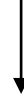


← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**ÇOK YAPRAKLI KOLİMATÖR SİSTEMİNE SAHİP
ONCOR LİNEER HIZLANDIRICIDA TEDAVİ ALANI
DIŞINDAKİ DOZLARIN BELİRLENMESİ**

ALİ ZUBAROĞLU

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÖNÜL KEMİKLER**

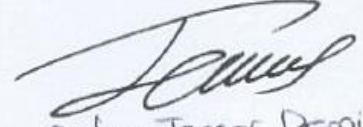
**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

16 / 03 / 2010




Prof. Dr. Tamer Demiralp
Enstitü Müdürü v.

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : Tıbbi Radyofizik
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans Doktora
 Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
 Tez Sahibi : Ali ZUBAROĞLU
 Tez Başlığı : "Çok Yapraklı Kolimartör Sistemine Sahip Oncor Lineer Hızlandırıcıda
 Tedavi Alanı Dışındaki Dozların Belirlenmesi"
 Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
 Sınav Tarihi : 12 / 03 / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

1. Prof. Dr. Gönül KEMİKLER / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
Danışman
2. Prof. Dr. Hatice BİLGE / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
3. Prof. Dr. Ahmet KARADENİZ / İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi / Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
4. Prof. Dr. Ethem Nezih ORAL / İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi / Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 
5. Doç. Dr. İsmail ÖZBAY / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ALİ ZUBAROĞLU

(İmza)



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi İstanbul Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Dr. Gönül Kemikler'e,

Ayrıca; tez çalışmamda beni yalnız bırakmayan M.Sc. Hediye Acun'a, bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan M.Sc. Aydın Çakır, M. Sc. Murat Okutan, M. Sc. Hilal Acar'a, desteklerinden dolayı hocalarım Prof. Dr. Hatice Bilge ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü çalışanlarına,

Sabır ve anlayışlarından dolayı, her zaman yanımda olan aileme en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİİ
BEYAN.....	İV
İTHAF.....	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoterapi (Işın Tedavisi).....	3
2.2. Radyoterapi Teknikleri	3
2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi.....	4
2.2.2. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	5
2.3. Tedavi Volümleri	5
2.3.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü (GTV : Gross Target Volume)	6
2.3.2. Klinik Hedef Volüm (CTV: Clinical Target Volume).....	6
2.3.3. İç Hedef Volüm (ITV: Internal Target Volume)	6
2.3.4. Planlanan Hedef Volüm (PTV: Planning Target Volume):	6
2.3.4.1. SM (Set-up margin).....	6
2.3.5. Tedavi Volümü:	7
2.3.6. Işınlanan Volüm (IV: Irradiated Volume):	7
2.3.7. Planlanan Riskli Organ Volümü	7
(PRV:Planning Organs at Risk Volume):	7
2.4. IMRT.....	7
2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar:	8
2.5.1. MLC Yapıları.....	8
2.6. Tedavi Planlama Sistemleri	10

2.6.1. Doz Hesaplama Algoritmaları	11
2.6.1.1. Clarkson Metodu	11
2.6.1.2. Model-Tabanlı Algoritmalar	12
2.6.1.3. Convolution-Superposition Metodu	12
2.6.1.4. Direkt Monte Carlo	12
2.6.2. Tedavi Alanı Dışındaki Dozlar (Periferik Doz)	13
2.6.2.1. Alan Dışı Dozların (PD) Önemi	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM	17
3.1. Araç ve Gereçler	17
3.1.1. Siemens Oncor Impression IMRT, Lineer Hızlandırıcı:	17
3.1.2. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom	18
3.1.3. PTW 30002 iyon odası	18
3.1.4. Gafchromic EBT Film	19
3.1.5. PTW 10002 Unidos Elektrometre	20
3.1.6. Epson 10000XL Film Tarayıcısı	21
3.1.7. XiO CMS tedavi planlama sistemi	21
3.2. Yöntem	21
3.2.1. İyon odası ölçümleri	22
3.2.1.1. Setin hazırlanması	22
3.2.1.2. Ölçümün Akışı	22
3.2.2. Film Ölçümleri	25
3.2.2.1. Film Kalibrasyonu	25
3.2.2.2. Ölçümün Akışı	27
3.2.3. TPS Verileri	27
4. BULGULAR	28
4.1. İyon Odası Bulguları	28
4.1.1. Kolimasyonun PD'ye Etkisi	28
4.1.2. Enerjinin (6 MV-18 MV) PD'ye Etkisi	31
4.1.3. Derinliğin PD'ye Etkisi	32
5. TARTIŞMA	37
KAYNAKLAR	43
EKLER	47
HAM VERİLER	48

ÖZGEÇMİŞ57

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Çeşitli lineer hızlandırıcıların MLC özellikleri.....	9
Tablo 3-1: Ölçüm noktalarının alan merkezine olan mesafeleri.....	23

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Radyoterapinin gelişimi	4
Şekil 2-2: Radyoterapide kullanılan volüm kavramları	5
Şekil 2-3: Üreticilere göre MLC yapıların makine çenelerine göre yerleşimleri	10
Şekil 2-4: PD oluşumuna katkıda bulunan faktörler	13
Şekil 2-5: a) 1 cm genişliğe sahip Siemens 3D-MLC (bkz. Tablo 2-1)	15
Şekil 3-1: RW3 su eşdeğeri katı fantom	18
Şekil 3-2: PTW 30002 iyon odası	19
Şekil 3-3: Gafchromic EBT absorpsiyon spektrumu	20
Şekil 3-4: “PTW- Unidos” elektrometre	20
Şekil 3-5: Ölçüm düzeneği	22
Şekil 3-6: Periferik doz ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi	24
Şekil 3-7: a) Kolimatör 0^0 deki ve b) kolimatör 90^0 deki ölçümlerde kolimatör çenelerinin ve MLC lerin pozisyonunun değişimi	25
Şekil 3-8: Kalibrasyon için ışınlanan filmler	26
Şekil 3-9: Gafchromic EBT Film Kalibrasyon Eğrisi	26
Şekil 4-1: 6 MV de PD'nin kolimatör açısıyla değişimi. Ölçümler iyon odasıyla, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm alanlarda, d_{max} (1.5 cm), 5 ve 10 cm derinliklerde yapılmıştır. $K=0^0$ Y kolimatörünün, $K=90^0$ MLC altındaki PD'yi göstermektedir	29
Şekil 4-2: 18 MV'de PD'nin kolimatör açısıyla değişimi. Ölçümler iyon odasıyla, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm ² alanlarda, d_{max} (3 cm), 5 ve 10 cm derinliklerde yapılmıştır. $K=0^0$ Y kolimatörünün, $K=90^0$ MLC altındaki PD'yi göstermektedir	30
Şekil 4-3: PD'nin enerjiyle değişimi. Enerji; 6 ve 18 MV, alan boyutları; 5x5, 10x10 ve 20x20cm, derinlikler; d_{max} , 5 ve 10cm'dir. $K=90^0$ dir.	32
Şekil 4-4: PD'nin derinlikle değişimi. Enerji; 6 ve 18 MV, alan boyutları; 5x5, 10x10 ve 20x20cm, derinlikler; d_{max} , 5 ve 10cm İO ölçümleri. $K=90^0$ dir.	33
Şekil 4-5: 6 MV'de, TPS, iyon odası (İO), Gafchromic EBT ile elde edilen PD değerleri. Kolimatör 90^0	34
Şekil 4-6: 18 MV'de, TPS, iyon odası (İO), Gafchromic EBT ile elde edilen PD değerleri. Kolimatör 90^0	35

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

PD: Periferik Doz

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)

MLC : Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)

SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

%DD: Yüzde Derin Doz

TPR: Tissue-phantom ratio, doku-fantom oranı

TMR: Tissue-maximum ratio, doku-maksimum oranı

BT, CT: Bilgisayarlı tomografi, Computing Tomography

MRI: Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic resonance imaging)

MU: Monitör unit

MV: Milyon Volt

MeV: Mega elektron Volt

TPS: Tedavi planlama sistemi

BT, CT: Bilgisayarlı Tomografi (Computing Tomography)

DRR: Dijital Radyografi (Digitally Reconstructed Radiograph)

DVH: Doz Hacim Histogramı

Gy: Gray (Absorbe doz birimi)

Co-60: Kobalt 60

ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)

ÖZET

Zubaroglu, A. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemine Sahip ONCOR Lineer Hızlandırıcıda Tedavi Alanı Dışındaki Dozların Belirlenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul (2010).

Radyoterapi’de tedavi alanı dışında oluşan periferik dozlar (PD) klinik sonuçlar açısından önemlidir. Bu çalışmada amaç, alan dışı mesafe, alan boyutu, çok yapraklı kolimatörün (MLC) rotasyon açısı, derinlik ve enerji gibi parametrelerin PD’ye etkilerini araştırmaktır.

Ölçümler, RW3 katı su fantomunda SSD:100cm’de Farmer 0,6cc iyon odası ve Unidos elektrometre ile 100MU’da yapıldı. Alanlar; 5x5cm², 10x10cm², 20x20cm², enerjiler; 6MV ve 18MV, kolimasyon; 0⁰ ve 90⁰, derinlikler; dmax, 5 ve 10cm’dir. Dozlar, ilgili alan için dmax değerine normalize edilerek %PD’ler bulundu. Parametrelerin PD’ye etkileri değerlendirildi. EBT film ve tedavi planlama sisteminin(TPS) verileriyle kıyaslandı.

PD’ler alan boyutuyla artarken, derinlikle belirgin bir değişiklik göstermedi. 18MV’de özellikle küçük alanda uzak mesafelerdeki dozlar daha yüksektir. K=90⁰’de her iki enerjideki PD’ler, alan kenarına yakın mesafelerde daha yüksek bulundu. Alan boyutuna bağlı olarak PD’ler, merkezden 30cm uzaklıkta maksimum dozun %0,1’i ile %0,5’i arasında değişirken 50cm uzaklıkta %0,02’si ile %0,1’i arasında değişmektedir. TPS ve iyon odası sonuçları alan dışında 2,5cm’e kadar uyum göstermiştir. EBT film ise, 10x10cm alanda 5 ve 10cm derinliklerde, alan dışında 15cm’e kadar iyon odasıyla uyumlu sonuç verdi.

Yakın mesafelerdeki PD’lerin yüksekliği kolimatör ve hasta saçılmasından kaynaklanmaktadır. PD’nin 18MV için uzak mesafelerde 6MV’ye göre daha yüksek oluşu, daha fazla sızıntı yaratması ve daha girici olmasındandır. X kolimatörün MLC’yle yer değiştirdiği cihazlarda MLC yönünde daha yüksek lif içi ve arası sızıntıya bağlı olarak PD artmaktadır. Aynı zamanda PD, makinenin zırlamasıyla da ilişkilidir. Çalışma, incelenen tüm parametrelere bağlı olarak, TPS’in hesaplamada yetersiz kaldığı periferik dozları, alan merkezinden 50cm’e kadar vermektedir. Böylece klinik koşullarda tedavi alanı dışındaki organların dozları tahmin edilebilir.

Anahtar Kelimeler : Periferik dozlar, Multilif kolimatör, Dozimetri, Yüksek enerjili X-ışınları

ABSTRACT

Zubaroglu, A. Assessing Peripheral Doses of Multi Leaf Collimator Equipped Oncor Linear Accelerator. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. Istanbul (2010).

In radiotherapy peripheral doses (PD) that occur out-of treatment field are important to the clinical results. The purpose of this study is to examine the effects of: distances to the field, field size, MLC rotation, depth and energy on PD.

Measurements were made with RW3 solid water phantom at SSD=100cm with farmer-type 0.6cc ionization chamber (IC) and Unidos electrometer at 100MU for fields: 5x5cm², 10x10cm², 20x20cm²; energy levels: 6MV and 18MV; collimation: 0⁰ and 90⁰; depth: dmax, 5cm and 10cm. PD% values were normalized to the central axis maximum dose of each field. We assessed effects of the parameters on PDs and compared these results with EBT film and TPS data.

The PDs increased with field size, but didn't show a significant difference with depth. At 18MV, specifically in smaller fields, the doses were higher from farther distances. At K=90⁰ both PD energy levels were found to be higher near field edge. Depending on the field sizes, PDs showed different ranges: 30cm away from the center, ranged from 0.1% to 0.5% of the maximum dose while PDs 50 cm away from the center, ranged from 0.02% to 0.1% of the maximum dose. Out-of -field TPS results were congruent up to 2.5 cm and EBT results were congruent up to 15cm with IC.

High PDs at shorter distances are due to collimator and patient scatter. At longer distances PD at 18MV is higher than 6MV because it creates more leakage and penetration. The machines that use MLC as X-jaw, increases MLC side PD due to more leakage within and between individual leaves. Through the parameters examined, it is clear that TPS inadequately calculates PDs, this study revealed specifically PD up to 50cm away from field center. Our results are helpful to predict critical structure's PDs in clinical use.

Key Words: peripheral doses, multileaf collimator, dosimetry, high energy X-rays

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, malign hastalıkların tedavi edilmesinde en sık kullanılan tedavi yöntemlerinden biridir. Radyasyon tedavisinde amaç, tümör volümüne kabul edilebilir en yüksek dozu verirken, sağlıklı dokuları maksimum korumaktır. Tümör volümüne verilen dozların artmasıyla lokal kontrol oranları da artmaktadır. Ancak hedef volüm dozları arttıkça, doku içinde saçılan doz oranı da artmaktadır (1). Tedavi planlama yazılımlarıyla tedavi sahası içindeki doz dağılımlarının büyük bir doğrulukla hesaplanabilmesine karşın alan dışı dozlar için aynı şeyi söylemek mümkün değildir (2).

Günümüzde çok yapraklı kolimatörler (MLC) sağlıklı dokuların korunmasında maksimum avantajı sağlamaktadırlar. Özellikle MLC'lerin kullanılmasıyla yapılan yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT) ile sağlıklı dokular en iyi şekilde korunurken, tümöre çok yüksek dozlar verilebilmektedir. Ancak bunu sağlarken yüksek monitor unit (MU)'lerin verilmesi cihazdaki sızıntı radyasyonu ve doku içi saçılmalardan kaynaklanan alan dışı dozları (periferik doz) arttırmaktadır (3).

Alan dışı dozlar, tedavi cihazının donatıldığı üretim teknolojisi ile şekillendirilen tedavi sahaları dışında, saçılmış dozlar nedeniyle oluşan, ikincil radyasyon etkisine sahip değişken dozlardır. Bu dozlar; derinlik, saha kenarına olan uzaklık, saha şekli ve boyutu, yüzey düzensizlikleri ve doku inhomojenitesi gibi parametrelere bağlıdır. Kritik organların korunması, gonad dozlarının hesaplanabilmesi, sağlıklı dokuların erken ve geç yan etki doz eşiklerinin aşılmaması açısından alan dışı dozların bilinmesi oldukça önemlidir. Pediatrik ve özellikle uzun süreli sağkalım elde edilen hastalarda bu dozlar yaşam kalitesinin sürekliliği ve ikincil kanser riskini arttırabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Lens, tiroid bezi, testis, over ve fetus gibi radyasyona duyarlı dokular için küçük dozlar bile kritik olabilmektedir (4). Katarakt, felç, kalp, solunum ve sindirim sistemi rahatsızlıkları da olası yan etkilerdir (5).

Tedavi cihazının kolimatör dizaynı, hedeflenen radyasyon alanındaki doz dağılımını etkilediği kadar alan dışı dozları da etkilemektedir. MLC ile donatılmış lineer hızlandırıcılarda çok yapraklı koruma lifleri ile şekillendirilmiş tedavi sahaları dışındaki doz dağılımında kolimatör saçılmaları, lif arası ve lif içi radyasyon geçirgenlikleri, hasta içi saçılmaları, tedavi cihazının kafa sızıntıları ve wedge filtre saçılmaları gibi etkenler önemli rol oynarlar (6).

Doz saçılmaları cihazın kolimatör dizaynında bulunan çok yapraklı koruma liflerinin pozisyonu ile değişkenlik göstermektedir (7-8). Radyoterapide, tedavi planlama sistemleri alan dışı dozlar hakkında yeterli bilgi vermemektedir. Bu çalışmada amaç, MLC ile yapılan tedavilerde alan dışı dozların, kolimatör açısı, foton enerjisi, alan boyutu, derinlik ve merkezi eksene uzaklık parametreleri ile değişimini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Fizik araştırmaları son yüzyıl içinde kanserin direkt ya da indirekt tedavisinde giderek artan bir paya sahip olmaktadır. 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen, Würzburg, Almanya'daki laboratuvarında vakumdan elektrik boşalmasının etkilerini araştırırken bilmediği bir ışını keşfetmiş ve X-ışını adını vermiştir. Bu tarihten sadece bir sene sonra Fransız fizikçi Henri Becquerel Paris'de uranyum tuzlarının fotoğraflık filmler üzerinde iz bıraktığını farketti. Bu tuzların X-ışınıyla benzer etkilere sahip olması, doğal radyoaktivitenin keşfi anlamına gelmekteydi.

Röntgen'in keşfinden birkaç ay sonra X-ışınları meme kanserinin tedavisinde kullanılmaya başlandı. 1896 yılında Fransa'da X-ışınları mide kanserinin tedavisi için kullanıldı. Bunu takip eden yıllarda yapay ve doğal radyoaktivite kullanılarak radyasyon tedavisi yani radyoterapi büyük bir gelişim göstererek günümüzde kanser tedavisinde en önemli tedavi yöntemlerinden biri olmuştur.

Radyasyon; atom tarafından enerjinin yayılması ve bu enerjinin boşluk ve doku içinde iletilmesi işlemidir. Kanser tedavisinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon terimi X ve γ ışınları ile, α , β partikülleri, protonlar, elektronlar, nötronlar ve pi-mezonları ve Karbon-12, Neon-20 gibi ağır yüklü iyonlarla olan radyasyon tiplerini kapsar.

2.2. Radyoterapi Teknikleri

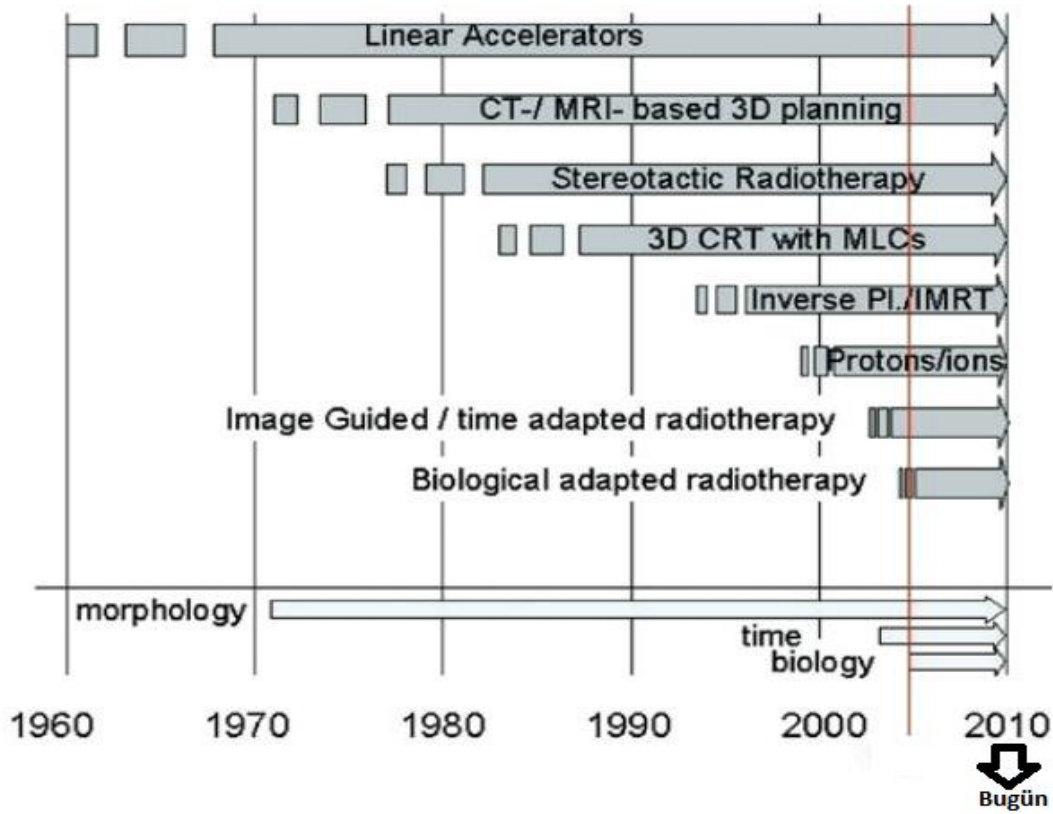
1960'lı yıllara kadar radyoterapi (RT) daha çok gözlemlere dayalı, deneysel ve başarı oranı düşük bir tedavi yöntemi idi. Bu durum son 40 yıl içinde oldukça değişmiştir. Artık RT daha güvenli, kesin ve hassasiyetle uygulanabilir olmuş; daha önce korkulan yan etkiler, edinilen tecrübeler ışığında büyük ölçüde giderilmiştir. Aynı zamanda, tümör kontrolü ve kür olasılığı kayda değer bir oranda artmıştır. Bu deneysel ve gözlemsel disiplinden, bilimsel ve daha yüksek doğruluklu aşamaya geçiş fizik ve teknolojiye gelişmeler sayesinde olmuştur.

