda büyük hacimli dedektör kullanımı derinlik arttıkça daha yüksek doz değerleri elde edilmiştir. Profil taramalarında büyük hacimli bir dedektör kullanıldıysa, elde edilen penumbra değerleri küçük hacimli dedektörlere göre gerçek halinden daha geniş bulunur. Profilin omuz bölgesinde beklenenden düşük (under-response), düşük doz bölgesinde (%50-%20) ise daha yüksek dozlar (over-response) oluşur. Küçük hacimli dedektörlerin, küçük alan boyutlarındaki profil taramalarında daha dar eğriler, dolayısıyla daha küçük penumbra değerleri elde edilmiştir. Bu değerler MC hesaplamalarındaki sonuçlara ve ekstrapolasyon yöntemi ile bulunan ideal değerlere yakın bulunmuştur. Bu nedenle küçük alan boyutlarının profil ölçümlerinde bu tip dedektörlerin kullanılması uygundur. Küçük alan boyutları için yapılan RDF ölçümlerinde, büyük hacimli dedektörler ışın kaynağının tamamını görümemekte ve ışınlanan ortamdaki ikincil elektronların yanal erişim mesafeleri ışın alanının yarısından daha uzun hale gelmektedir. Bu da alan kenarında daha fazla CPE kaybına sebep olarak küçük hacimli dedektörlere göre daha düşük doz okumalarına neden olmaktadır. CPE bozulmaları küçük alanlarda daha belirgin hale gelmekte, dozimetrik doğruluğun dedektör hacmi nedeniyle azalmasına neden olmaktadır. Bu gibi nedenlerden dolayı, küçük alanlar için çözünürlüğü yüksek ve aktif hacmi küçük dedektörlerin kullanılması daha uygundur. Son yıllarda artan YART, VMAT, SRS, SBRT gibi tedavi teknikleri için tedavi planlama sistemlerinin küçük segmentler içeren tedavi planlamaları yapmaları gerekmektedir. TPS'lerin bu tedavi planlamalarını doğru şekilde yapabilmesi için linakların doğru dozimetrik ekipmanla, doğru ölçüm koşulları sağlanarak TPS'e yüklenmesi son derece önemlidir. Özellikle küçük alanların da ölçülerek yüklenmesi gereken bu özel tedavi teknikleri için ölçüm için seçilecek dedektörün aktif hacmi dozimetrik doğruluğu doğrudan etkileyecek bir parametredir. Hatalı ölçülecek küçük alan RDF'leri küçük hacimlerin ışınlandığı çok fazla sayıya küçük segmentlerden oluşan YART, VMAT, SRS, SBRT planlarında belirgin doz farklılıklarına neden olacaktır. Radyoterapide hastaya verilecek tedavinin doğruluğunun esas temeli TPS'e doğru şekilde

yüklenmiş dozimetrik verilerdir. TPS'in kullanıma hazır hale getirilmesi sırasında alınması gerekli küçük alan dozimetrik ölçümleri, farklı dedektör ve dozimetrik sistemler ile test edilmeli, imkan varsa MC hesaplamaları ile ölçüm sonuçları karşılaştırılmalıdır. Radyoterapi uygulanacak linak ya da diğer tedavi cihazları için TPS'in istediği veriler önceden tayin edilmeli ve ölçüm için kullanılacak dozimetrik sisteme bu şekilde karar verilmelidir. Küçük alan ölçümleri gerekli durumlar için mümkün olan en küçük hacimli ve doku eşdeğeri dedektör dozimetrik özelliklerinin tümü incelenerek seçilmelidir. Gerekirse büyük alan boyutları ve küçük alan boyutları için ayrı dozimetrik sistemlerle ölçümler alınmalıdır. Sonrasında yine uygun dozimetrik sistemle TPS'in hem büyük alan hem küçük alanlar için düzenli ve düzensiz alanlar da göz önünde bulundurularak kalite kontrol ölçümleri ve değerlendirmeleri yapılmalıdır.