1960'lı yıllara kadar radyoterapi (RT) daha çok gözlemlere dayalı, deneysel ve başarı oranı düşük bir tedavi yöntemi idi. Bu durum son 40 yıl içinde oldukça değişmiştir. Artık RT daha güvenli, kesin ve hassasiyetle uygulanabilir olmuş; daha önce korkulan yan etkiler, edinilen tecrübeler ışığında büyük ölçüde giderilmiştir. Aynı zamanda, tümör kontrolü ve kür olasılığı kayda değer bir oranda artmıştır. Bu deneysel ve gözlemsel disiplinden, bilimsel ve daha yüksek doğruluklu aşamaya geçiş fizik ve teknolojiye gelişmeler sayesinde olmuştur.

1910 ve 1950 yılları arasında, kilovoltaj X-ray uniteleri RT'nin gelişme aşamasında çok önemli bir rol oynayan ilk tedavi cihazlarıdır. Hala yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılabilir olmasına rağmen, yerini artık megavoltaj, X-ışınları da üretebilen, lineer elektron hızlandırıcılara bırakmıştır (9).

Co-60 cihazları, radyoaktif kaynaktan yayınlanan girici γ ışınları üretir. Kilovoltaj X-ışını cihazlarının yerini almak üzerine geliştirilmeleri 1950'li yıllarda olmuştur.

Betatron ve Co-60 tedavi cihazlarının yerini lineer hızlandırıcılara (linak) bırakması 1960 ve 1980 yılları arasında olmuştur. Şekil 2-1 lineer hızlandırıcıların kullanılmasından sonra tedavi tekniklerindeki gelişmeyi göstermektedir (9).



Şekil 2-1: Radyoterapinin gelişimi

2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi

Co-60 tedavi makineleri ilk olarak 1951 yılında Kanada'da (Green and Errington 1952; Johns ve ark 1952) kullanılmışlardır (10). Bu tarihten önce megavoltaj X-ışını cihazları denenmiş olsa da çok geniş bir kullanım alanı bulamamıştır. Co-60 cihazları eksternal ışın tedavilerinde sonraki 30 senenin en önemli dayanak noktası olmuş ve teleterapi için uygun bir seçenek olmasını sağlamıştır.

2.2.2. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

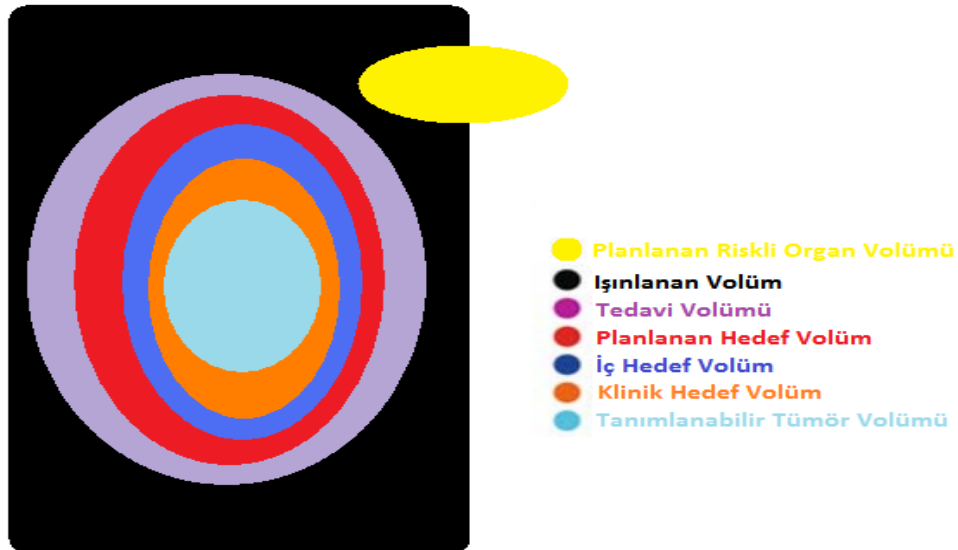
Konformal radyoterapi (CRT) kavramı 1960'lı yılların başında, aklı sürekli aksiyel tomografi kesitlerinden faydalanarak ve MLC yapılarının rotasyonu ile hedef volüme daha yüksek dozlar verebilmekle meşgul olan radyasyon onkoloğu S. Takahashi tarafından sunulmuştur (Takahashi 1965). 3 boyutlu (3D) CRT diagnostik görüntüler eşliğinde 3 boyutlu bilgisayar planlaması yapılması açılımını getirmiştir (9).

Hedef volüme istediğimiz dozu verebilmek ve sağlıklı dokuları koruyabilmek için 3 boyutlu görüntüler kullanarak yapılan tedavilere 3D-CRT denir. Konformal doz dağılımı kavramı tümör kontrol olasılığını (TCP) maksimize etmek ve normal doku komplikasyon olasılığını (NTCP) minimize etmek üzerine kurulmuştur. 3D-CRT tekniği arzu edilen klinik sonuçları elde edebilmek için daha detaylı fiziksel ve biyolojik verilere dayandırılmıştır.

3D-CRT daha optimal bir doz dağılımı vaat etse de, bunun önünde önemli engeller vardır. En önemli kısıtlamalardan biri tümör sınırlarının ne kadar bilindiğidir.

2.3. Tedavi Volümleri

Hem ICRU Rapor 50 (1993), hem de ICRU Rapor 62 (1999) 3D-CRT için kullanılan tanımları standardize etmiştir (11). Bu tanımlamalar radyasyon onkolojisi çalışanları için daha rahat anlaşılabilir bir dil oluşturmuş ve görüntüye dayalı hedef volüm terimlerinin ana hatlarını çizmiştir (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Radyoterapide kullanılan volüm kavramları

2.3.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü (GTV : Gross Target Volume)

GTV, radyolojik ve klinik tetkikler (palpasyon, inspeksiyon) sonunda belirlenen makroskopik tümör hacmidir (Şekil 2.2). GTV-P (Primer) primer tümörün olduğu bölgeyi, GTV-N (Nodal) makroskopik olarak ilişkili olduğu lenf nodlarını tanımlar. GTV'nin sınırlarının çizilmesi tedavi stratejisinin en temel faktörlerindedir.

GTV, primer tümörün tüm hacmini, kısmi tümör rezeksiyonundan geriye kalan makroskopik tümör dokusunu ya da cerrahi, kemoterapi (KT) veya RT'den sonra nüks eden bölgeyi ifade eder (9).

2.3.2. Klinik Hedef Volüm (CTV: Clinical Target Volume)

GTV ile birlikte onu saran mikroskopik tümör infiltrasyonu primer klinik hedef volümü CTV-P'yi oluşturur. CTV-N radyoterapi planlamasına dahil edilmesi gereken mikroskopik lenfatik tümör yayılımlarını ifade eder.

CTV'nin tanımı aynı zamanda total tümör rezeksiyonundan sonra ışınlanması gereken tümör yatağını da içermektedir (9).

2.3.3. İç Hedef Volüm (ITV: Internal Target Volume)

ITV, ICRU Rapor 62 ile tanımlanan bir terimdir. CTV'ye iç organların ve tümörün fizyolojik hareketlerinden dolayı iç marjlar (IM: Internal Margin) eklenmesiyle oluşur (Şekil 2-2). Solunum, kalp atışı, rektum-mesane doluluğu veya boş olması, tümörün şekil ve boyut değişimleri bu marjların belirlenmesi için takip edilmelidir. ITV çoğunlukla rijit kemik yapılar gibi anatomik referans noktalarıyla olan ilişkisine göre tanımlanır.

2.3.4. Planlanan Hedef Volüm (PTV: Planning Target Volume):

PTV, tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır .

2.3.4.1. SM (Set-up margin)

Tedavi süresince hasta set-up'ında değişiklikler (hasta pozisyon değişikliği, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülatör/tedavi aygıtı-koordinat hataları, insan faktörü) hedef volümde değişikliğe yol açar. Bu yüzden planlanan hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler (SM) göz önüne alınmalıdır .

2.3.5. Tedavi Volümü:

Tedavi volümü, planlanan volüm absorbe doz değerindeki izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe dozu sadece target veya planlanan volüme vermek imkansızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef volümden daha büyüktür.

2.3.6. Işınlanan Volüm (IV: Irradiated Volume):

Işınlanan volüm normal doku toleransına göre önemli sayılan bir absorbe dozu alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. Işınlanan hacmin absorbe doz seviyesi, tanımlanan absorbe dozun % si (%50) olarak ifade edilir. Işınlanan volüm kullanılan tekniğe bağlıdır .

2.3.7. Planlanan Riskli Organ Volümü

(PRV:Planning Organs at Risk Volume):

ICRU rapor 50'de OAR (Organs at Risk) olarak tanımlanan hedef volüm civarındaki riskli organlar ve dokular, ICRU Rapor 62'de PRV olarak yeniden isimlendirilmiştir.

Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik değişikliklere maruz kalır. Bu nedenle riskli organ hacmine de ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir. Risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek ve PTV/PRV ilişkisine göre doz düzenlemesi yapmak gerekir.

2.4. IMRT

IMRT normal dokular için NTCP'i asgari düzeye düşüren ve TCP'yi arttırmayı sağlayan yeni bir yöntem olmuştur. Yüksek dozla tedavi edilen volümün daha dikkatli bir şekilde şekillendirilmesi ve sağlıklı doku-hedef doku ayrımının daha iyi yapılmasını gerektirmektedir. IMRT konkav hedefler için de daha optimal bir doz dağılımı sağlamaktadır.

İlkel IMRT tedavileri 1960'lı yıllarda kama filtre ve fiziksel kompensatörler kullanılarak yapılmaya çalışılsa da çok başarılı olamamıştır. 1990'lı yılların başında IMRT doz dağılımını sağlamak için pratik yöntemler mevcut değildi. Şu an için geçerli olan yöntemler son 20 yıl içinde geliştirilmiştir;

- Metal kompensatörler
- Multiple Static Field (MSF) ya da step&shoot tekniği

- Dinamik MLC (DMLC) tekniği
- Tomotherapy
- Swept pencil beams
- The scanning attenuating bar method
- Intensity-modulated arc therapy (IMAT)
- Robotik Cyberknife

IMRT yapmaya elverişli yöntemlerdir (10).

2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar:

Medikal linaklar non-konservatif mikrodalgalar kullanarak, elektronları 4 – 25 MeV enerjilerine kadar hızlandırabilen devirli hızlandırıcılardır. Linaklarda elektronlar düz bir doğru boyunca hızlandırıcı dalga kılavuzu olarak isimlendiren özel tahliye yapıları boyunca hızlandırılırlar.

Klinik gereksinimler için farklı türlerde lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Bir kısmı sadece düşük megavoltaj (4 veya 6 MV) X-ışını sağlarken, diğer kısmı değişken yüksek enerjili megavoltaj enerjilerde hem X-ışını hem de elektron üretirler. Tipik modern bir lineer hızlandırıcı, 2 foton enerjisi (6 ve 18 MV) ve farklı elektron enerjileri (6, 7, 9, 12, 16 ve 22 MeV) üretmektedir (12).

2.5.1. MLC Yapıları

Düzensiz şekilli radyasyon sahalarının tanımlanması 3D-CRT’de önemli bir adım olmuştur, düşük erime sıcaklığına sahip alaşımlar (cerrobend) kullanılarak oluşturulan metal bloklar bu sahaların ışınlanması için kullanılmıştır. Kişiyeye özel hazırlanan bu bloklar hem zaman israfına, hem de yüksek maliyetlere neden oluyordu. Bu nedenle konformal radyoterapide önemli bir ilerleme MLC uygulamaları ile sağlanmıştır. MLC’ler konformal blokların yerini kısa sürede almıştır; çünkü hem maliyeti ve zaman kaybını azaltmış hem de tedavilerin esnekliğini belirgin biçimde arttırmıştır (9).

MLC’ler karşılıklı iki kümeden oluşan ve radyasyon alanını kısmak için kullanılan çoklu yaprak sistemine sahip, herbiri bağımsız olarak hareket edebilen ışın düzenleyicilerdir. Yapraklar, radyasyon kaynağının ışın penceresinden tümör şekliyle eşleşecek şekilde manuel

olarak ya da motorlarla hareket ettirilebilir. MLC tanımlamaları 3 boyutlu tedavi planlama bilgisayarlarına girilir (13, 14).

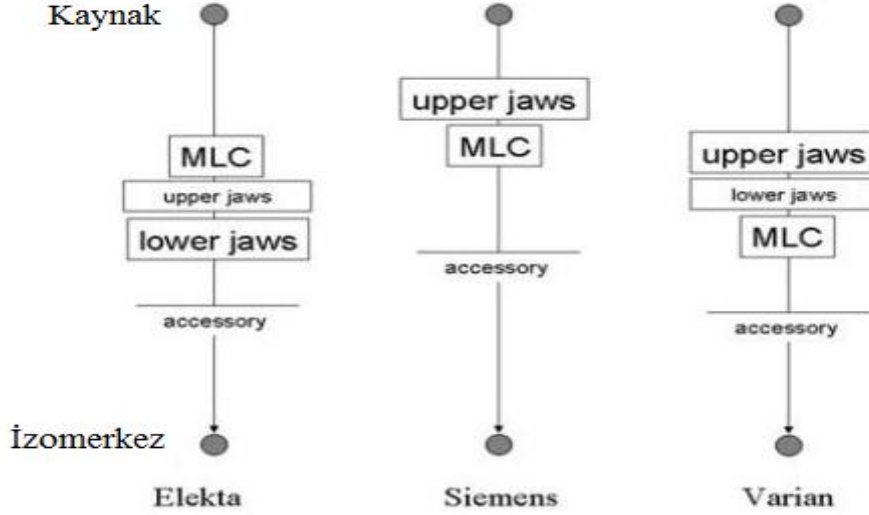
MLC'lerin performanslarını karakterize eden en önemli teknik parametre mekanik ve geometrik özellikleridir (Tablo 2-1).

Tablo 2-1: Çeşitli lineer hızlandırıcıların MLC özellikleri

Üretici	Ticari İsmi	İzomerkez yaprak genişliği (mm)	Orta-hat hareket mesafesi (cm)	Yaprak sayısı	Maksimum alan boyutu (cm)	Odak özelliği
Elekta-1	Integrated MLC	10	12.5	40×2	40×40	Tek Odak
Elekta-2	Beam modulator	4	11	40×2	16×22	Tek Odak
Siemens-1	3D MLC	10	10	29×2	40×40	Çift odak
Siemens-2	Optifocus	10	10	41×2	40×40	Çift odak
Siemens-3	160 MLC	5	20	80×2	40×40	Tek Odak
Varian-1	Millennium MLC-52	10	20	26×2	26×40	Tek Odak
Varian-2	Millennium MLC-80	10	20	40×2	40×40	Tek Odak
Varian-3	Millennium MLC-120	Merkezi 20 cm alanda: 5 mm; dış 20 cm alanda: 10 mm	20	60×2	40×40	Tek Odak

MLC yerleşimi dikdörtgen kolimatör çenelerine bağlı olarak farklı şekillerde olabilir (Şekil 2-3):

1. Üst çenenin yerini alacak şekilde
2. Alt çenenin yerini alacak şekilde
3. Üçüncü kolimatör konfigürasyonu olarak



Şekil 2-3: Üreticilere göre MLC yapılarının makine çenelerine göre yerleşimleri

2.6. Tedavi Planlama Sistemleri

Tedavi planlama sistemleri eksternal ışın tedavilerinde tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek için, doz dağılımları ve hüzme şekillerini oluşturmak amacıyla kullanılan bilgisayar yazılım ve donanımlarıdır. Hasta anatomisi ve tümör hedefleri 3 boyutlu modeller şeklinde tanımlanabilir. Tedavi planlama süreci bir çok aşamayı kapsar. Medikal fizikçi baştan sona TPS verilerinin güvenilirliği ve sağladığı doz dağılımlarının doğruluğundan sorumludur.

1970’li yıllara kadar tedavi planlama, manuel hesaplamalara ve tecrübeli dozimetristlerin ışın ağırlığı ve kama filtre kullanımı üzerine verdiği kararlara bağlıydı. İzodoz tabloları hastanın dış yüzeyi göz önünde bulundurularak yeniden şekillendiriliyor, tahmini doz değerleri elde ediliyordu.

Bilgisayarlı tomografideki (BT) eş zamanlı gelişmeler, BT tabanlı tedavi planlama sistemleri için yeni bir çığır olmuş, hastanın aksiyal anatomisi üzerinde doz dağılımlarını görmek mümkün hale gelmiştir.

Tedavi planlama süreci ışın verilerinin edinilmesi, bunların TPS’de hasta verileri ile bütünleştirilmesi ve tedavi makinesine iletilmesi gibi adımlardan oluşmaktadır. Tedavi planlama donanımları ve yazılımlarındaki önemli gelişmeler grafik, hesaplama ve mevcut sistemlerin optimize edilmesi üzerine olmuştur. Sistem ‘sanal hasta’ üzerinde, ışın penceresi (Beam’s eye views- BEVs), yeniden şekillendirilmiş dijital radiografiler (Digitally reconstructed radiographs- DRRs) görüntüleyebilir ve keyfi noktalardaki doz dağılımını kullanıcıya sunabilir. Doz dağılımları 2 boyutlu modellerden 3 boyutlu Monte Carlo

tekniklerine evrilmiş ve artan hesaplama gücü ile doz analiz hızı da artmıştır. Geleneksel ileri planlama, yerini artık kullanıcının doz kriterlerini belirleyebildiği tersten planlamaya bırakmıştır. Doz optimizasyonu; CT, magnetik rezonans (MRI) ve diğer dijital görüntüleme tekniklerine dayanarak doz-volüm histogramları (DVHs) ile yapılabilmektedir (12).

2.6.1. Doz Hesaplama Algoritmaları

Geleneksel olarak hasta doz dağılımları su fantomundan elde edilen doz dağılımlarının düzeltilmesine dayalıydı. Çeşitli düzeltmeler aşağıdaki gibi uygulanmaktadır:

- Kama filtreler, bloklar (düzensiz sahalar) kompensatörler gibi ışın düzenleyiciler için yapılan düzeltmeler; hesaba katılan tipik sahalar ölçülen açık alanlar değildir
- Kontör düzeltmeleri; su fantomuna kıyasla düzensiz olan hasta dış yüzeyi göz önüne alınarak
- Heterojenite düzeltmeleri; homojen su tankına göre heterojen olan doku yoğunlukları göz önüne alınarak

Düzeltilmelerin büyüklüğü her bir düzeltme için çok farklı olabilmektedir.

Işın düzenleyici düzeltmesi en önemli olandır. Örneğin 60 derecelik kama filtrenin kalın tarafının altındaki doz akısı ince ucundakine oranla 3-5 kat az olabilmektedir. IMRT’de hüzmeye yoğunluğu 10 kata kadar farklı olabilmektedir. Heterojenite düzeltmeleri %10-%30 arası fark doğurabilmektedir. Kontur düzeltmeleri, kompensatör de kullanılıyorsa en az önemli olanıdır ve nadiren %3 gibi farklara neden olmaktadır. Ama batin bölgesi gibi rölatif olarak homojen olan bölgelerde kontör düzeltmesi inhomojenite düzeltmesinden daha önemlidir.

2.6.1.1. Clarkson Metodu

Dikdörtgensel, kare ya da dairesel dışındaki alanlar düzensiz olarak isimlendirilir. Düzensiz alanlar, birincil ışıklardan korunan radyasyona duyarlı yapılarda örneğin Hodgkin ışınlamalarında karşımıza çıkar. Yüzde derin doz (%DD), tümör hava oranı (TAR), tümör maksimum oranı (TMR) gibi veriler çoğunlukla dikdörtgen alanlar üzerine tanımlanmıştır. Bu nedenle bu verileri düzensiz alanlarda kullanmak için çeşitli metodlara ihtiyacımız vardır. Clarkson tarafından önerilen metodlardan biri, pratikte en genel durumlarda uygulanabilirliğini kanıtlamış, sonraları Cunningham tarafından geliştirilmiştir.

Clarkson metodu, alan boyutuna ve şekline bağlı olan derin dozun saçılan bileşeninin, alan boyutuna ve şekline bağlı olmayan birincil bileşenlerden hesaplanabileceği prensibine dayandırılmıştır. Özel bir nicelik olan saçılma hava oranı (SAR, Scatter Air Ratio) saçılan dozu hesaplamak için kullanılır (15).

2.6.1.2. Model-Tabanlı Algoritmalar

Bu algoritmaların kullanımında hem avantaj hem de dezavantajlar vardır. Dezavantajlarından biri her bir özelliğin açık bir şekilde dahil edilmesi zorunluluğudur. Örneğin, doz build-up, penumbra ve fantom saçılmalarının hepsi ölçülen doz dağılımlarının içinde mevcuttur ve bunlar için belirgin bir modellemeye gerek yoktur. Her ne kadar bütün bu karakteristikler hastadan hastaya değişiyor ve düzeltilmesi gerekiyor olsa da, çoğu kez radyasyonun iletimini direkt hesaplayarak simüle eden bir model kullanmak daha verimli ve doğru sonuçlar verir.

2.6.1.3. Convolution-Superposition Metodu

Convolution-superposition, model-tabanlı doz hesaplama metoduna sahiptir ve bir çok araştırmacının katılımıyla son 20 yıldır geliştirilme aşamasındadır. Bu metod ticari tedavi planlama sistemlerinde en yaygın kullanılan yöntemdir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler yeterince hızlı hesaplamalar yapılmasını sağlamaktadır.

Convolution-superposition metodu foton ışınlarının doz iletimindeki indirekt davranışının modellenmesiyle başlamıştır. Bu modele göre primer fotonlar, saçılan fotonlar ve harekete geçen elektronlarla ayrı ayrı etkileşir (16).

2.6.1.4. Direkt Monte Carlo

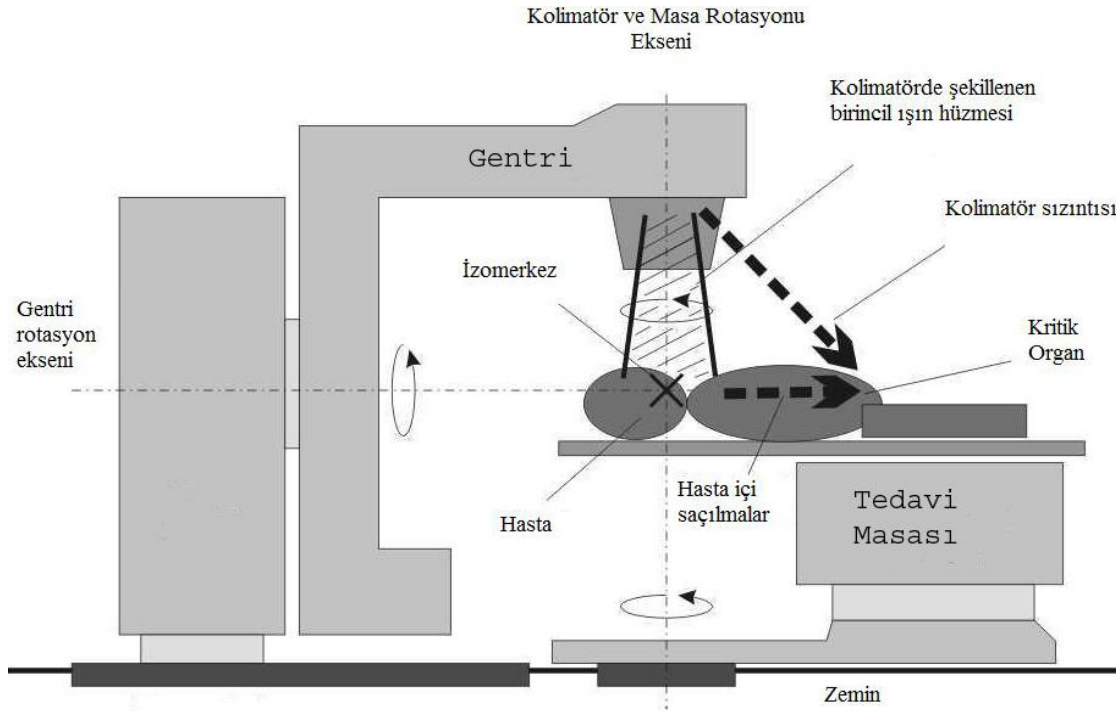
Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içinde iletimini simüle eden bir bilgisayar programından oluşur. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşmelerinin olasılık dağılımlarını, temel fizik kanunlarını kullanarak gösterir. Ne kadar çok simüle edilen parçacık olursa, o kadar yüksek doğrulukla doz dağılımları tahmin edilebilir. Bununla birlikte simüle edilen parçacıklar arttıkça, hesaplama zamanı da artacaktır. Doz dağılımı, ortam içinde enerji birikimini arttıran iyonize olayların paketler halinde toplanmasıyla hesaplanır. Yeterli doğrulukta tedavi planlama simülasyonları yapabilmek için birkaç yüz milyondan, bir milyara kadar parçacık etkileşiminin hesaplanması gerektiği tahmin edilmektedir (15).

2.6.2. Tedavi Alanı Dışındaki Dozlar (Periferik Doz)

Tedavilerde kullanılan radyasyon türü ne olursa olsun dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, hedeflenen tedavi hacmine verilmek istenen dozu mümkün olan en yüksek doğrulukla iletmek ve bu hacim civarındaki sağlıklı dokular ve korunmak istenen kritik organları en düşük doza maruz bırakmaktır. Yapılan çalışmalarda radyasyon kanser tedavisinde mucizevi bir yöntem olarak görülüyordu ama tedavi gören hastalarda zamanla ortaya çıkan nüks ve sağlıklı dokularda sonradan ortaya çıkan hasarlar radyasyon alanı ve alan dışındaki dozların önemini ortaya koymaktaydı (17, 18).

Periferik doz (PD) radyasyon alanı dışındaki doku veya fantom materyalinde oluşur. Bu dozların oluşmasına katkıda bulunan başlıca faktörler (Şekil 2-4) :

- I. Tedavi volümünden kaynaklanan saçılmalar (fantom bileşeni),
- II. Işın düzenleyiciler ve kolimatörden kaynaklanan saçılmalar,
- III. Kafa sızıntıları ve makine dizaynından kaynaklı saçılmalar,
- IV. Tedavi odası, zemin ve duvarlarından kaynaklanan saçılmalar (17).



Şekil 2-4: PD oluşumuna katkıda bulunan faktörler.

IMRT gibi teknikler yüksek dozlarla yapılmaktadır. Alanların hüzme yoğunluğu, segmentasyon algoritması kullanılarak ayarlanır. TPS tarafından hesaplanan akı haritaları, uygulanabilir hüzme segmentlerine dönüştürülür.

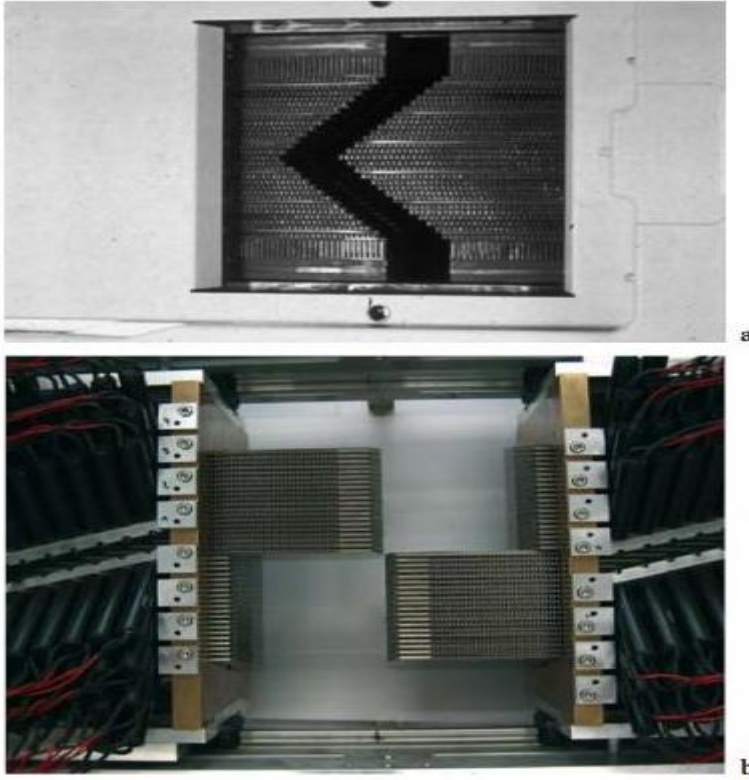
Linak kafa yapısı içine yerleştirilmiş MLC'ler bu düzensiz ve küçük segmentlere ayrılmış alanların doz dağılımının oluşması için uygun pozisyonu alırlar. Bu nedenle hesaplanan ve verilen dozlar Linak'ın MLC yapraklarının aşağıdaki niteliklerine bağlıdır.

- Lif uçları ve kavisi: Diverjans uyumu ve dizayn ile ilgili saçılmaları ifade eder.
- Lif içi sızıntı: Lif içi geçirgenliği yani her bir lifin radyasyon geçirgenliğini ifade eder.
- Lif arası sızıntılar, Tongue – Groove etkisi: İki zıt yönlü lifin ve komşu liflerin radyasyon geçirgenliklerini ifade eder (19).

TPS algoritmaları PD hesaplamalarında daha önce ölçülen alan dışı doz verilerini kullanmaktadır. MLC pozisyonu ile şekillendirilen belirsiz alanların PD katkısı, her bir varyasyonla birlikte büyük değişiklik göstermektedir.

Alan dışı dozlar tedavinin yapıldığı radyasyon enerjisi, alan boyutları, kaynak-cilt mesafesi (SSD), ışınlanan dokunun kalınlığı, derinliği, ölçüm yapılan noktanın lateral pozisyonu ve bu noktanın ışın eksenine uzaklığına bağlıdır (6).

MLC'ler genellikle Linak'ın kafa bileşeni içinde X ya da Y doğrultusunda bulunurlar. Diğer eksen asimetric pozisyon da alabilen kolimatör şekillendiricilere (Jaw) sahiptir. Korunacak kritik dokuların ve ışınlanacak sahanın gerektirmesi veya kama kullanılması gibi durumlarda kolimatör açısı uygun MLC pozisyonunu alabilmek üzere 90 veya 270 derece olabilmektedir. Bu da MLC ile şekillendirilmiş alanlarda liflerin ya da lif aralarının geçirgenliğinden dolayı PD'yi etkilemektedir. Aşağıdaki şekilde Siemens linaklarında kullanılan MLC yapılarına örnekler gösterilmiştir (Şekil 2-5).



Şekil 2-5: a) 1 cm genişliğe sahip Siemens 3D-MLC (bkz. Tablo 2-1)

b) Siemens yeni nesil 160 MLC (bkz. Tablo 2-1)

2.6.2.1. Alan Dışı Dozların (PD) Önemi

IMRT gibi yöntemlerle kullanılan radyasyon dozu arttıkça PD miktarları da daha çok ilgiye değer görülmüştür. Konvansiyonel radyoterapiye göre çok daha yüksek olan bu dozlar hamile hastaların tedavisinde fetus dozlarının hesaplanabilmesi açısından önemlidir (20, 21). Aynı zamanda, katarakt, kalp rahatsızlıkları, felç, sindirim-solunum rahatsızlıkları ve ikincil kanser oluşumu gibi geç yan etkilerin ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (22). Alan dışı dozların doğruluğu, ikincil malignitelerin oluşması ve sağlıklı doku tolerans dozlarının aşılması açısından önemlidir (8).

Dokuların sınıflandırılmaları histopatolojik özelliklerine göre seri, paralel ya da seri-paralel yapıya sahip olmaları üzerinedir. Seri organların kısmi bir volümü bile tolerans limitlerinin ötesinde bir radyasyon dozuna maruz kalırsa, organ tamamıyla işlevini kaybedebilir. Buna örnek olarak omurilik, optik sinirler ve kiazma verilebilir. Buna karşın paralel organların zarar görebilmesi için daha geniş bir volümünün yüksek dozlara maruz kalması gerekir (akciğerler ve böbrekler). Seri-paralel organlarda önemli olan ışına maruz kalan volüm ve o volümün aldığı maksimal dozdur. Organa verilen zarar muhtelif patolojik

mekanizmalara bağlı olarak gelişir. Seri-paralel organlara örnek olarak kalp verilebilir; koroner arterler paralel, miyokardium ise seri bir yapıdadır (9, 10).

Göz merceği, karşı meme, tiroid bezi, over ve testisler gibi radyasyona duyarlı sağlıklı dokuların PD nedeniyle aldıkları dozlar ikincil kanserlerin oluşma riski açısından önemlidir. Gz bölgesi ışınlamalarında saçılan dozlar lens opaklığına, çocukluk ağı profilaktik kranyal ışınlamalarda; yaşam boyu yüksek tiroid kanseri riskine, meme tedavisi gören hastalarda; karşı meme maligniteleri geliştirme riskine, seminoma ve pelvik ışınlamalarda testislere saçılan dozlar; spermatogenesisin bozulmasına neden olabilir. Ayrıca pelvik ışınlamalardan saçılan dozlar erken menapoz, ergenlik ve pediatrik dönemi abdominopelvik ışınlamalarda gonadların aldıkları dozlar kalıtsal bozuklukların oluşmasına neden olabilir. Ayrıca hamile kadınlarda Hodgkin hastalığı ve meme kanseri tedavisinin, gelişimi devam eden fetusa deterministik ve stokastik zararlarının olduğu bilinmektedir (4).

Çalışmamızda 6 MV ve 18 MV foton hüzmeleri için alan dışı dozlar, 2 farklı ölüm yöntemi ve TPS ile elde edilerek sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler Enstitüye aittir. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda verilmiştir.

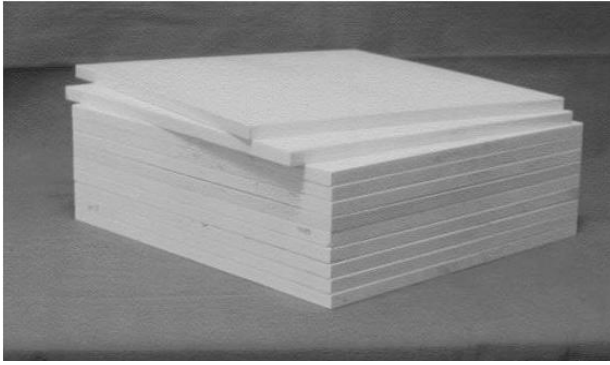
- Siemens Oncor Impression IMRT Lineer Hızlandırıcı
- RW3 su eşdeğeri katı fantom
- PTW 30002 iyon odası
- Gafchromic EBT film
- PTW 10002 Unidos Elektrometre
- Epson 10000XL Film Tarayıcısı
- XiO CMS tedavi planlama sistemi

3.1.1. Siemens Oncor Impression IMRT, Lineer Hızlandırıcı:

6 ve 18 MV foton ve 6, 7.5, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjilerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz OPTIFOCUS™ (Multileaf Collimator) çok yapraklı kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar alt kolimatörüne (X-Jaw) yerleştirilmiş ve 82 (41 çift) adettir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen Y kolimatöründen (Y Jaw) oluşmuştur. Açık alanlarda foton ışınları için maksimum doz derinliği; 6 MV için 1,5 cm ve 18 MV için ise 3 cm'dir. SSD=100 cm'de foton ışınları için cihazın sağlayabildiği en büyük alan boyutu 40x40 cm²'dir. Cihaz durağan dalga hızlandırıcı, 270⁰'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Elle takılıp çıkartılan 15°, 30°, 45°, 60° fiziksel ve bilgisayarla idare edilen 15°, 30°, 45°, 60° sanal kama filtrelerine sahiptir. Sanal kama filtreler; kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2 mm'de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, Ø=5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm ve 25x25 cm'lik standart alanlı konüsler kullanılır. Cihaz IMRT fonksiyonlarına sahip ve buna uygun karbon fiber tedavi masasına sahiptir. Hasta pozisyonunun doğrulanmasını sağlayan, amorf Silikon (a-Si) detektörü bulunan OPTIVUE™ Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı mevcuttur (23).

3.1.2. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanılan, beyaz polystyreneden yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom materyalidir. Ölçüm aralığı fotonlar için Co-60 ile 20 MV; elektron için 4 MeV ile 25 MeV enerjilerine kadardır. Boyutları $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ ' dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan oluşmaktadır (Şekil 3-1). Ölçüm derinliğine yerleştirilmek üzere, arada hava boşluğu bırakmayacak şekilde iyon odalarının yerleştirilebileceği kesitlere sahiptir.



Şekil 3-1: RW3 su eşdeğeri katı fantom

3.1.3. PTW 30002 iyon odası

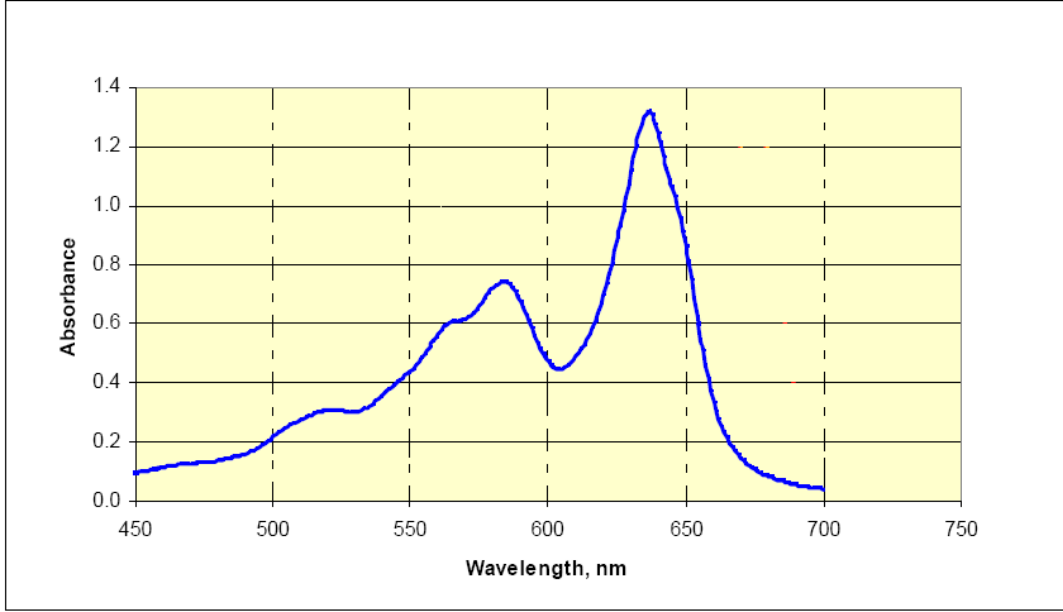
İyon odaları radyoterapi ve diyagnostik radyolojide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amaçlarına uygun değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmamızda kullanılan $0,6 \text{ cm}^3$ hassas volüme sahip bir farmer tipi silindirik iyon odasıdır. Duvar materyali ve merkezi elektrodu grafitir. Build-up kepi 4,55 mm kalınlığında olup PMMA dan yapılmıştır. Hassas hacmin yarıçapı 3,15 mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 kV - 50 MV foton ve 10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir. Nominal iyon odası voltajı $\pm 400 \text{ V}$ 'tur. Şekil 3-2, iyon odasını göstermektedir.



Şekil 3-2: PTW 30002 iyon odası

3.1.4. Gafchromic EBT Film

GAFCHROMIC® EBT film (International Specialty Products, Wayne, NJ, USA), yaklaşık 17 mikron aktif tabakaya sahip olup, ışınlamadan önce renksiz ve saydam bir görünümündedir. İyonize edici radyasyona maruz kaldığında, kararına derecesi absorbe dozun miktarıyla orantılı olan mavi bir renge dönüşür. Renk değişimi enerjetik foton veya partiküllerin renksiz fotomonomer moleküllere enerji transfer etmesiyle oluşan polimerizasyon işlemi sonucunda meydana gelir. 636 ve 585 nm’ de maksimum duyarlılık gösterir (3-3). Işınlamadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir. GAFCHROMIC® EBT film, eksternal RT’de, özellikle IMRT’de ve brakiterapi uygulamalarında kullanılmakta ve ışınlamadan sonra banyo gereksinimi göstermemektedir. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. 1cGy ile 800 cGy arasındaki dozlara hassastır. Üniformdur. keV’tan MeV’a enerji bağımsızlığı vardır. Doku eşdeğeridir. 0,1 mm den iyi uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Uzun süre flüoresan ışığına maruz kalma hariç, oda ışığına hassas değildir. Suyu dirençlidir. Su fantomunda kullanılabilir. Vidar, Epson ve Microtek tarayıcılarla taranabilir. EBT film, en iyi flatbed tarayıcıların kırmızı kanalında 635 nm de absorpsiyon değeriyle taranır (Şekil 3-3). Kırmızı kanal en iyi kontrastı verir.