## 6. KAYNAKLAR

- [1] R. K. Rice, J. J. Hansen, G. K. Svensson, R. L. Siddon, “Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 32(9), pp. 1087-99, 1987.
- [2] I. J. Das, G. X. Ding and A. Ahnesjö, “Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry”, *Med. Phys.*, vol. 35, pp. 206-215, 2008.
- [3] M. M. Aspradakis, J. P. Byrne, H. Palmans, J. Conway, K. Rosser, J. A. P. Warrington and S. Duane, “Small field MV photon dosimetry”, *IPEM Report 103*, 2010.
- [4] J. U. Wuerfel, “Dose measurements in small fields”, *Med. Phys. Int.*, 1(1), pp. 81-90, 2013.
- [5] G. A. Ezzell, J. W. Burmeister, N. Dogan, T. J. LoSasso, J. G. Mechalakos, D. Mihailidis et al., “IMRT commissioning: Multiple Institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119”, *Med. Phys.*, vol. 36, pp. 5359-5373, 2009.
- [6] F. M. Khan, “The Physics of Radiation Therapy”, *Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins*, pp. 257-266, 2003.
- [7] W. Schlegel, T. Bortfeld, A. L. Grosu, “New Technologies in radiation oncology”, *Berlin Heidelberg: Springer-Verlag*, pp. 187-207, 2006.
- [8] P. Madcarse, T. Kron and P. Hoban, “The Physics of Radiotherapy X-Ray from Linear Accelerators”, *Medical Physics Publishing, Madison Wisconsin*, pp. 493, Jan. 2004.
- [9] B. Dirican, “Radyoterapi Fiziki Ders Notları”, 2008, Ankara.
- [10] T. O’Shea, M. Foley, “Monte Carlo Simulation of Medical Accelerator Electron Treatment Heads”, *Ph.D. Thesis, School of Physics, National University of Ireland Galway*, August 2011.
- [11] S. H. Benedict, K. M. Yenice, D. Followill et al., “Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101”, *Med. Phys.*, vol. 37, pp.4078-4101, 2010.
- [12] G. X. Ding, D. M. Duggan and C. W. Coffey, “Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, pp. 2549-2566, 2006.
- [13] F. Sánchez-Doblado, P. Andreo, R. Capote, A. Leal, M. Perucha, R. Arr’ans, L. N’uñez, E. Mainegra, J. I. Lagares and E. Carrasco, “Ionization chamber dosimetry

- of small photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, pp. 43-45, 2003.
- [14] D. S. Followill, S. F. Kry, L. Qin, J. Leif, A. Molineu, P. Alvarez, J. F. Aguirre, G. S. Ibbott, “The Radiological Physics Center’s standart dataset for small field size output factors”, *JACMP*, vol. 13, No.5, pp. 282-289, 2012.
- [15] R. Capote, F. Sánchez-Doblado, A. Leal, J. I. Lagares, R. Arrans and G. H. Hartmann, “An EGSnrc Monte Carlo study of microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets”, *Med. Phys.*, vol. 31, pp. 2416-2422, 2004.
- [16] H. Stanley Benedict, J. David Schlesinger, J. Steven Goetsch, Brian D. Kavanagh, “Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy”, *Imaging in Medical Diagnosis and Therapy*, NW, CRC Press, 2014.
- [17] A. Sauer and J. Wilbert, “Measurement of output factors for small photon beams”, *Med. Phys.*, vol. 34, pp. 1983-1988, 2007.
- [18] I. Das, J. C. Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjo, J. P. Gibbons, X. A. Li, J. Lowenstein, R. K. Mitra, W. E. Simon and T. C. Zhu, “Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM”, *Med. Phys.*, vol. 35, pp. 4186-4215, 2008.
- [19] P. E. Metcalfe, Tomas Kron, Andrew Elliott, Tony Wong, Peter Hoban, “Dosimetry of 6MV x-ray beam penumbra”, *Med. Phys.*, vol. 20, pp. 1439-1445, 1993.
- [20] J. Yuen, “The impact of detector volume on penumbra dose prediction in a 6MV radiation therapy X-ray beam”, Phd. Thesis, University of Wollongong, 2009.
- [21] W Laub and T. Wong, “The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT”, *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 341-347, 2003.
- [22] E. Pappas, T. G. Maris, A. Papadakis, F. Zacharopoulou and J. Damilakis, “Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams”, *Med. Phys.*, vol. 33, pp. 3700-3711, 2006.
- [23] G. Cranmer-Sargison, P. H. Charles, J. V. Trapp and D. I. Thwaites, “A methodological approach to reporting corrected small field relative outputs”, *Radiother. Oncol.*, vol. 109, pp. 350-355, 2013.
- [24] C. W. Cheng, S. H. Cho, M. Taylor and I. J. Das, “Determination of zero-field size percent depth dose and tissue maximum ratios of stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation”, *Med. Phys.*, vol. 34, pp. 3149-57, 2007.