Şekil 3-3: Gafchromic EBT absorpsiyon spektrumu

3.1.5. PTW 10002 Unidos Elektrometre

Ölçümlerde, 30 iyon odasına kadar kalibrasyon verilerini hafızasına kaydedebilen PTW 10002 Unidos Elektrometre kullanıldı (Şekil 3-4). Farklı iyon odaları ve katı-hal dedektörleri ile uyumludur. X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılabilir. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.



Şekil 3-4: "PTW- Unidos" elektrometre

3.1.6. Epson 10000XL Film Tarayıcısı

Profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve ağ özelliklerini sunan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000 XL, tam A3+ boyutuna kadar mükemmel tarama yapmaktadır. Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800 dpi; renk derinliği, 48 bit'tir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C arasındadır.

3.1.7. XiO CMS tedavi planlama sistemi

XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için; Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır.

3.2. Yöntem

Bu çalışma Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcı cihazında 6 ve 18 MV foton enerjilerinde yapıldı. Periferik dozlar, farklı derinliklerde ve farklı dozimetrik yöntemlerle

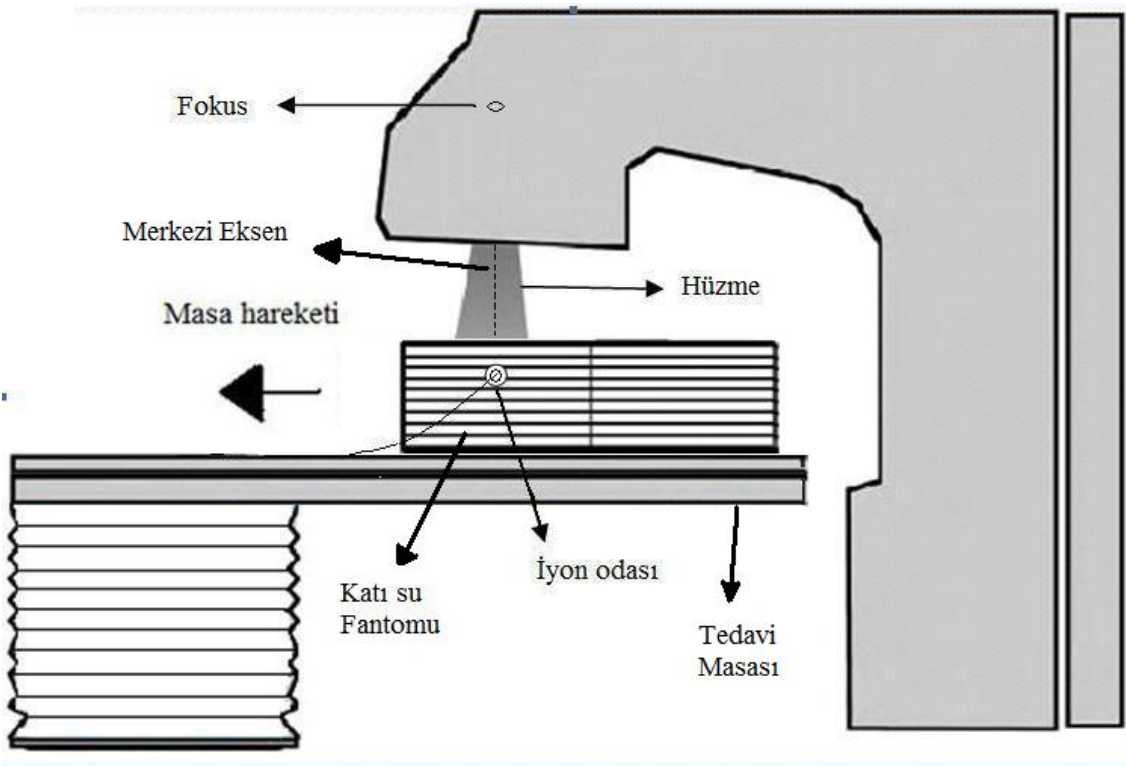
araştırıldı. Her ölçümden önce cihazın dozimetrik ve geometrik özelliklerinin doğrulukları teyit edildi.

3.2.1. İyon odası ölçümleri

Ölçümler 0,6 cc Farmer tipi iyon odası ve UNIDOS elektrometre ile yapılmıştır.

3.2.1.1. Setin hazırlanması

Ölçümde 40x40x1 cm boyutlarında RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. Birbirini masa eksenine boyunca takip eden iki sıra halinde, aralarında hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirilen fantomlar, 20 cm yükseklikte olacak şekilde dizilmiştir. Yapılan ölçümlerde oluşturulan fantom düzeneği yükseklik(Y), genişlik(G), uzunluk(U) itibarıyla sırasıyla 20 cm, 40 cm, 80 cm olarak, 40x40x20 cm³'lük iki fantom seti birleştirilerek oluşturulmuştur. Şekil 3-5 ölçüm düzeneğini göstermektedir.



Şekil 3-5: Ölçüm düzeneği

3.2.1.2. Ölçümün Akışı

Ölçümler SSD: 100cm'de yapıldı. İyon odasının yerleşim eksenine masa hareketine dik olacak şekilde ayarlandı. Her bir ölçü için doz süresi, okunan değerler rölatif (görelî) olarak değerlendirileceği için 100 MU olarak seçildi.

Ölçümler 4 farklı değişken göz önünde bulundurularak;

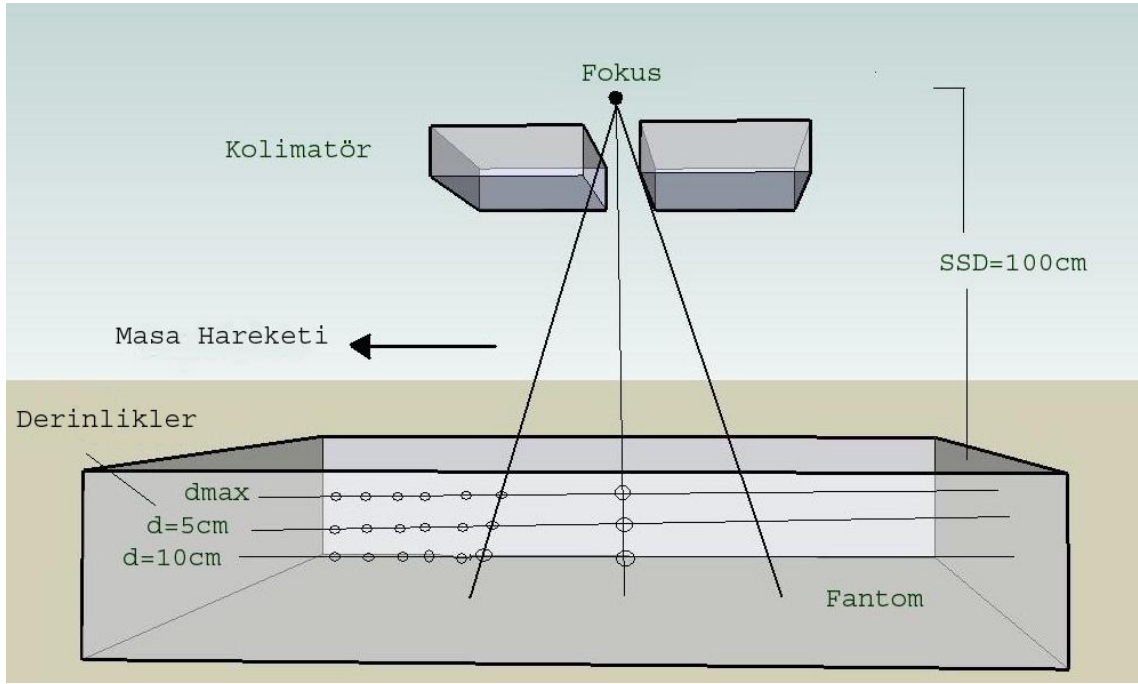
- I. Alan boyutu değişimi için; 5x5, 10x10 , 20x20 cm² alan boyutları,
- II. Derinlik değişimi için; dmax (1,5 ve 3 cm), 5 cm, 10 cm derinlikler,
- III. Enerji değişimi için; 6 MV ve 18 MV foton hüzmeleri,
- IV. Kolimatör açısı değişimi için; 0 ve 90⁰'de yapıldı.

İlk ölçümler alan merkezinde, 2. ölçümler ise alan kenarı olmak üzere aşağıda gösterilen merkez dışı uzaklıklarda alınmıştır (Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Ölçüm noktalarının alan merkezine olan mesafeleri

6 MV	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
dmax=1,5cm	0	2,5	5	7,5	10	15	20	30	40	50
d=5cm	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
d=10cm	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
18 MV	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
dmax=3cm	0	2,5	5,1	7,5	10,3	15	20	30	40	50
d=5cm	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
d=10cm	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50

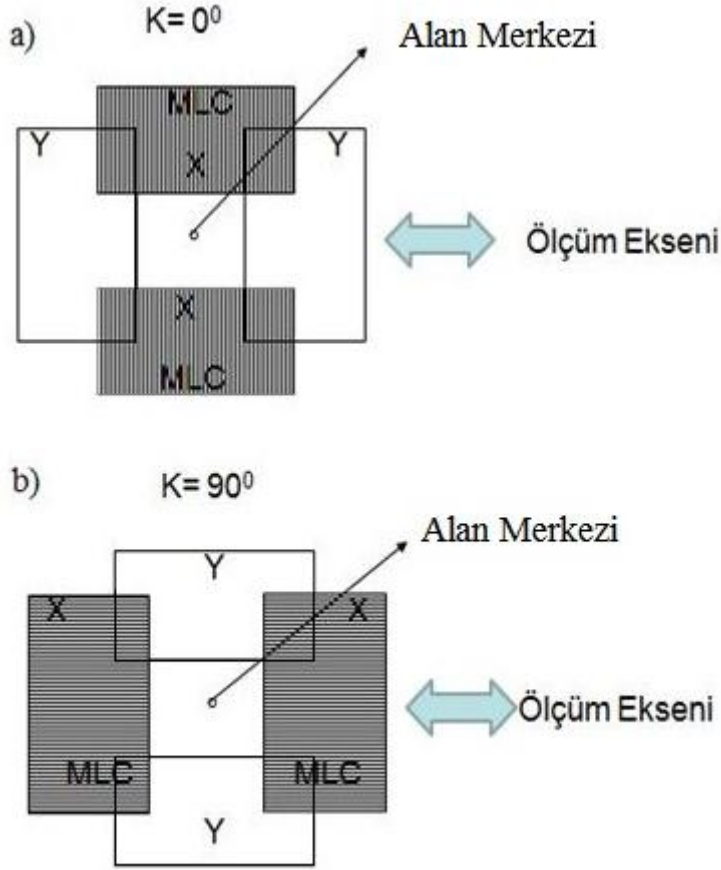
Farklı mesafelerde ölçü alabilmek için merkezi eksen belirlendikten sonra masa makina gövdesine doğru longitudinal (boyuna – Y doğrultusunda) ekseninde ölçüm için gerekli olan mesafelere kaydırıldı. Mesafenin doğruluğu dijital olarak kontrol edildi. Her bir ölçüm üç kere tekrarlandı (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: Periferik doz ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi

100 MU ile alınan her alan, kolimatör açısı, enerji ve derinlikteki ortalama okuma değerleri (mGy), d_{max} 'taki okuma değerine normalize edildi. Bu normalize % PD değerlerinin alan, derinlik ve enerji ile değişimini gösteren grafikler çizildi.

Şekil 3-7, ölçümler sırasında farklı kolimatör açılarında kafa içindeki değişiklikleri göstermektedir. Kolimatör 0^0 iken cihazın çeneleri (Y-Jaw) ölçüm yönünde aktiftir, ölçüm ekseni her noktada çenelerin koruması altındadır (Şekil 3-7a). Kolimatör 90^0 (X-MLC) iken MLC'ler ölçüm yönünde aktif durumdadırlar, fantom içinde ölçüm noktaları MLC altındadır (Şekil 3-7b).



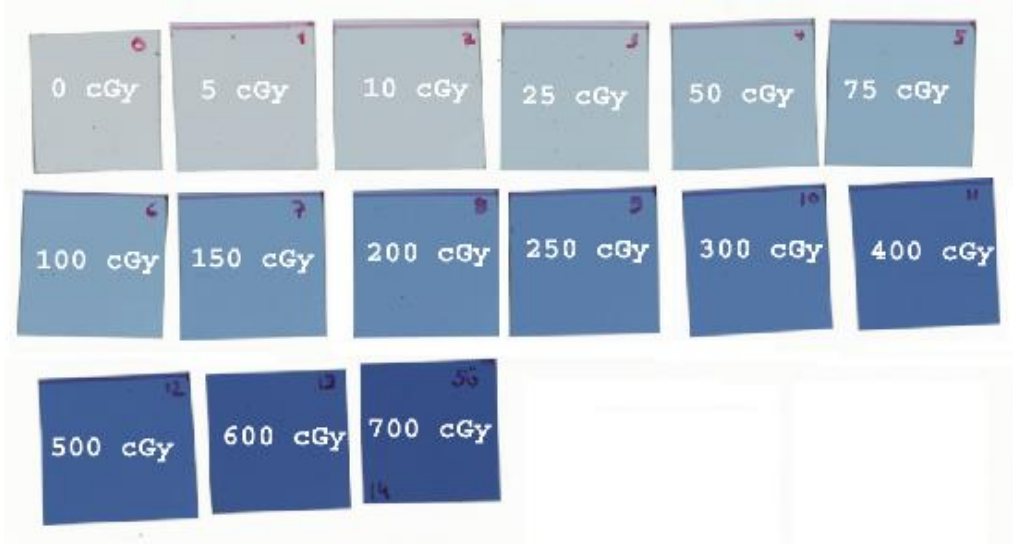
Şekil 3-7: a) Kolimatör 0° deki ve b) kolimatör 90° deki ölçümlerde kolimatör çenelerinin ve MLC lerin pozisyonunun değişimi

3.2.2. Film Ölçümleri

Film ölçümleri Gafchromic EBT ile yapılmıştır.

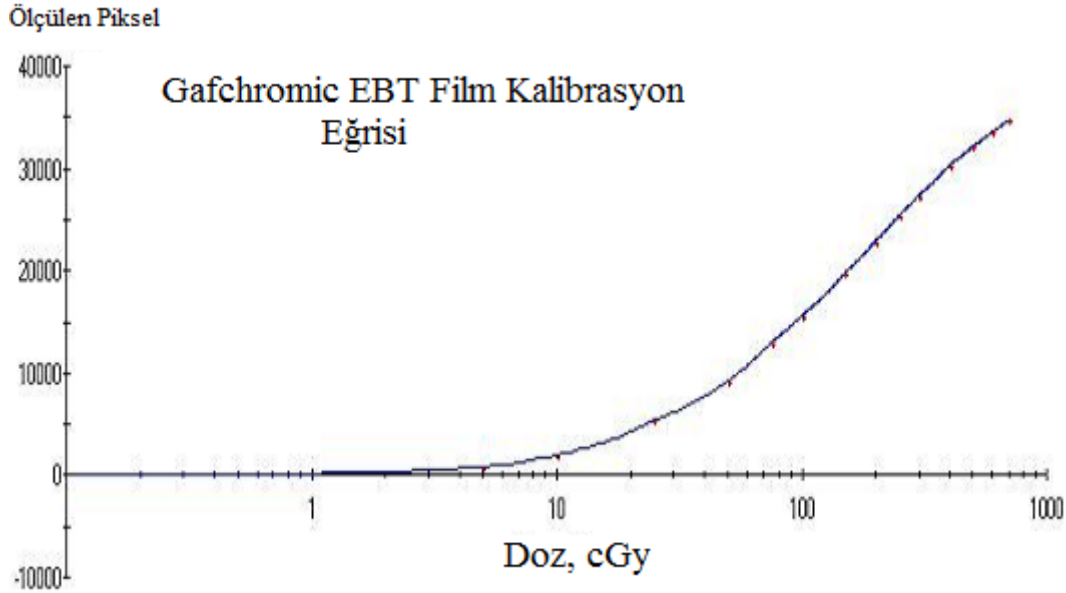
3.2.2.1. Film Kalibrasyonu

Kalibrasyon işlemi 6MV'de, $d_{max}=1,5\text{cm}$ derinliğinde $SSD=98,5\text{ cm}$ 'de yapıldı. $2 \times 2\text{ cm}^2$ EBT filmleri, $10 \times 10\text{ cm}^2$ açık alan merkezine yerleştirilerek 5, 10, 25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600, 700 cGy verilerek ışınlandı (Şekil 3.8).



Şekil 3-8: Kalibrasyon için ışınlanan filmler

Filmler, Epson 10000XL flatbed film tarayıcısında tarandı. Filmin optik geçirgenliği PTW Mephysto mc² Film Cal yazılımıyla elde edildi. Okunan film piksel değerleri, ışınlanmamış piksel (sis) değerlerinden çıkarılarak net optik değerler elde edildi. Piksel değerleri ile verilen dozlardan faydalanılarak kalibrasyon eğrileri çizildi (Şekil 3-9). Bu eğriler, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı. Filmler alan merkezinde 700cGy olacak şekilde ışınlandı.



Şekil 3-9: Gafchromic EBT Film Kalibrasyon Eğrisi

3.2.2.2. Ölçümün Akışı

Ölçümler d_{max} , 5cm ve 10 cm derinliklerinde yapıldı. Gafchromik EBT filmi, 2x20 cm boyutlarında kesildi. İlgili derinliğe yerleştirildikten sonra, arkasına 10 cm saçıcı fantom ilave edildi. SSD=100cm'e ayarlandı. Filmler alan merkezlerinde 700 cGy olacak şekilde ışınlandı.

10x10 cm²'lik alan boyutunda merkezi eksenden 50 cm alan dışı mesafeye kadar iki farklı enerji (6 – 18 MV) kullanılarak PD'ler ölçüldü. Tüm film ölçümleri sadece kolimatör 90⁰ açısında gerçekleştirildi. Her alan için kendi d_{max} derinliğindeki doz %100'e normalize edilerek PD'ler % cinsinden bulundu

3.2.3. TPS Verileri

CMS XiO Planlama yazılımıyla, ölçümler sırasında hazırlanan fantom düzeneğinin 20 x 40 x 80 cm³ boyutlarında sanal bir kopyası oluşturuldu. İyon odası ile ölçüm yapılan noktalara, doz değerlerini analiz edebilmek için referans noktaları yerleştirildi. Farklı derinliklere yerleştirilen alan dışı noktalar bize ölçüm değerleriyle kıyaslanabilecek yeni doz verileri sağladı. Değerler ölçüm değerleriyle uyumlu olacak şekilde her alan için, d_{max} derinliğinde alan merkezinde okunan değere normalize edildi.

Kolimatör açısının değişimi ile bu noktalarda okunan doz değerleri aynı sonuçları verdiği için doz analizleri sadece kolimatör 90⁰'de yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. İyon Odası Bulguları

Bu çalışmada; ONCOR lineer hızlandırıcı (6-18 MV) cihazında yapılan ölçümler, MLC ve kolimatör çeneleri ile oluşturulan 5x5, 10x10, 20x20 cm² alan boyutlarında, dmax, 5 ve 10 cm derinlikte 2 farklı kolimatör açısında yapılmıştır. Kolimatör:0⁰'de ölçülen dozlar Y jaw'ın altındaki, kolimatör:90⁰'de ölçülen dozlar ise MLC'nin altındaki dozlardır.

%PD, tüm ölçümler aynı enerji ve kolimatör açısı için alan merkezinde dmax'taki doza normalize edilerek bulundu.

4.1.1. Kolimasyonun PD'ye Etkisi

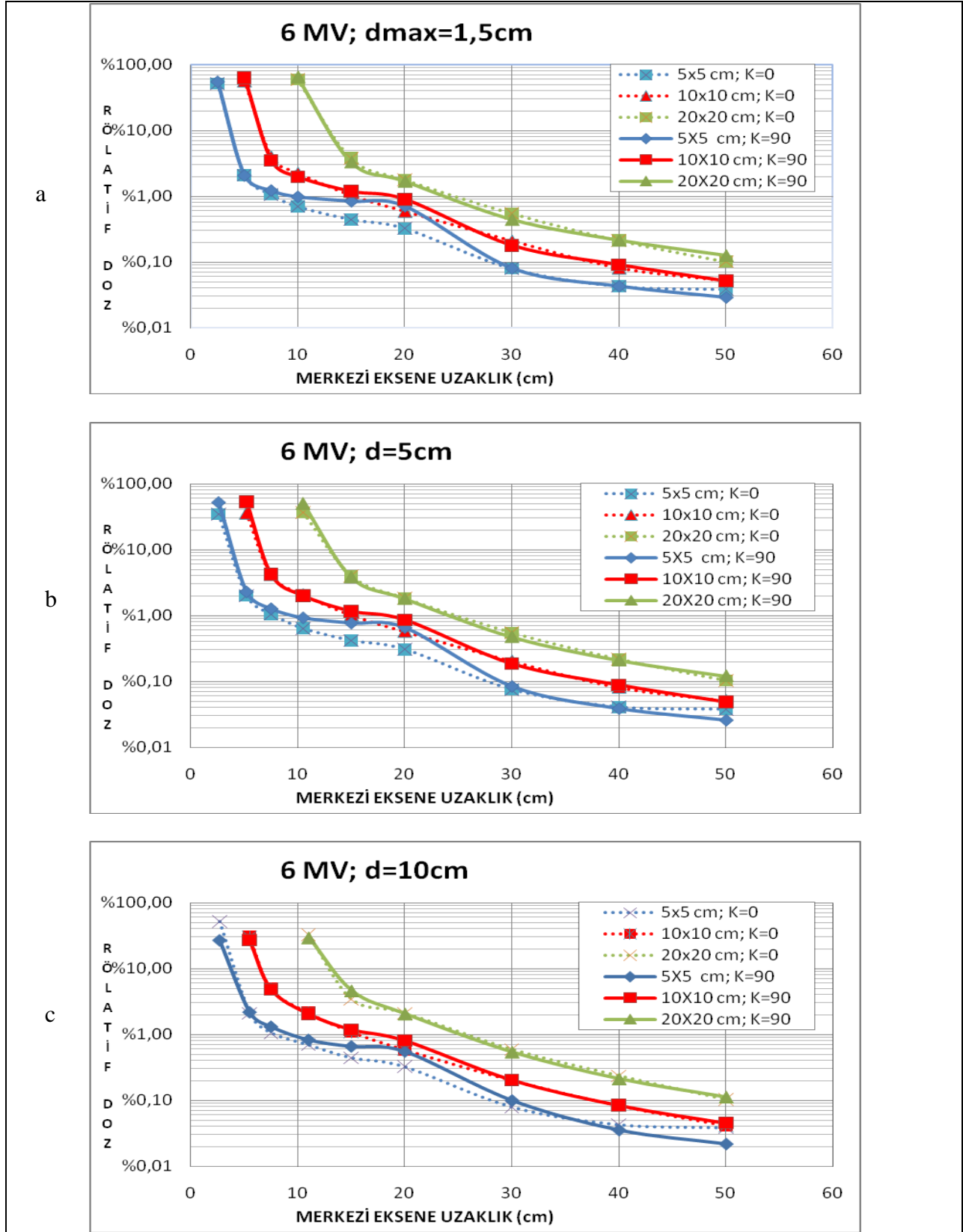
Şekil 4-1, 6 MV enerji için, iyon odası ile ölçülen, 3 alan boyutunda, dmax, 5 cm ve 10 cm derinlikte, 0⁰ ve 90⁰ kolimatör açıları için %PD grafiklerini göstermektedir.

5x5 cm alanda, alan merkezinden 5-30 cm arasındaki mesafelerdeki MLC yönündeki %PD, tüm derinliklerde daha yüksektir. 40-50 cm uzaklıklarda ise Y jaw altındaki doz daha yüksektir.

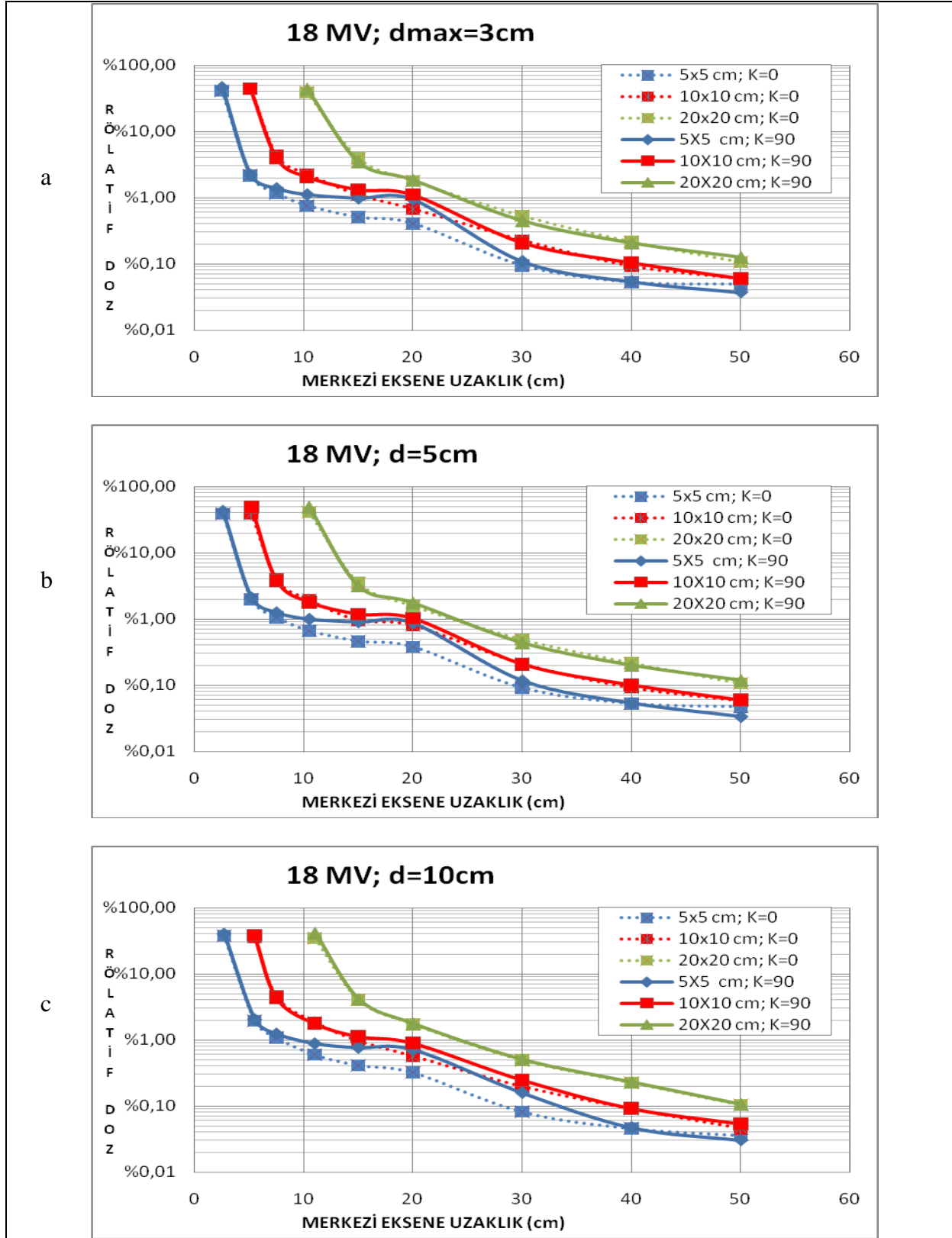
10x10 cm alanda, MLC yönündeki PD, merkezi eksenden 15-30 cm arasında daha yüksektir. Daha uzak mesafelerde kolimatör açısına bağlı değişim gözlenmemiştir.

20x20 cm alanda kolimatör açısına bağlı olarak PD değişmemektedir.

Kolimatör: 0⁰'de, tüm alanlar için PD eğrileri birbirine paralellik göstermektedir. Kolimatör: 90⁰ de, merkezi eksenden 30 cm ve daha uzak mesafelerde eğriler birbirine paralel iken, 20 cm de özellikle 5x5 cm alan için paralellik bozulmakta ve PD yükselmektedir. Merkezi eksenden 30 cm'den daha uzak mesafelerde 10x10 ve 20x20 cm alanlar için kolimatör açısının PD üzerine bir etkisi yoktur. Ancak 5x5 cm alan için 50 cm'de ana kolimatör altındaki doz hafifçe daha yüksektir.



Şekil 4-1: 6 MV de PD'nin kolimatör açısıyla değişimi. Ölçümler iyon odasıyla, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm alanlarda, d_{max} (1.5 cm), 5 ve 10 cm derinliklerde yapılmıştır. K=0° Y kolimatörünün, K=90° MLC altındaki PD'yi göstermektedir



Şekil 4-2: 18 MV'de PD'nin kolimatör açısıyla değişimi. Ölçümler iyon odasıyla, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alanlarda, dmax (3 cm), 5 ve 10 cm derinliklerde yapılmıştır. K=0⁰ Y kolimatörünün, K=90⁰ MLC altındaki PD'yi göstermektedir

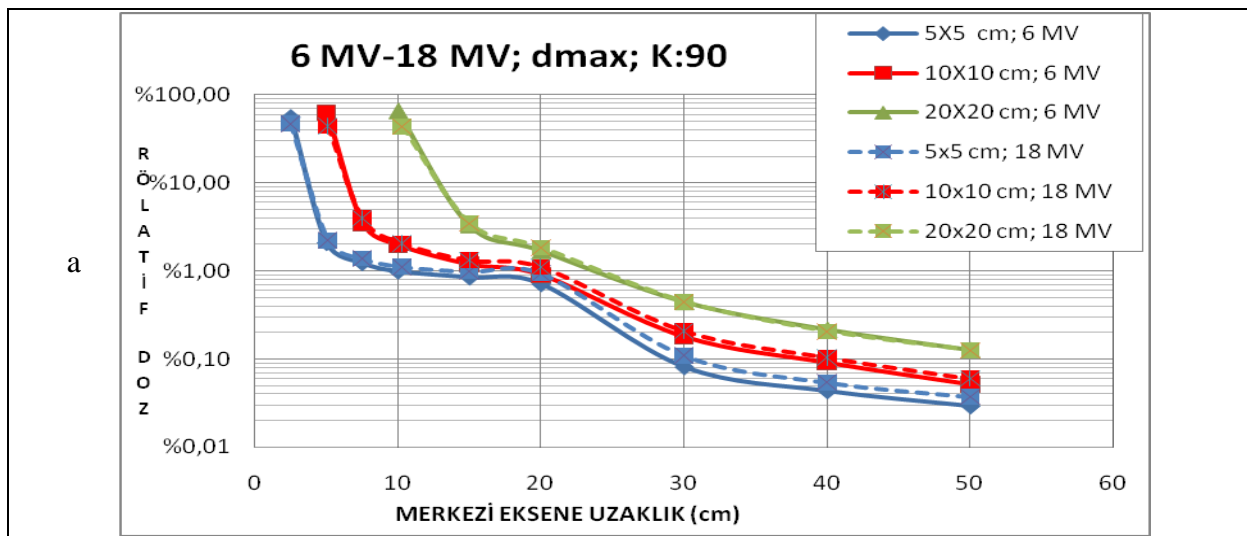
18 MV de kolimasyonun PD üzerindeki etkisi de 6MV'dekine benzerdir. En fazla etki $K=90^0$ de görülmüştür. $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda d_{max} ve 5 cm derinliklerde merkezden 5-30 cm uzaklıklar arasında, 10 cm derinlikte ise 5-40 cm^2 uzaklıklardaki PD daha yüksektir. $10 \times 10 \text{ cm}$ alanda 20 cm uzaklıktaki PD derinde $K=90^0$ için hafifçe daha yüksektir. $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alanda kolimasyonun PD'ye etkisi görülmemektedir (Şekil 4-2).

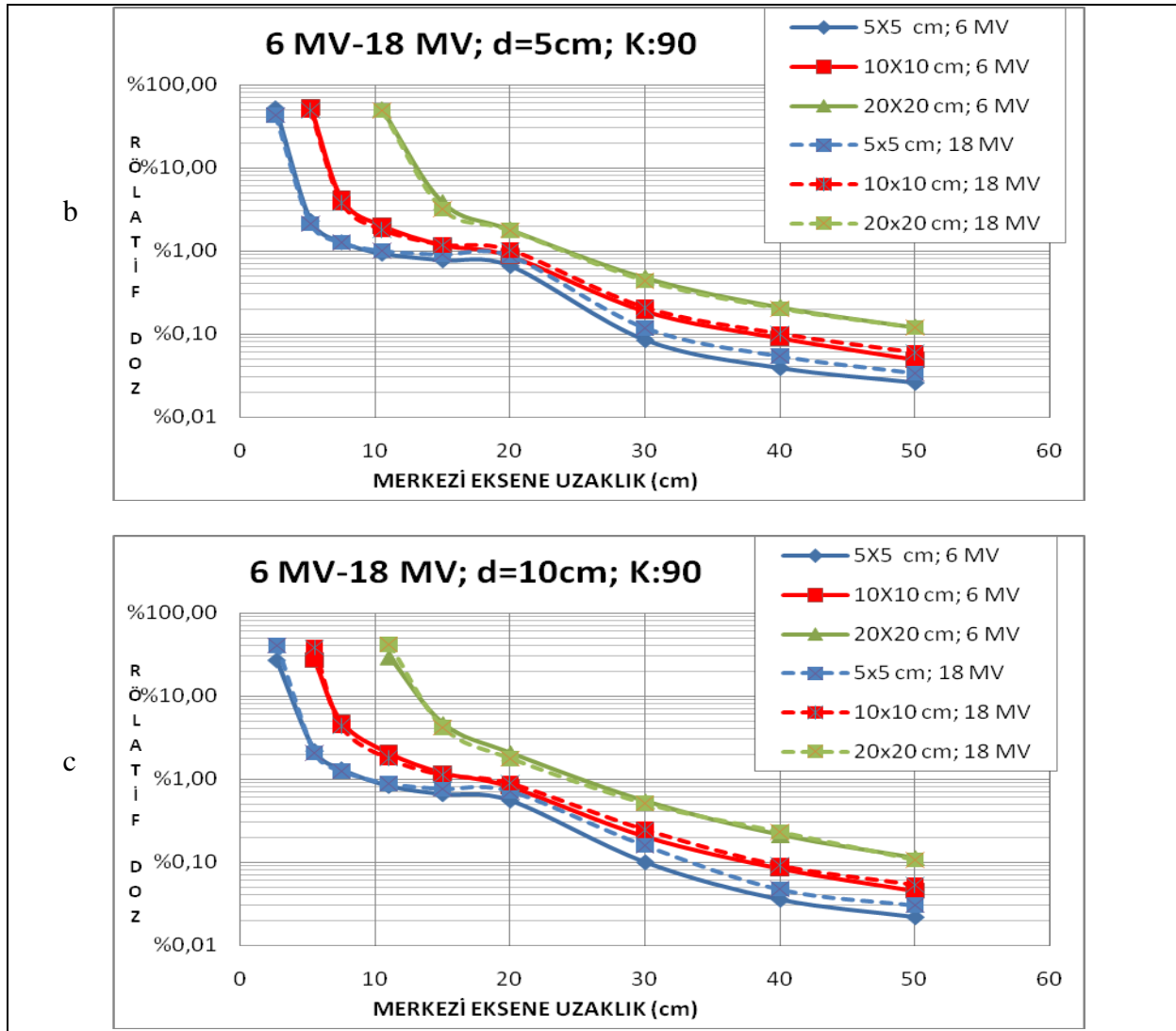
4.1.2. Enerjinin (6 MV-18 MV) PD'ye Etkisi

Şekil 4-3, 6 ve 18 MV foton enerjileri için, iyon odası ile ölçülen, 3 alan boyutunda, d_{max} , 5 cm ve 10 cm derinlikte, 90^0 kolimatör açısı için %PD grafiklerini göstermektedir. PD üzerinde kolimatör açısının $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan dışında çok etkili olmaması nedeniyle ölçümler sadece MLC altındaki dozlar olmak üzere 90^0 kolimatör açısında yapılmıştır.

6 ve 18 MV fotonların maksimum doz derinliğindeki PD oranları, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutları için; alan merkezinden yaklaşık 10 cm'e kadar aynı, bundan daha uzak mesafelerde ise 18 MV için daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4-3a).

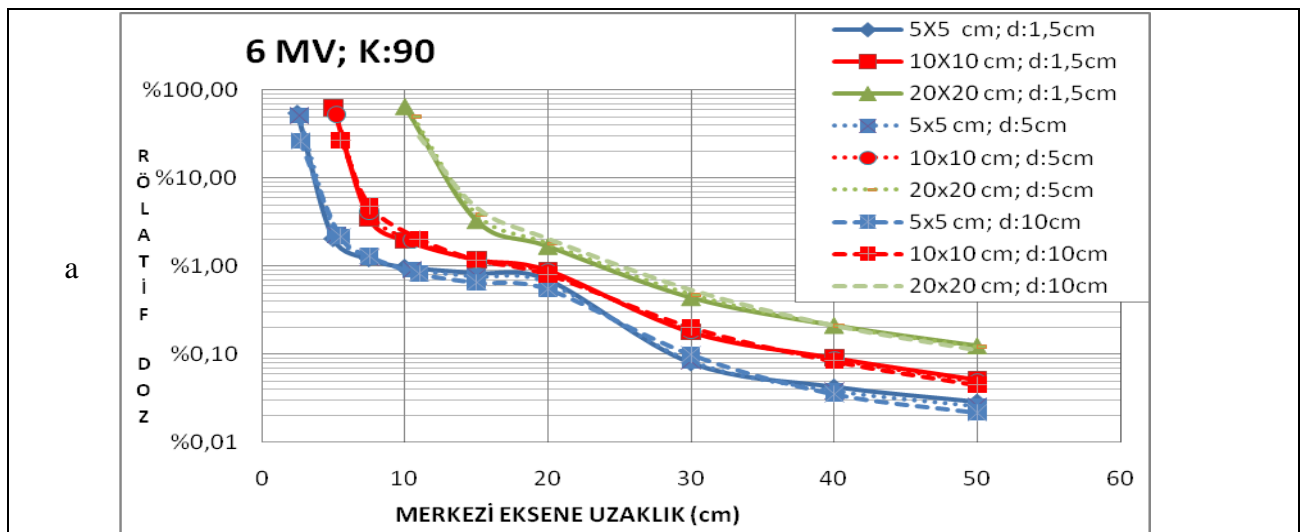
5 ve 10 cm derinlikler için PD değerleri $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan boyutu için 2 enerji arasında belirgin bir farklılık göstermezken, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda 18 MV'de alan merkezinden 10 cm ve sonrası mesafelerde daha yüksek bir seyirdedir (Şekil 4-3b,3c).

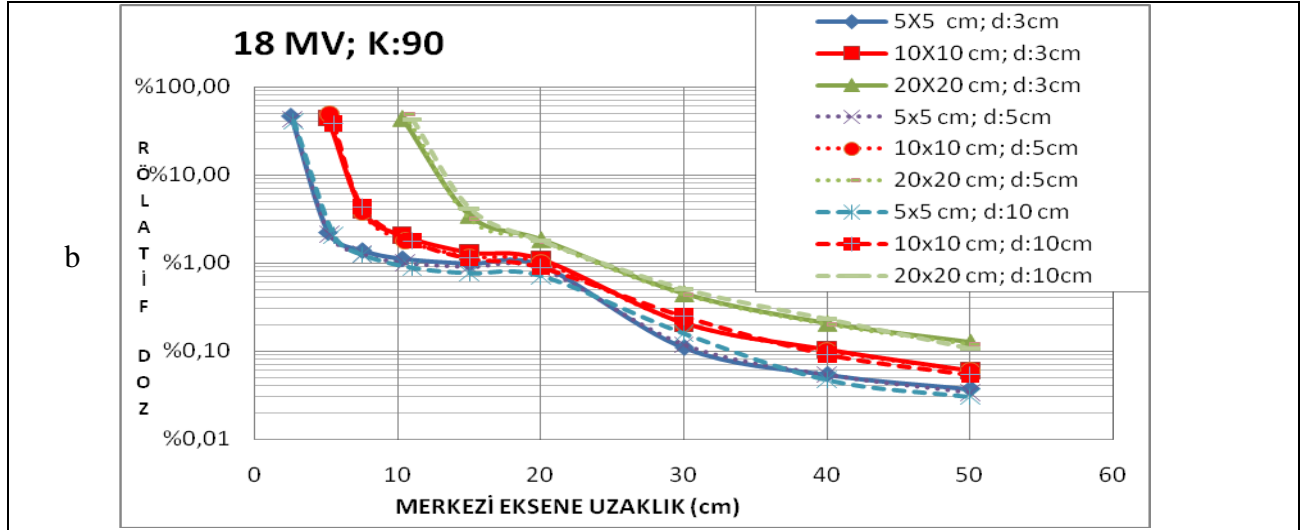




Şekil 4-3: PD'nin enerjiyle değişimi. Enerji; 6 ve 18 MV, alan boyutları; 5x5, 10x10 ve 20x20cm, derinlikler; dmax, 5 ve 10cm'dir. $K=90^\circ$ dir.