- [25] P. Francescon, S. Cora and C. Cavedon, “Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study”, *Med. Phys.*, vol. 35, pp. 504-513, 2008.
- [26] R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote et al., “A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields”, *Med. Phys.*, vol. 35, pp. 5179-86, 2008.
- [27] N. Metropolis and S. Ulam, “The Monte Carlo Method”, *J. Am. Stat. Assoc.*, vol. 44, pp. 338-341, September 1949.
- [28] Report of the AAPM Task Group No. 105: “ Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning”, *Med. Phys.*, vol. 34, December 2007.
- [29] M. Law Averill, W. David Kelton, “Simulation Modeling and Analysis”, *McGraw-Hill, Inc.*, pp. 113, 1991.
- [30] S. M. Seltzer, “Cross Section for Bremsstrahlung Production and Electron-Impact Ionization”, *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, pp. 81-114, 1988.
- [31] M. J. Berger and J. H. Hubbell, “XCOM: Photon Cross Sections Database”, *National Institute of Standards and Technology*, 1999.
- [32] G. Arcovito, A. Piermattei, G. D’aabramo, A. Bassi, “Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9-MV X-rays”, *Med. Phys.*, vol. 12, pp. 779-784, 1985.
- [33] Hu Yunfei, “Small-segment intensity modulated radiation therapy dosimetry with various ion detectors and Gafchromic EBT2 film”, Phd. Thesis, University of Wollongong, 2012.
- [34] W. U. Laub, T. Wong, “The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT”, *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 341-347, 2007.
- [35] D. A. Low, P. Parikh, J. F. Dempsey, S. Wahap, S. Hug, “Ionization chamber volume averaging effect in dynamic intensity modulated radiation therapy beam”, *Med. Phys.*, vol. 30, pp. 1706-1711, 2003.
- [36] D. J. Dawson, N. J. Schroeder and J. D. Hoya, “Penumbra measurements in water for high-energy x rays”, *Med. Phys.*, vol. 13, pp. 101-104, 1986.
- [37] F. Sánchez-Doblado, G. H. Hartmann, J. Pena, J. V. Rosello, G. Russillo, d. M. Gonzalez-Castano, “A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beam”, *Physica Medica*, vol. 23, pp. 58-66, 2007.
- [38] A. Scott, A. E. Nahum, J. D. Fenwich, “Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields”, *Med. Phys.*, vol. 35, pp. 4671-4684, 2008.

- [39] L. Chen, L. X. Chen, H. Q. Sun, S. M. Huang, W. Z. Sun, X. W. Gao, X. W. Deng, “Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerator”, *Ai Zheng*, Vol. 28, pp. 272-276, 2009.

# ÖZGEÇMİŞ

## Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Sinem GÜNGÖR  
Doğum tarihi ve yeri : 06.09.1981 İZMİR  
e-posta : sinemdalsuna@yahoo.com

## Öğrenim Bilgileri

Derece	Okul/Program	Yıl
Y. Lisans	Ankara Üniversitesi/Fizik Mühendisliği	2007
Lisans	Ankara Üniversitesi/Fizik Mühendisliği	2004
Lise	İzmir Şemikler Lisesi	1999