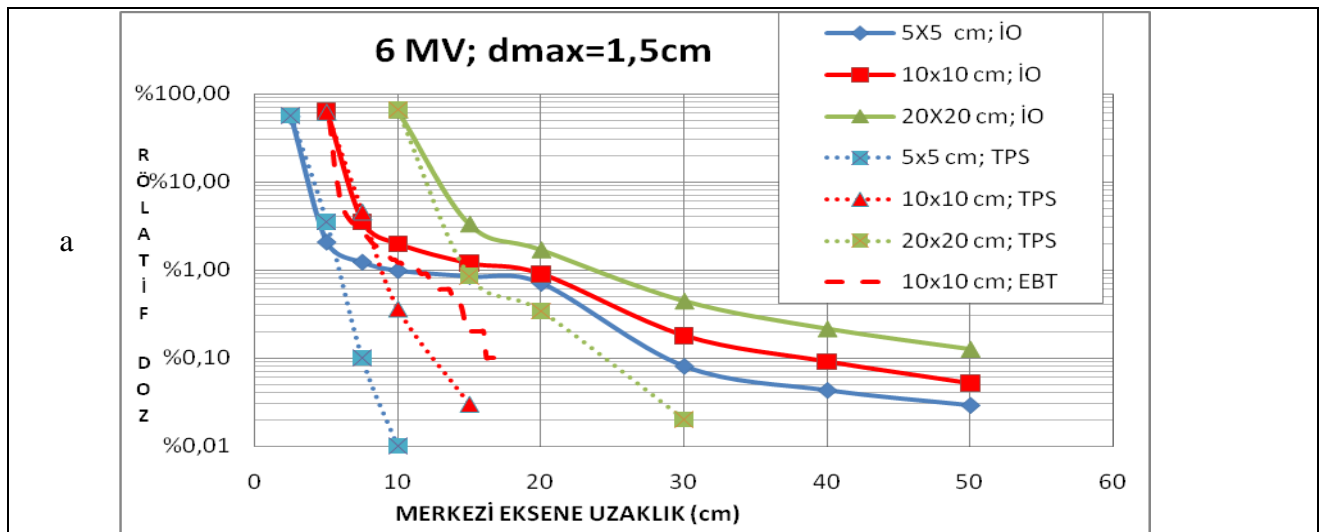
4.1.3. Derinliğin PD'ye Etkisi

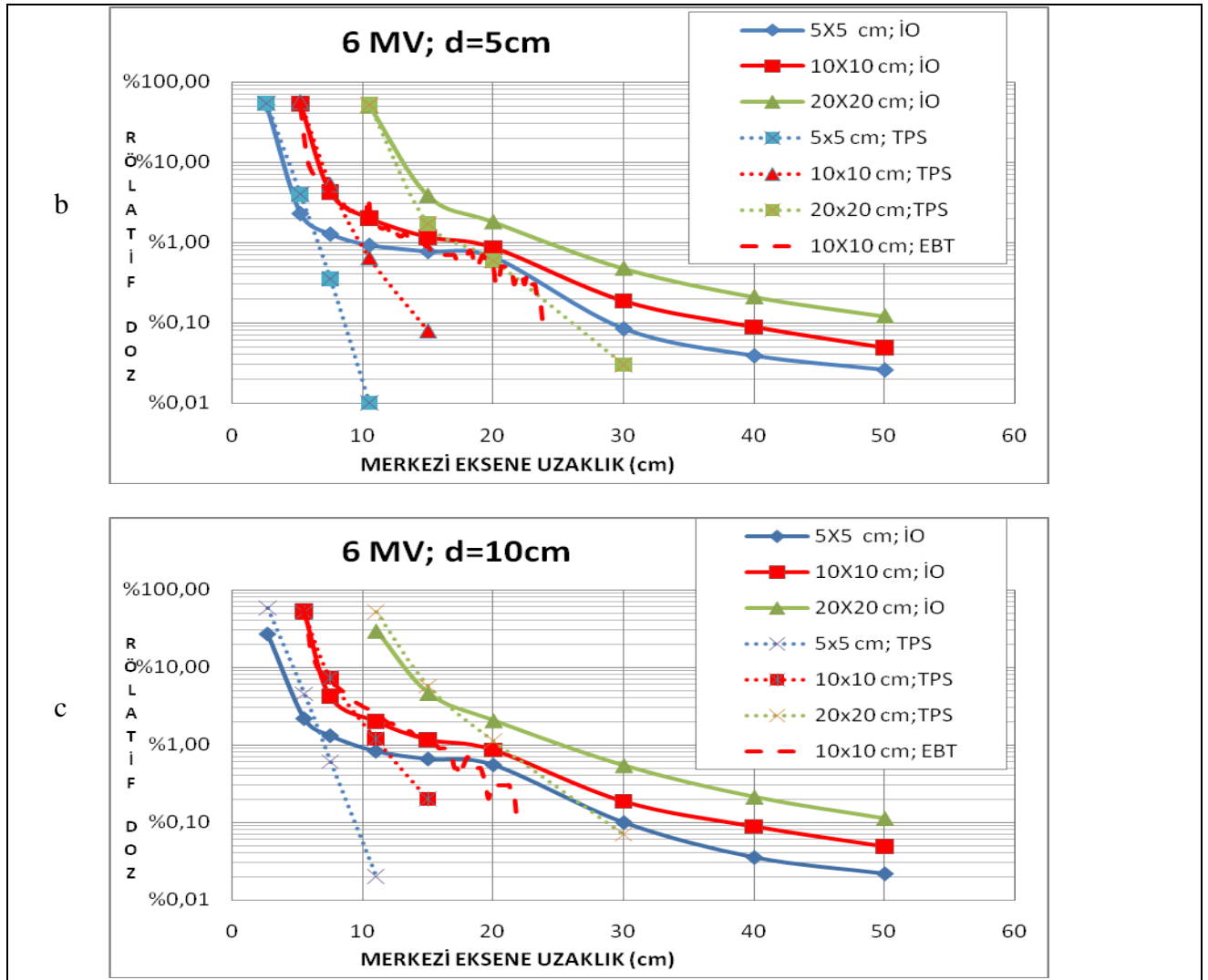




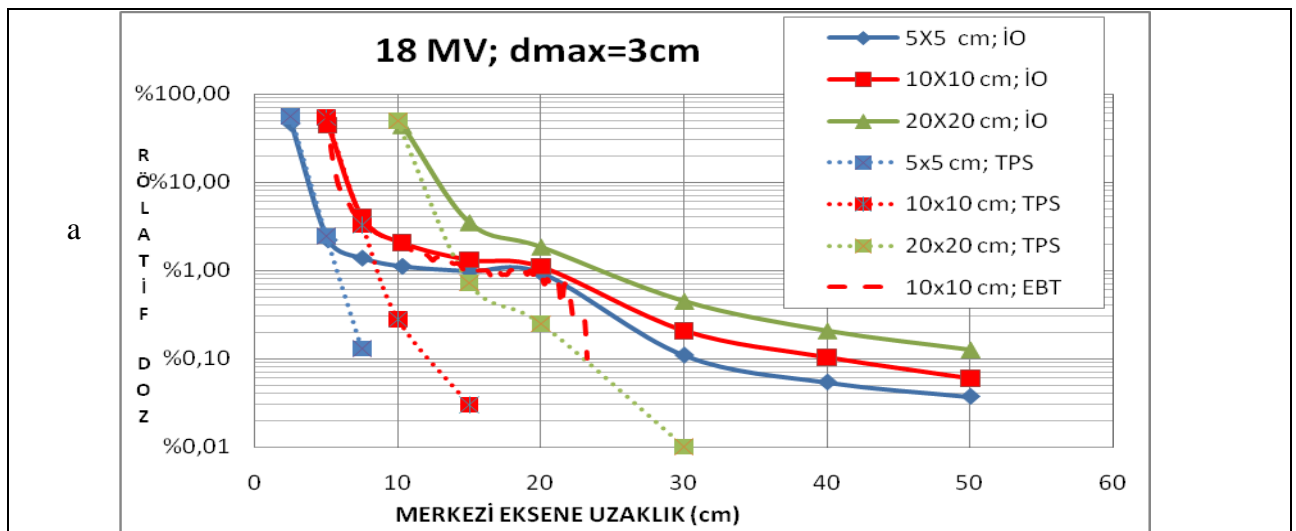
Şekil 4-4: PD'nin derinlikle değişimi. Enerji; 6 ve 18 MV, alan boyutları; 5x5, 10x10 ve 20x20cm, derinlikler; dmax, 5 ve 10cm İÖ ölçümleri. K=90⁰ dir.

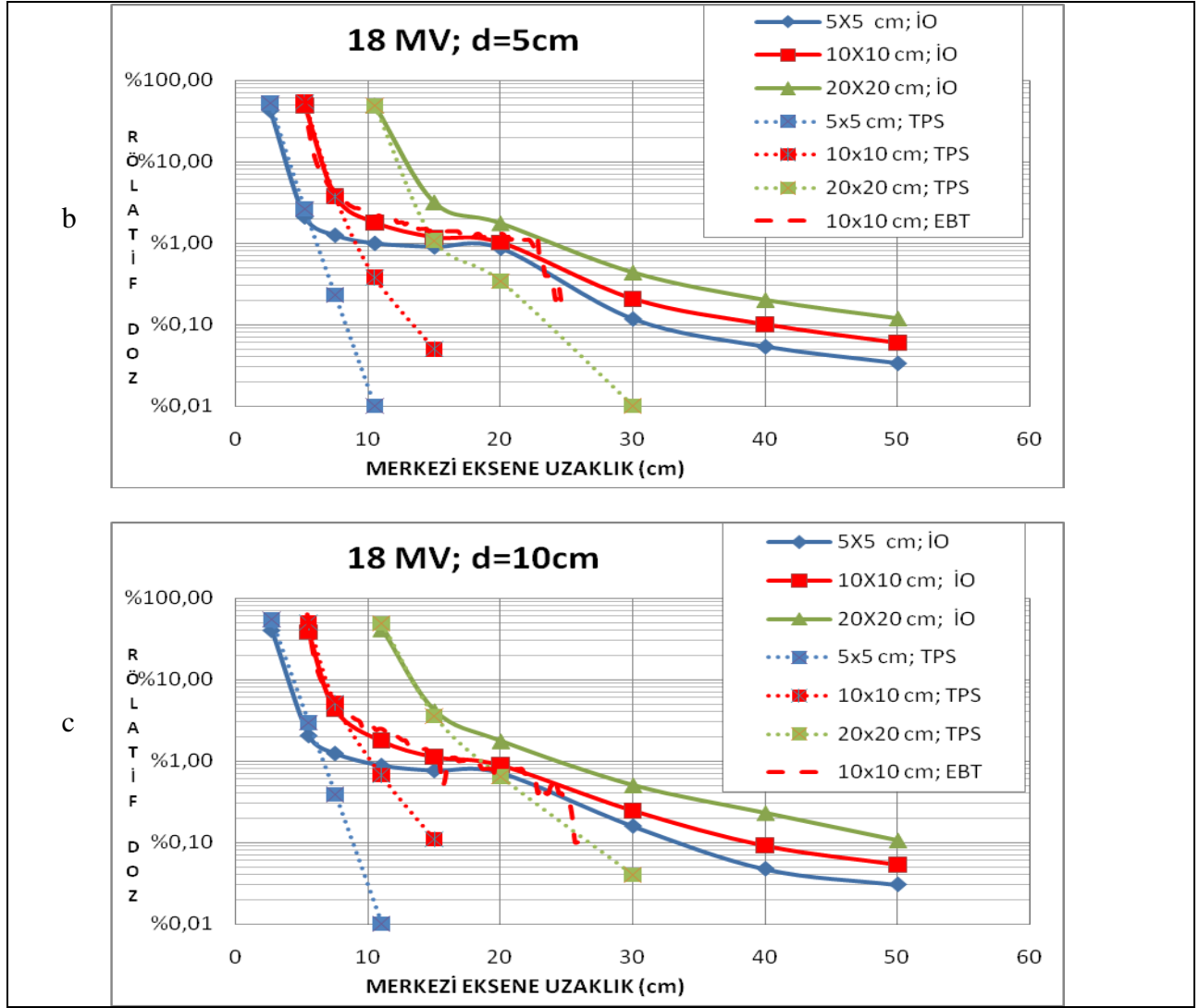
Şekil 4-4, 3 farklı derinlikte 6 ve 18 MV fotonlar için 3 farklı alandaki PD'leri göstermektedir. PD'nin derinlikle değişimi azdır. Özellikle 6MV'de alan kenarına yakın noktalarda PD derinlikle hafifçe artmaktadır. Alan kenarından uzak noktalarda ise PD derinlikle hafifçe azalmaktadır. 5x5cm² alanda her iki enerjide de maksimum doz derinliğinde 10-20cm uzaklıkta PD hafifçe daha yüksektir. 20x20cm² alanda ise 6MV'de, 10 cm derinlikteki PD'ler hafifçe daha yüksektir. 10x10cm² alanda PD'ler arasında derinliğe bağlı belirgin bir fark bulunmamaktadır (Şekil 4-4).





Şekil 4-5: 6 MV'de, TPS, iyon odası (iÖ), Gafchromic EBT ile elde edilen PD değerleri. Kolimatör 90^0





Şekil 4-6: 18 MV’de, TPS, iyon odası (İO), Gafchromic EBT ile elde edilen PD değerleri. Kolimatör 90°

Şekil 4-5, 6MV’de üç farklı derinlik ve alan için iyon odası, Gafchromic EBT film ve TPS ile elde edilen PD’leri göstermektedir.

Şekil 4-6, 18MV’de üç farklı derinlik ve alan için iyon odası, Gafchromic EBT film ve TPS ile elde edilen PD’leri göstermektedir.

Gafchromic EBT film ölçümleri sadece 10x10 cm² alan boyutunda yapılmıştır. İyon odası ölçümleri, TPS ve EBT film ölçümleri alan kenarından yaklaşık 5 cm mesafeye kadar kısmen uyumlu sonuçlar vermiştir. Bu mesafelerden sonra EBT film verileriyle iyon odası verileri uyumlu olmaya devam etse de TPS verileri hızlı bir düşüş göstermiştir. 6 MV’de TPS ve iyon odası sonuçları alan dışında 2,5 cm’e kadar uyum göstermiştir. TPS sonuçları daha sonra hızla düşmektedir. EBT film sonuçları ise 5 ve 10 cm derinliklerde alan dışında 15 cm mesafeye kadar iyon odası ve TPS ile uyumludur. 18 MV de TPS ve iyon odası sonuçları 6

MV ile benzerdir. TPS ve EBT film sonuçları tüm derinliklerde alan kenarından 15 cm uzaklığa kadar uyumlu bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Radyasyon yüz yılı aşkın bir süredir kanser tedavisinde kullanılmaktadır. Tedavi alanı dışına verilen dozların doğruluğu görüntüleme yöntemleri için çok gerekli olmasa da radyoterapi için önem arz etmektedir.

PD olarak isimlendirilen dozlar: ikincil kanserlere neden olması (1, 24), fetus- uterusu zarar vermesi (1, 21, 26, 27, 28), doz toleransları düşük olabilecek organların işleyişini etkilemesi (3, 6, 24, 29) ve akut ve geç yan etkiler (1, 7, 24) nedeniyle bilinmelidir.

Yüksek enerjili X-ışınlarıyla yapılan RT'de sekonder radyasyon saçılması, tedavi alanlarına yakın kritik yapılar olduğunda, önemli bir parametredir. Sekonder saçılma, hem elektron hem de fotonlardan oluşur. Bu foton ve elektronlar cihazın targetinden tümöre kadar olan yolda, primer hüzmelerin maddeyle etkileşmesi sonucunda oluşur. Periferik doz (PD) adı verilen alan dışı dozlar, lineer hızlandırıcının kafasındaki düzleştirici filtre, iyon odaları, primer kolimatörler, aksesuar tutucuları, ortamdan saçılan radyasyon ve hasta/fantomdan kaynaklanan saçılmadan oluşur (25). Bu çalışmada periferik dozun kolimasyon, hüzmeye enerjisi, alan boyutu, derinlik ve merkezi eksenden uzaklıkla değişimi araştırıldı.

Fraass ve ark. 6x6, 12x12, 20x20, 30x30 ve 40x40 cm²'lik alanlarla yaptıkları ölçümlerde alan boyutu ile birlikte, PD oranının arttığını bulmuşlardır. Derinlik artışı belirgin bir fark yaratmamış; farklı makinelerde ve farklı enerjilerde aldıkları PD oranları da enerji artışı ile kısmen artmıştır. Enerji ile PD ilişkisinin makinenin dizaynıyla değişiklik gösterebileceğini belirtmişlerdir. Alan merkezinden uzak mesafelerde oluşan PD miktarını makinenin kafa zırhlamasına bağlı olarak değerlendirmişlerdir (29). Bizim çalışmamızda da alan boyutuyla PD'ler artmaktadır. 10 cm derinlikte 6 MV, kolimatör 90° değerlerinde 5x5cm² alanda alan merkezinden 20 cm uzaklıkta maksimum dozun %0,55'i iken, 10x10cm² alanın merkezinden 20 cm uzaklıkta %0,80'i ve 20x20 cm² için %2,05'i olarak bulunmuştur. Enerji artışıyla da PD'de hafif bir yükselme olmuştur. Alan merkezine 20 cm'den uzak mesafelerde 18 MV fotonların daha çok sızıntı yaratmasından dolayı, PD oranları 6 MV'ye göre 5x5 cm² ve 10x10 cm² alanlarda yüksektir. Bu bulgularımız literatür ile uyumludur.

Fraass ve ark. ölçtükleri dozları maksimum doz noktasına normalize ederek PD oranlarını değerlendirmişlerdir. 6 MV Mevatron VI ile alan kenarına sırasıyla 5, 10, 20, 30 cm mesafelerde, 10 cm derinlikte elde ettikleri dozları 6x6 cm² alan için sırasıyla, %1,5, %0,60, %0,15 ve %0,06 ve 20x20 cm² alan için %5,4, %2,5, %0,8 ve %0,28 olarak bulunmuştur.

Bizim alan merkezine göre değerlendirdiğimiz benzer alan boyutları ve alan kenarına mesafeler için elde ettiğimiz dozlar 6 MV ve 5x5 cm² için sırasıyla, % 1,2, %0,51, %0,22 ve %0,06 ve 20x20 cm² için %3,1, %1,95, %0,55 ve %0,22 bulunmuştur. Bu değerlerin literatür verilerinden biraz yüksek olması cihazın kafa dizaynı ve kolimatör bileşenlerine bağlı olabilir (29).

Klein ve ark. pediyatrik IMRT ile ilgili yaptıkları fantom çalışmasında alan boyutu artışı ile PD oranının da arttığını rapor etmişlerdir. Enerji ile değişimi araştırırken 18 MV'deki nötron kontaminasyonundan dolayı daha yüksek değerler ölçmeyi beklerken kısa mesafelerde 6 MV için, PD değerlerini daha yüksek, uzak mesafelerde ise 18 MV için, PD değerlerinin daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Uzak mesafeler için çalışmamız aynı sonuçları verirken yakın mesafeler için PD değerleri enerjiye bağlı farklılık göstermemektedir. Yakın mesafelerde 6 MV, PD oranındaki artışı saçılan elektronların daha düşük menzilli olmasına ve hasta içi saçılmalara bağlanmaktadır. 18 MV'de uzak mesafelerdeki, PD artışı da yüksek enerjinin daha çok sızıntı yaratmasına ve daha girici olmasına bağlanmıştır (1). Kolimatör etkisi için ölçüm yaptıkları Varian cihazında MLC yönündeki ölçümlerde daha düşük doz değerleri vermiştir. Çalışmamızda ise MLC yönünde daha yüksek dozlar bulunmuştur. Bu farklılık Varian cihazlarında MLC'nin X ve Y kolimatöre ilaveten 3. kolimatör olmasıdır. Halbuki Siemens cihazlarında MLC, Y kolimatöre ilaveten 2. kolimatördür. Ayrıca X kolimatör yoktur. Bu yapı da MLC altındaki dozları hafifçe arttırmaktadır.

Mutic ve ark., MLC'li Varian Clinak 2300 C/D ile yaptıkları ölçümlerde 6 MV için 10 cm derinlikte aldıkları doz değerleri 15x15cm² için alan kenarına 5, 10, 20, 30, 40 cm mesafelerde sırasıyla %2,06, %0,80, %0,20, %0,06 ve %0,02'dir. Bu değerler AAPM TG-36 değerlerinden ortalama %50 daha düşük dozlar sergilemektedir. Dozların düşük olmasının nedeni kolimatör sistemine eklenen üçüncül MLC sistemi ve kafa zırhlamalarının geliştirilmesidir (7). Bizim de elde ettiğimiz hem 10x10cm² hem de 20x20 cm² alanların aynı derinlikteki PD değerleri, cihazın kolimatör yapısından dolayı daha yüksektir.

Xu ve ark.'a göre yakın komşuluklardaki doku dozlarının en önemli iki bileşeni kolimatör saçılması ve hasta saçılmalarıdır. Alan kenarına olan mesafe arttıkça kolimatör saçılmaları azalırken hasta içi saçılmaların daha baskın olduğu rapor edilmiştir. Uzak mesafelerde hasta saçılmaları ve kafa sızıntıları neredeyse eşit, daha uzak mesafelerde kafa sızıntısı baskın olmaktadır (30).

Kry ve ark. çalışmalarında Siemens hızlandırıcılar için Varian'la kıyaslandığında daha yüksek tüm vücut dozu rapor etmişlerdir (3). 3, 5 ve 10 cm derinliklerde Varian 2100 (Varian

Medical Systems, Palo Alto, CA); ve Siemens Primus (Siemens AG, Munich, Germany) ile yapılan ölçümlerde artan enerji ile daha yüksek PD doz, artan derinlikle ise daha düşük PD ölçmüşlerdir (31). Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar bulunmuştur.

Nakagawa ve ark hamilelikte RT'nin fetusa etkilerini araştırmışlardır. 10 cm derinlikte 5x5, 10x10, 15x15, 25x25 cm² alanların PD oranlarını, maksimum doz derinliğindeki merkezi eksen değerine normalize ederek bulmuşlardır. Alan boyutu artışı ile PD artışı çalışmamızla uyumlu bir şekilde ortaya koyulmuştur. Alan kenarından yaklaşık 10 cm lateral mesafede maksimum dozun %1'i olarak bulmuşlardır (28). Bizim bulgularımız da bu sonuçlarla uyumludur.

Fraass ve ark 5 farklı cihazla yaptıkları çalışmada, farklı enerji değerleri için PD oranlarını araştırmışlardır. Alan kenarından 40 cm'e kadar dmax ve 10 cm derinliklerde elde ettikleri doz verileri göstermiştir ki en yüksek PD, kafa sızıntıları ve saçılmalar dolayısıyla Co-60 cihazından elde edilmiştir. PD oluşumunu hasta/fantom içi saçılmalar ve makine sızıntıları olarak 2 etkene bağlı olarak bildirmişlerdir. 10 MV Siemens Mevatron XII, kolimatör yapısı nedeniyle 20 cm lateral mesafeden sonra Co-60 cihazını da aşacak şekilde yüksek PD göstermektedir. Sızıntı bütün linaklar için yakın değerlerdeyken Co-60 için oldukça yüksektir. Alan boyutu artışıyla PD artmaktadır (29).

Mazonakis ve ark Siemens Primus ile yaptıkları çalışmada 6 MV ve 18 MV foton hüzmeleri için 5x5, 20x20 cm² alanlarda, alan kenarından 24 cm mesafeye kadar PD ölçümleri yapmışlardır. Kolimatör açısı değişimi ile elde ettikleri sonuçlar MLC yönünde PD oranının daha yüksek olduğu yönündedir. Bizim bulgularımız da bu çalışmayla uyumludur. MLC yönündeki PD'deki artışın nedeni, kolimatör yapısı, MLC sızıntıları ve geçirgenliğidir. Alan boyutunun %80'ine tekabül eden lateral mesafe ve derinliklerde PD varyasyonu çok düşük olarak rapor edilmiştir(4). Sonuçlarımız bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur. Bizim çalışmamızda da alan kenarından 5cm mesafeye kadar ve tüm derinliklerde kolimatör açısına bağlı olarak PD larda değişim gözlenmemiştir.

Stovall ve ark. 5 farklı cihazla yaptıkları çalışmada, AAPM, TG-36'da PD'lerin 3 kaynağı olduğunu bildirmişlerdir. Bunlar; a) Tedavi makinesinin kafa sızıntıları, b) kolimatör ve ışın düzenleyicilerden gelen saçılmalar ve c) hasta/fantom içinde saçılan dozlardır (27). PD için önemli verilerden biri olarak alan kenarına olan mesafenin artmasıyla dozun eksponansiyel olarak düştüğünü belirtmişlerdir. 4MV'den 25 MV'ye kadar yaptıkları ölçümlerde enerji artışı ile PD oranının benzer eğrileri ve değerleri sergilediğini belirtmişlerdir. Co-60 için alan kenarından 10 cm'den sonraki mesafelerde kafa sızıntısı

nedeniyle PD artışı bildirmişlerdir. Referans çalışmalarında olduğu gibi PD oranının 2cm – 15 cm arası derinliklerde büyük bir farklılık göstermediğini rapor etmişlerdir (25, 29, 32). Çalışmamızda da PD'ler alan kenarından uzaklaştıkça yaklaşık olarak eksponansiyel olarak azalmaktadır. Ancak özellikle 5x5 cm² alanda, alan merkezinden 10-20 cm uzaklıkta bir dalgalanma görülmüş ve bu mesafelerde PD'de derinlikle bir farklılık olmamaktadır. Bu dalgalanma linak'ın kafa yapısı ve kafa zırhlaması ile izah edilebilir. (27, 29)

Çalışmamızda alan boyutu arttıkça PD artmaktadır. Bu etkinin alan kenarına yakın bölgelerde ışın hüzmelerinin yarattığı hasta içi saçılmadan ileri gelmektedir. Alan boyutu, kolimatör açısı, enerji ve derinlik farklılığına rağmen alan merkezine 50 cm mesafede iyon odası ile %0,1 civarında dozlar okunmuştur. Bu değerler AAPM Task Group No:36 ile uyumludur (27).

Kase ve ark., alan kenarına yakın mesafelerde kolimatör saçılmalarının katkısının %20 - %40 civarında, uzak mesafelerde ise kolimatörden saçılan radyasyon, kolimatör boyunca geçirgenlik ve kafa sızıntılarının etkin olduğunu bildirmişlerdir (32). Alan kenarına uzak mesafelerdeki 18 MV için PD değerlendirildiğinde çalışmamız bu sonuçlar ile uyumludur.

Stovall ve ark. radyoterapi sırasında fetus dozunu azaltmak için çeşitli yöntemler sunmuşlardır. Bunlardan ilki tedavi tekniğindeki düzenlemeler ikincisi ise kurşun koruma gereçleri kullanılmasıdır. Tedavi açılarını değiştirmek, alan boyutlarını küçültmek, farklı enerji seçmek gibi yöntemler alan dışı doz verilerinden faydalanılarak yapıldığında fetus dozunu düşürecektir. MLC ya da koruma yapılarının az saçılma yapacak şekilde yönlendirilmesi de bu yöntemlerdendir. Hasta üzerine ekstra korumalar kullanılarak fetusa verilecek dozun %50'ye kadar azaltılabildiği rapor edilmiştir (27).

Tümöre letal dozun verildiği bir radyasyon tedavisinde tümörün yakınındaki normal dokular farklı seviyelerdeki primer ve sekonder radyasyonla kaçınılmaz olarak ışınlanacaktır. Sonuçta normal doku hasarı oluşacaktır. Emami ve ark.(33) normal dokular için tolerans dozlarını vermişlerdir (Ek-1). Bu dozlar planlama esnasında alan içi ve dışındaki dozların değerlendirilmesinde yardımcı olmaktadır. Diğer taraftan, çoğu kanser insidans verisi görel olarak, ikincil kanser oluşumuna neden olabilecek yükseklikte doza maruz kalan hedefe yakın bölgelerdeki kanser oranının yüksek olduğunu göstermektedir. Dorr ve Herrmann (2002) çalışmalarında ikincil tümörlerin %60'dan %90'a kadar tedavi sahasına 5 cm komşuluklarda oluştuğunu bulmuşlardır. Boice ve ark (1985) ikincil tümörlerin %43'ünün primer sahanın yakınlarında oluştuğunu bildirmişlerdir (24, 30).

BEIR III (Biological Effects of Ionizing Radiation - İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri) raporuna göre 10-19 cGy arası dozlar fetus için zarar oluşturabileceği ancak, eşik değer olarak 5 cGy'den düşük dozların da zarara neden olabileceği bildirilmiştir. Özellikle meme, tiroid ve akciğer kanserlerinde radyasyon karsinogenezisi üzerinde durulmuştur. BEIR III raporu 20 yaş üzeri kadınlarda 100 cGy doz eşiği aşıldığında meme kanserinde rölatif riskin %0,5/cGy arttığı bildirilmiştir. Radyasyon kaynaklı tiroid ve akciğer kanserleri için muhtemel eşik doz 5 cGy'dir. Erkeklerde kısırlık için tek seferlik 300-400 cGy doz değerleri tehlikeli kabul edilmektedir. Testis, 100 cGy'in altındaki fraksiyone dozlara maruz kaldığında gonadal fonksiyonlara zarar verebilmektedir. 5 cGy'den 200 cGy'e kadar olan dozlar klinik anlamda kritik organlara zararlı olabilmektedir. Bu değerler 50 Gy'den 60 Gy'e kadar olan tedavi dozlarında tanımlanan tümör dozunun %0,1'den %3'üne denk gelmektedir. Çalışmalar göstermiştir ki merkezi eksen maksimum dozunun %0,1'ine kadar olan değerler bu nedenlerle önemlidir (6, 29).

Sonuç olarak; Siemens ONCOR Impression tedavi makinesinin kafa dizaynı ve kolimatör yerleşimleri alan dışı dozları belirleyen en önemli faktörlerdir. Kolimatör çeneleri daha yüksek koruma sağlarken MLC'nin ölçüm yönünde aktif olduğu kolimatör açılarında (90^0 ve 270^0) MLC'lerin lifler arası ve lif içi geçirgenliği PD'leri etkilemektedir. Geometrik özelliklerinden dolayı tedavi sahalarını şekillendirmede çok yararlı olan MLC, merkezi eksen dışındaki alan dışı dozlara negatif katkıda bulunmaktadır.

Özellikle yüksek dozların ve daha yüksek MU'lerin verildiği IMRT tedavilerinde, artan X-ışını sızıntısının sonucu olarak daha yüksek tüm vücut dozlarının oluşması sekonder kanser riskini de arttıracaktır (34). Ayrıca yüksek enerjili ($>10\text{MV}$) X-ışınlarının nötron katkısı da bu dozların yükselmesine neden olacaktır. Tedavi planlama sistemlerinin son derece yetersiz kaldığını gördüğümüz alan dışı bölgelerdeki kalp pili, lens, tiroid bezi, testis, over ve fetus gibi kritik yapıların dozunun doğrulanması özellikle çocuk, hamile ve kür sonrası uzun yaşam şansı olan kanser hastalarının tedavi sonrası konforu ve hayat kalitesinin devamı için son derece önemlidir (21).

Eğer genç hastalar radyasyonla tedavi edilecekse gonad dozları mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Gonadların tedavi alanı içinde veya yakınlarında olmasına göre kullanılan yöntemler alanı kurşun zırhla kapatmak, testis koruması kullanmak veya yumurtalıkların yerinin cerrahi müdahale ile mümkün olduğunca alandan uzaklaştırılmasıdır (oophoropexy). Bu yöntemlerle yüksek gonad dozlarının %10 değerlerinden de aşağıya düşürülebileceği bildirilmiştir (33). Kanser için RT olan çocuk hastalar ilerleyen yıllarda sekonder kanser riski

altındadır. Lösemi, tiroid kanseri, kemik ve yumuşak doku kanserleri sekonder kanserlere örnektir. Radyasyonun volüme sınırlanması, tiroid gibi hassas organların radyasyondan korunması bir önlem olabilir.

Tedavi planlama sistemleri primer hüzmene içindeki ve alan kenarındaki dozu doğru olarak hesaplayabilir; ancak hesaplama hüzmene kenarından bir kaç cm'le sınırlıdır (14, 36). Bu nedenle tedavi alanı dışındaki dozların ölçümü normal dokuların aldığı dozun belirlenmesinde yardımcı olacaktır. Çalışmamızda elde edilen PD verileri, Siemens Oncor Impression cihazı için alan dışı dozların önemli olduğu durumlarda klinik kullanım için bilgiler sunmaktadır. Bir sonraki aşama, IMRT tedavilerindeki alan dışı dozların belirlenmesi olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur D. "Peripheral doses from pediatric IMRT". *Med Phys*; 33 (7): 2525-2531 (2006)
2. Stern RL, Kurylo J, Siantar CH, Lehmann J, Goldberg Z. "Film dosimetry in the peripheral region using multiple sensitometric curves". *Med Phys*; 31 (2): 327-332 (2004)
3. Sharma SD, Upreti RR, Deshpande DD. "Use of peripheral dose data from uniform dynamic multileaf collimation fields to estimate out-of-field organ dose in patients treated employing sliding window intensity-modulated radiotherapy". *Phys Med Biol*; 51: 2987–2995 (2006)
4. Mazonakis M, Zacharopoulou F, Varveris H, Damilakis J. "Peripheral dose measurements for 6 and 18 MV photon beams on a linear accelerator with multileaf collimator". *Med Phys*; 35 (10): 4396-4403 (2008)
5. Kry SF, Titt U, Pönisch F, Followill D, Vassiliev ON, White RA, Mohan R, Salehpoura M. "A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam". *Med Phys*; 33 (11): 4405-4413 (2006)
6. Stern RL, "Peripheral dose from a linear accelerator equipped with multileaf collimation". *Med Phys*; 26: 559–563 (1999).
7. Mutic S, Klein EE. "A reduction in the AAPM TG-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation. American Association of Physicists in Medicine Task Group 36". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 44: 947–953 (1999).
8. Wiezorek T, Voigt A, Metzger N, Georg D, Schwedas M, Salz H, Wendt TG. "Experimental determination of peripheral doses for different IMRT techniques delivered by a Siemens linear accelerator". *Strahlenther Onkol*; 184: 73–9 (2008)
9. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. (Eds.) "New Technologies in Radiation Oncology". Springer, (2006)

10. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. "Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice". Taylor & Francis Group, LLC (2007)

11. Anonymous. "International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)". (1999)

12. Podgorsak EB. "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students". International Atomic Energy Agency (2005)

13. Mutic S, Esthappan J, Klein EE. "Peripheral Dose Distributions for a Linear Accelerator Equipped with a Secondary Multileaf Collimator and Universal Wedge". J Appl Clin Med Phys; 3 (4): 302-309 (2002)

14. Cozzi L, Buffa FM, Fogliata A. "Dosimetric features of linac head and phantom scattered radiation outside the clinical photon beam: experimental measurements and comparison with treatment planning system calculations". Radiother Oncol; 58: 193-200 (2001)

15. Khan FM. "Physics of Radiation Therapy, The, 3rd Edition". Lippincott Williams & Wilkins (2003)

16. Khan FM. "Treatment Planning in Radiation Oncology, 2nd Edition". Lippincott Williams & Wilkins (2007)

17. Giessen PH, Hurkmans CW. "Calculation and Measurement of the Dose to Points Outside The Primary Beam for Co-60 Gamma Radiation". Int J Radiat Oncol Biol Phys; 27: 717-724 (1993)

18. Bieri S, Russo M, Roudzaud M, Kurtz JM. "Influence of Modifications in Breast Irradiation Technique on Dose Outside the Treatment Volume". Int J Radiat Oncol Biol Phys; 38: 117-125 (1997)

19. Chow JCL, Grigorov GN, Jiang R. "Improved Peripheral Dose Calculation Accuracy for a Small MLC Field Brought by the Latest Commercial Treatment Planning System". J Radiother Pract; 121-128 (2006)

20. Sharma SD, Jalali R, Chandrashekhar MT, Animesh, Deshpande DD. "Effect of tertiary multileaf collimator (MLC) on foetal dose during three-dimensional conformal

radiation therapy (3DCRT) of a brain tumour during pregnancy”. *Radiother Oncol*; 70: 49–54 (2004)

21. Rincon CM, Sainz IJ, Farre IM et al. “Evaluation of the Peripheral Dose to Uterus in Breast Carcinoma Radiotherapy” *Radiat Protect Dosim*; 101 (1-4): 469-471 (2002)

22. Sharma SD, Animesh, Deshpande SS et al. “Peripheral Dose from Uniform Dynamic Multileaf Collimation Fields: Implications for Sliding Window Intensity-Modulated Radiotherapy”. *BJR*; 79: 331-335 (2006)

23. http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ocs_FBAs/files/brochures/ONCOR_0610.pdf

24. Mansur DB, Klein EE, Maserang BP. “Childhood Cancer Dosimetry, Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques”. *Radiother Oncol*; 82: 179–184 (2007)

25. McParland BJ, Fair HI. “A method of calculating peripheral dose distributions of photon beams below 10 MV”. *Med Phys*; 19 (2): Mar/Apr (1992)

26. Bradley B, Fleck A, Osei EK. “Normalized data for the estimation of fetal radiation dose from radiotherapy of the breast”. *BJR*; 79: 818–827 (2006)

27. Stovall M, Blackwell CR, Cundiff J, Novack DH et al. “Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No:36”. *Med Phys*; 22 (1): 63-82 (1995)

28. Nakagawa K, Aoki Y, Kusama T et al. “Radiotherapy during pregnancy effects on fetuses and neonates”. *Clinical Therapeutics*; 19 (4): 770-777 (1997)

29. Fraass BA, Geijn J. “Peripheral dose from megavolt beams”. *Med Phys*; 10 (6): 809-818 (1983)

30. Xu XG, Bednarz B, Paganetti H. “A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction”. *Phys Med Biol*; 53: 193–241 (2008)

31. Kry SF, Salehpour M, Followill DS, Stovall M et al. “Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy”. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 62 (4): 1204–1216 (2005)

32. Kase KR, Svensson GK, Wolbarst AB, Marks MA. "Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 9: 1177-1183 (1983)
33. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goiten M, Munzenrider JE, Shank B, Solin LJ. "Tolerance doses of normal tissue to therapeutic radiation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 21: 109-122, (1991)
34. Hall EJ, Wu CS. "Radiation induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 56: 183-88, (2003)
35. Stovall M, Donaldson SS, Weathers RE et al. "Genetic Effects of Radiotherapy for Childhood Cancer: Gonadal Dose Reconstruction". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 60 (2): 542–552 (2004)
36. Majali M, Novotny J. "Measurement of the Peripheral Doses for Linac Stereotactic Radiotherapy". *Radiat Protect Dosim*; 106 (3): 247-252 (2003)

EKLER

EK-1: Emami ve ark. Normal Doku Tolerans Dozları

Organ	TD _{5/5} (Gy)			TD _{50/5} (Gy)			End point
	Volume			Volume			
	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	
Stomach	60	55.0	50	70	67	65	Ulceration/ perforation
Temporomandibular joint & mandible	65	60	60	77	72	72	Marked limitation of the joint function
Cauda equina	--	--	60	--	--	75	Clinically apparent nerve damage
Brachial plexus	62	61	60	77	76	75	Clinically apparent nerve damage
Femoral head & neck	--	--	52	--	--	65	Necrosis
Eye lens	--	--	10	--	--	18	Cataract requiring intervention
Optic nerve	--	--	50	--	--	65	Blindness
Optic chiasma	--	--	50	--	--	65	Blindness
Retina	--	--	45	--	--	65	Blindness
Rectum	--	--	60	--	--	80	Severe proctitis/ necrosis/ stenosis/ fistula
Rib cage	50	--	--	65	--	--	Pathologic fracture
Parotid	--	32	32	--	46	46	Xerostomia
Thyroid	--	--	45	--	--	80	Clinical thyroiditis
Kidney	50	30	23	--	40	28	Clinical nephritis
Brain	60	50	45	75	65	60	Necrosis/ infraction
Brain stem	60	53	50	--	--	65	Necrosis/ infraction
Ear(Mid/Ext)	30	30	30	40	40	40	Acute serious otitis
Ear(Mid/Ext)	55	55	55	65	65	65	Chronic serious otitis
Esophagus	60	58	55	72	70	68	Clinical stricture/ perforation
Heart	60	45	40	70	55	50	Pericarditis
Bladder	--	80	65	--	85	80	Symptomatic bladder contracture and volume loss
Larynx	79	70	70	90	80	80	Cartilage necrosis
Larynx	--	45	45	--	--	80	Laryngeal edema
Liver	50	35	30	55	45	40	Liver failure
Lung	45	30	17.May	65	40	24.May	Pneumonitis
Skin	<u>10cm²</u>	<u>30cm²</u>	<u>100cm²</u>	<u>10cm²</u>	<u>30cm²</u>	<u>100cm²</u>	Necrosis/ ulceration
Small intestine	70	60	55	--	--	70	
	50	--	40	60	--	55	Obstruction/ perforation
Colon	55	--	45	65	--	55	Obstruction/ perforation/ ulceration/fistula
Spinal cord	<u>5cm</u>	<u>10cm</u>	<u>20cm</u>	<u>5cm</u>	<u>10cm</u>	<u>20cm</u>	Myelitis/necrosis
	50*	50	47	70*	70	--	