## Yayın Listesi

- 1.Yılmaz Tezcan, **Sinem Dalsuna (Gungor)** , B. Gungor, “Cilt Metastazlı Agresif Seyirli Bilateral Metakron Meme Kanseri Olgu Sunumu”, *XVIII. Ulusal Kanser Kongresi*, 21-26 Nisan 2009, ANTALYA.
2. Yılmaz Tezcan, Zeki Akca, **Sinem Dalsuna (Gungor)** , B. Gungor, Hikmettin Demir, Ahmet Kursat Ozkan, “Bilateral Orabita Metastazlı Kucuk Hucreli Akciger Kanseri; Olgu Sunumu”, *XVIII. Ulusal Kanser Kongresi*, 21-26 Nisan 2009, ANTALYA.
3. Z. Gural, E. Basak Erdogan, G. Angin, **S. Gungor**, B. Gungor, H. Memis, O. Karadag, “FDG-PET ve PET-CT’nin kucuk hücreli akciğer kanseri radyoterapi planlamasındaki yeri: 3 farkli yöntem karsilastirilmesi”, *X. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi*, 19-23 Nisan 2012, ANTALYA.
4. **Sinem Gungor**, Boran M. Gungor, “Radyoopak Madde ile Planlama BT Cekilen Mide Kanseri Hastalarda HU Duzeltmesinin Tedavi Planlamasindaki Etkisinin Incelenmesi”, *XI. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi*, 23-27 Nisan 2014, ANTALYA.
5. Cetin Ordu, Nalan A. Selcuk, Ezgi Erdogan, Gulden Angin, Zeynep Gural, Hatice Memis, Esin Yenliceck, **Sinem Dalsuna (Gungor)** and Kezban Pilanci, “Dose Early

- PET/CT Assessment of Response to Chemotherapy Predicts Survival in Patients With Advanced Stage Non-Small-Cell Lung Cancer”, *Medicine*, 93(28), December 2014.
6. **Sinem Gungor**, Boran Gungor, Ece Yıldız, “Kucuk Alan Foton Dozimetrisinde Referans Dedektor Kullaniminin Degerlendirilmesi”, *XV. Medikal Fizik Kongresi*, 16-19 Mayıs 2015, TRABZON.
  7. **Sinem Gungor**, “TPS Algoritmalarının Kucuk Alanlar İcin Gecerliliği”, *XII. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi*, 20-24 Nisan 2016, ANTALYA.
  8. Aysun Inal, **Sinem Gungor**, “Eksternal Radyoterapide Sabitleme / Immobilizasyon Yöntemleri”, *Turkiye Klinikleri J Radiat Oncol Special Topics*, vol 2(3), pp. 234-43, 2016.
  9. **Sinem Gungor**, Cemile Ceylan, “TPS Algoritmalarının Kucuk Alanlar İcin Gecerliliği”, *MedFiz@Online*, Agustos-Eylul vol. 4, pp. 31-35, 2016.
  10. Abdullah Yesil, Boran Gungor, Cemile Ceylan, **Sinem Gungor**, Berrin Yılmaz, Serpil Yoldem, Elif Senol, Esil Kara, Aykut Konuk, Duygu Bolat, Pinar Erdogan, Ozgur Kara, Ozcan Ozden, Volkan Avcı, Tamer Baser, Timur Ugur, Nazli Bilici, “Detector Selection Impact on Small-Field Dosimetry of collecting Beam Data Measurements among Elekta Versa HD 6MV FFF Beams: A Multi-Institutional Variability Analysis”, *EFOMP*, 2020.
  11. Abdullah Yesil, Boran Gungor, Cemile Ceylan, **Sinem Gungor**, Berrin Yılmaz, Serpil Yoldem, Elif Senol, Esil Kara, Aykut Konuk, Duygu Bolat, Pinar Erdogan, Ozgur Kara, Ozcan Ozden, Volkan Avcı, Tamer Baser, Timur Ugur, Nazli Bilici, “Detector Selection Impact on Small-Field Dosimetry of collecting Beam Data Measurements among Elekta Versa HD 6MV FFF Beams: A Multi-Institutional Variability Analysis”, *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, vol. 92(70), December 2021.