HAM VERİLER

6 MV, İyon Odası, Kolimatör: 0

d=1,5cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,5	5	7,5	10	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	934,4	484,4	19,68	9,93	6,51	4,14	3,03	0,74	0,4	0,36
	934,3	483	19,62	9,93	6,51	4,14	3,03	0,75	0,4	0,36
	934,9	482,7	19,65	9,93	6,51	4,14	3,03	0,74	0,4	0,36
ORTALAMA	934,5	483,4	19,65	9,93	6,51	4,14	3,03	0,743	0,4	0,36
%	100	51,72	2,103	1,063	0,697	0,443	0,324	0,08	0,043	0,039
10x10 Okuma(mGy)	994,7		567,6	39,99	22,53	10,32	5,91	2,11	0,81	0,51
	994,9		567,3	39,9	22,53	10,32	5,88	2,1	0,81	0,52
	995,1		567,1	39,9	22,56	10,32	5,91	2,09	0,81	0,52
ORTALAMA	994,9		567,3	39,93	22,54	10,32	5,9	2,1	0,81	0,517
%	100		57,02	4,013	2,266	1,037	0,593	0,211	0,081	0,052
20x20 Okuma(mGy)	1050				628,1	39,96	18,76	5,8	2,25	1,07
	1051				626,8	39,99	18,78	5,79	2,24	1,07
	1051				626,9	39,96	18,78	5,79	2,24	1,07
ORTALAMA	1051				627,3	39,97	18,77	5,793	2,243	1,07
%	100				59,7	3,804	1,787	0,551	0,214	0,102

d=5cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	806,4	324,4	18,75	9,84	5,97	3,9	2,85	0,69	0,38	0,354
	807,4	323,6	18,72	9,84	5,97	3,9	2,85	0,72	0,382	0,354
	807,3	323,4	18,72	9,84	5,97	3,9	2,88	0,704	0,382	0,354
ORTALAMA	807	323,8	18,73	9,84	5,97	3,9	2,86	0,705	0,381	0,354
%	86,36	34,65	2,004	1,053	0,639	0,417	0,306	0,075	0,041	0,038
10x10 Okuma(mGy)	874,8		357,3	41,49	20,73	10,17	5,7	2,01	0,81	0,51
	875		357,4	41,6	20,73	10,14	5,7	2,04	0,81	0,51
	874,8		357,1	41,46	20,73	10,14	5,73	2,04	0,81	0,503
ORTALAMA	874,9		357,3	41,52	20,73	10,15	5,71	2,03	0,81	0,508
%	87,94		35,91	4,173	2,084	1,02	0,574	0,204	0,081	0,051
20x20 Okuma(mGy)	933,2				384,5	41,94	19,14	5,76	2,28	1,08
	933,4				384,9	41,94	19,17	5,73	2,28	1,08
	933,2				383,9	41,91	19,14	5,76	2,28	1,08
ORTALAMA	933,3				384,4	41,93	19,15	5,75	2,28	1,08
%	88,83				36,59	3,991	1,823	0,547	0,217	0,103

d=10cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
--------	-----------------------------	--	--	--	--	--	--	--	--	--

ALAN BOYUTLARI	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	601,6	279,1	19,77	11,07	5,76	3,72	2,61	0,66	0,36	0,27
	602	278	19,74	11,07	5,76	3,72	2,58	0,66	0,36	0,27
	601,8	278,2	19,74	11,07	5,76	3,72	2,58	0,66	0,348	0,27
ORTALAMA	601,8	278,4	19,75	11,07	5,76	3,72	2,59	0,66	0,356	0,27
%	64,4	29,79	2,113	1,185	0,616	0,398	0,277	0,071	0,038	0,029
10x10 Okuma(mGy)	676		302,2	49,47	21,33	10,95	5,85	2,01	0,828	0,413
	676,1		301,7	49,44	21,36	10,92	5,85	2,01	0,828	0,409
	676		301,4	49,47	21,36	10,92	5,85	2,01	0,828	0,412
ORTALAMA	676		301,8	49,46	21,35	10,93	5,85	2,01	0,828	0,411
%	67,95		30,33	4,971	2,146	1,099	0,588	0,202	0,083	0,041
20x20 Okuma(mGy)	742,8				341	50,91	22,08	6,21	2,47	1,08
	743,1				340,2	5,91	22,05	6,21	2,47	1,08
	743,1				340,5	50,91	22,08	6,21	2,47	1,08
ORTALAMA	743				340,6	35,91	22,07	6,21	2,47	1,08
%	70,72				32,41	3,418	2,101	0,591	0,235	0,103

6 MV, İyon Odası, Kolimatör: 90

d=1,5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,5	5	7,5	10	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	929,2	513,2	19,29	11,43	9,18	7,83	6,6	0,75	0,42	0,27
	928	512,5	19,29	11,4	9,15	7,83	6,57	0,75	0,39	0,27
	928	513,3	19,29	11,4	9,15	7,83	6,57	0,75	0,39	0,27
ORTALAMA	928,4	513	19,29	11,41	9,16	7,83	6,58	0,75	0,4	0,27
%	100	55,26	2,078	1,229	0,987	0,843	0,709	0,081	0,043	0,029
10x10 Okuma(mGy)	987,5		622,2	34,68	19,38	11,7	8,88	1,77	0,9	0,51
	987,4		621,2	34,65	19,44	11,7	8,88	1,77	0,9	0,51
	987		620,8	34,68	19,44	11,7	8,88	1,77	0,9	0,51
ORTALAMA	987,3		621,4	34,67	19,42	11,7	8,88	1,77	0,9	0,51
%	100		62,94	3,512	1,967	1,185	0,899	0,179	0,091	0,052
20x20 Okuma(mGy)	1041				679,9	34,47	17,52	4,59	2,22	1,32
	1041				679,2	34,47	17,52	4,59	2,22	1,29
	1041				678,7	34,47	17,52	4,59	2,22	1,29
ORTALAMA	1041				679,3	34,47	17,52	4,59	2,22	1,3
%	100				65,25	3,311	1,683	0,441	0,213	0,125

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
--------	-----------------------------	--	--	--	--	--	--	--	--	--

ALAN BOYUTLARI	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	786,6	478,8	21,15	11,73	8,55	7,11	6,09	0,78	0,36	0,24
	786,5	477,5	21,09	11,76	8,55	7,11	6,06	0,78	0,36	0,24
	787,5	476,4	21,09	11,73	8,55	7,11	6,06	0,78	0,36	0,24
ORTALAMA	786,9	477,6	21,11	11,74	8,55	7,11	6,07	0,78	0,36	0,24
%	84,76	51,44	2,274	1,265	0,921	0,766	0,654	0,084	0,039	0,026
10x10 Okuma(mGy)	853,9		528,4	41,61	19,8	11,49	8,49	1,83	0,87	0,48
	854		527,4	41,58	19,77	11,49	8,49	1,83	0,87	0,48
	853,7		527,1	41,58	19,77	11,49	8,49	1,83	0,87	0,48
ORTALAMA	853,9		527,6	41,59	19,78	11,49	8,49	1,83	0,87	0,48
%	86,49		53,44	4,212	2,003	1,164	0,86	0,185	0,088	0,049
20x20 Okuma(mGy)	913,1				522,5	39,93	18,75	4,95	2,19	1,26
	913,4				523	39,93	18,75	4,95	2,19	1,26
	913,4				523,1	39,93	18,75	4,95	2,19	1,26
ORTALAMA	913,3				522,9	39,93	18,75	4,95	2,19	1,26
%	87,73				50,23	3,836	1,801	0,476	0,21	0,121

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	585,8	247,9	20,25	12,18	7,68	6,12	5,13	0,93	0,33	0,2
	586,1	247,9	20,22	12,18	7,71	6,12	5,13	0,93	0,33	0,2
	586,8	248	20,22	12,15	7,68	6,12	5,13	0,93	0,33	0,21
ORTALAMA	586,2	247,9	20,23	12,17	7,69	6,12	5,13	0,93	0,33	0,203
%	63,14	26,71	2,179	1,311	0,828	0,659	0,553	0,1	0,036	0,022
10x10 Okuma(mGy)	658,7		267,8	47,82	20,22	11,67	7,95	2,01	0,84	0,45
	658,8		267,9	47,76	20,22	11,67	7,95	2,01	0,81	0,45
	658,9		267,2	47,76	20,19	11,67	7,95	2,01	0,84	0,44
ORTALAMA	658,8		267,6	47,78	20,21	11,67	7,95	2,01	0,83	0,447
%	66,73		27,11	4,839	2,047	1,182	0,805	0,204	0,084	0,045
20x20 Okuma(mGy)	726,8				308,7	48,27	21,39	5,64	2,22	1,17
	727				307,9	48,27	21,39	5,64	2,22	1,17
	726,9				307,8	48,21	21,42	5,64	2,22	1,17
ORTALAMA	726,9				308,1	48,25	21,4	5,64	2,22	1,17
%	69,83				29,6	4,635	2,056	0,542	0,213	0,112

18 MV, İyon Odası, Kolimatör:0

d=3 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,5	5,1	7,5	10,3	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	916,8	378,4	19,86	10,68	6,93	4,62	3,75	0,87	0,48	0,45
	916,6	378,2	19,86	10,68	6,93	4,65	3,72	0,85	0,48	0,45
	916,1	378,3	19,86	10,68	6,93	4,65	3,72	0,87	0,48	0,45
ORTALAMA	916,5	378,3	19,86	10,68	6,93	4,64	3,73	0,863	0,48	0,45
%	100	41,28	2,167	1,165	0,756	0,506	0,407	0,094	0,052	0,049
10x10 Okuma(mGy)	982,2		436,6	41,91	22,17	10,74	6,57	2,22	0,9	0,6
	982,1		436,4	41,94	22,17	10,74	6,57	2,19	0,9	0,57
	983,7		436,4	41,94	22,17	10,74	6,57	2,22	0,9	0,57
ORTALAMA	982,7		436,5	41,93	22,17	10,74	6,57	2,21	0,9	0,58
%	100		44,42	4,267	2,256	1,093	0,669	0,225	0,092	0,059
20x20 Okuma(mGy)	1040				403,8	40,89	18,66	5,52	2,25	1,11
	1041				403,6	40,92	18,63	5,52	2,25	1,11
	1042				403,7	40,92	18,66	5,52	2,25	1,11
ORTALAMA	1041				403,7	40,91	18,65	5,52	2,25	1,11
%	100				38,78	3,93	1,792	0,53	0,216	0,107

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	878,4	354,3	18,06	9,66	6,06	4,2	3,45	0,84	0,48	0,45
	878,8	354,5	18,03	9,69	6,06	4,2	3,45	0,84	0,48	0,42
	879,1	354,7	18,06	9,66	6,06	4,2	3,45	0,81	0,48	0,42
ORTALAMA	878,8	354,5	18,05	9,67	6,06	4,2	3,45	0,83	0,48	0,43
%	95,88	38,68	1,969	1,055	0,661	0,458	0,376	0,091	0,052	0,047
10x10 Okuma(mGy)	944,1		381,3	39,21	18,99	9,39	8,85	2,07	0,9	0,57
	944,9		381,5	39,21	18,96	9,36	8,85	2,07	0,9	0,57
	944,2		381,8	39,21	18,99	9,39	5,85	2,07	0,9	0,57
ORTALAMA	944,4		381,5	39,21	18,98	9,38	7,85	2,07	0,9	0,57
%	96,11		38,83	3,99	1,931	0,955	0,799	0,211	0,092	0,058
20x20 Okuma(mGy)	990,7				426,5	36,45	16,29	5,07	2,25	1,11
	990,5				426,9	36,45	16,29	5,07	2,25	1,11
	990,7				426,9	36,48	16,29	5,07	2,25	1,11
ORTALAMA	990,6				426,8	36,46	16,29	5,07	2,25	1,11
%	95,16				41	3,502	1,565	0,487	0,216	0,107

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50

ALAN BOYUTLARI										
5x5 Okuma(mGy)	705,3	344,9	17,85	9,96	5,46	3,81	2,94	0,75	0,42	0,33
	706	344,5	17,85	9,96	5,46	3,78	2,94	0,75	0,42	0,33
	706,4	344,9	17,85	9,96	5,46	3,78	2,94	0,75	0,42	0,33
ORTALAMA	705,9	344,8	17,85	9,96	5,46	3,79	2,94	0,75	0,42	0,33
%	77,02	37,62	1,948	1,087	0,596	0,414	0,321	0,082	0,046	0,036
10x10 Okuma(mGy)	770,9		356,3	44,52	18,09	9,45	5,55	1,95	0,9	0,45
	770,9		356,5	44,55	18,09	9,45	5,55	1,92	0,87	0,45
	770,9		356,7	44,33	18,06	9,45	5,55	1,92	0,87	0,45
ORTALAMA	770,9		356,5	44,47	18,08	9,45	5,55	1,93	0,88	0,45
%	78,45		36,28	4,525	1,84	0,962	0,565	0,196	0,09	0,046
20x20 Okuma(mGy)	821,1				358,5	42	17,85	5,13	2,34	1,08
	822,2				358,7	41,97	17,85	5,13	2,34	1,08
	821,9				359	41,97	17,85	5,13	2,34	1,08
ORTALAMA	821,7				358,7	41,98	17,85	5,13	2,34	1,08
%	78,94				34,46	4,033	1,715	0,493	0,225	0,104

18 MV, İyon Odası, Kolimatör: 90

d=3 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,5	5,1	7,5	10,3	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	888,6	416,9	19,71	12,27	9,9	8,73	8,31	0,96	0,48	0,33
	889,9	416,9	19,71	12,27	9,9	8,73	8,31	0,96	0,48	0,33
	888,8	416,9	19,71	12,27	9,9	8,73	8,31	0,99	0,48	0,33
ORTALAMA	889,1	416,9	19,71	12,27	9,9	8,73	8,31	0,97	0,48	0,33
%	100	46,89	2,217	1,38	1,113	0,982	0,935	0,109	0,054	0,037
10x10 Okuma(mGy)	951,6		419,4	37,77	19,59	12,57	10,5	1,98	0,99	0,57
	952,5		419,8	37,77	19,59	12,57	10,53	1,98	0,99	0,57
	953,9		419,6	37,77	19,59	12,57	10,52	1,98	0,99	0,57
ORTALAMA	952,7		419,6	37,77	19,59	12,57	10,52	1,98	0,99	0,57
%	100		44,04	3,965	2,056	1,319	1,104	0,208	0,104	0,06
20x20 Okuma(mGy)	1009				438,8	34,8	18,45	4,5	2,07	1,26
	1010				439,1	34,8	18,45	4,47	2,07	1,26
	1010				438,9	34,8	18,45	4,48	2,07	1,26
ORTALAMA	1010				438,9	34,8	18,45	4,483	2,07	1,26
%	100				43,47	3,447	1,827	0,444	0,205	0,125

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50

ALAN BOYUTLARI										
5x5 Okuma(mGy)	854,3	381,3	18,78	11,22	8,94	8,07	7,77	1,05	0,48	0,3
	854,3	380,9	18,81	11,22	8,91	8,07	7,74	1,05	0,48	0,3
	854,3	381,2	18,82	11,22	8,93	8,07	7,75	1,05	0,48	0,3
ORTALAMA	854,3	381,1	18,8	11,22	8,927	8,07	7,753	1,05	0,48	0,3
%	96,09	42,87	2,115	1,262	1,004	0,908	0,872	0,118	0,054	0,034
10x10 Okuma(mGy)	914,7		463,6	36,18	17,04	11,25	9,69	1,98	0,96	0,57
	915,6		463,6	36,15	17,04	11,25	9,69	1,98	0,96	0,57
	914,9		463,6	36,16	17,04	11,28	9,69	1,98	0,96	0,57
ORTALAMA	915,1		463,6	36,16	17,04	11,26	9,69	1,98	0,96	0,57
%	96,05		48,66	3,796	1,789	1,182	1,017	0,208	0,101	0,06
20x20 Okuma(mGy)	959,5				496	32,07	17,74	4,41	2,04	1,2
	960,9				496	32,07	17,74	4,41	2,01	1,2
	961,1				496	32,07	17,74	4,41	2,03	1,2
ORTALAMA	960,5				496	32,07	17,74	4,41	2,027	1,2
%	95,13				49,13	3,176	1,757	0,437	0,201	0,119

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	687,3	362,3	18,3	11,04	7,86	6,81	6,36	1,41	0,42	0,27
	687,3	362,3	18,33	11,04	7,83	6,81	6,36	1,41	0,42	0,27
	687,3	362,3	18,33	11,04	7,83	6,81	6,36	1,41	0,42	0,27
ORTALAMA	687,3	362,3	18,32	11,04	7,84	6,81	6,36	1,41	0,42	0,27
%	77,3	40,75	2,061	1,242	0,882	0,766	0,715	0,159	0,047	0,03
10x10 Okuma(mGy)	746,9		363,2	41,4	16,92	10,74	8,49	2,37	0,87	0,51
	747,4		363,3	41,4	16,92	10,77	8,52	2,34	0,87	0,51
	747,3		363,3	41,4	16,92	10,73	8,53	2,35	0,87	0,51
ORTALAMA	747,2		363,3	41,4	16,92	10,75	8,513	2,353	0,87	0,51
%	78,43		38,13	4,346	1,776	1,128	0,894	0,247	0,091	0,054
20x20 Okuma(mGy)	794,7				423,2	42	17,85	5,13	2,34	1,08
	795,5				423	41,97	17,85	5,13	2,34	1,08
	794,8				423	41,97	17,85	5,13	2,34	1,08
ORTALAMA	795				423,1	41,98	17,85	5,13	2,34	1,08
%	78,74				41,9	4,158	1,768	0,508	0,232	0,107

6 MV, TPS CMS XiO, Kolimatör: 0-90

d=1,5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)
----------	------------------------------------

ALAN BOYUTLARI	0	2,5	5	7,5	10	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	1000	562,6	35,1	1	0,1	0	0	0	0	0
%	100	56,27	3,51	0,1	0,01	0	0	0	0	0
10x10 Okuma(mGy)	1000		612,1	45,3	3,6	0,3	0	0	0	0
%	100		61,2	4,53	0,36	0,03	0	0	0	0
20x20 Okuma(mGy)	1000				664	8,5	3,4	0,2		
%	100				66,4	0,85	0,34	0,02	0	0

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,6	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	1000	541,9	39,7	3,5	0,1	0	0	0	0	0
%	100	54,19	3,97	0,35	0,01	0	0	0	0	0
10x10 Okuma(mGy)	1000		569,2	53	6,5	0,8	0	0	0	0
%	100		56,92	5,3	0,65	0,08	0	0	0	0
20x20 Okuma(mGy)	1000				521,7	17,2	5,9	0,3		
%	100				52,17	1,72	0,59	0,03	0	0

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN BOYUTLARI	0	2,7	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
5x5 Okuma(mGy)	1000	577,3	45,6	6,1	0,2	0	0	0	0	0
%	100	57,73	4,56	0,61	0,02	0	0	0	0	0
10x10 Okuma(mGy)	1000		512,6	72,8	11,9	2	0	0	0	0
%	100		51,26	7,28	1,19	0,2	0	0	0	0
20x20 Okuma(mGy)	1000				516,8	57,1	11,2	0,7		
%	100				51,68	5,71	1,12	0,07	0	0

18 MV, TPS CMS XiO, Kolimatör: 0-90

d=3 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)									
ALAN	0	2,5	5	7,5	10	15	20	30	40	50

Okuma(mGy)	1000	714	27	12	2	0	0	0	0
%	100	71,4	2,7	1,2	0,2	0	0	0	0

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)								
ALAN BOYUTU	0	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
10x10 Okuma(mGy)	1000	496	42	37	9	5	0	0	0
%	100	49,6	4,2	2	0,9	0,5	0	0	0

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)								
ALAN BOYUTU	0	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
10x10 Okuma(mGy)	1000	584	71	25	12	3	0	0	0
%	100	58,4	7,1	2,5	1,2	0,3	0	0	0

18 MV, Gafchromic EBT, Kolimatör:90

d=3 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)								
ALAN BOYUTU	0	5	7,5	10	15	20	30	40	50
10x10 Okuma(mGy)	1000	587	36	20	10	9	0	0	0
%	100	58,7	3,6	2	1	0,9	0	0	0

d=5 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)								
ALAN BOYUTU	0	5,2	7,5	10,5	15	20	30	40	50
10x10 Okuma(mGy)	1000	601	44	21	15	13	0	0	0
%	100	60,1	4,4	2,1	1,5	1,3	0	0	0

d=10 cm	MERKEZİ EKSENE UZAKLIK (cm)								
ALAN BOYUTU	0	5,5	7,5	11	15	20	30	40	50
10x10 Okuma(mGy)	1000	640	59	25	11	9	0	0	0
%	100	64	5,9	2,5	1,1	0,9	0	0	0

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ali	Soyadı	Zubaroglu
Doğ.Yeri	Antakya/HATAY	Doğ.Tar.	01.03.1981
Uyruğu	TC	TC Kim No	10229369888
Email	zubaroglu@yahoo.com	Tel	535 582 39 99

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Fizik	2007
Lise	Hatay Osman Ötken Anadolu Lisesi	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Fizikçi	Acıbadem Hastanesi	2009
2.	Fizikçi	İstanbul Üniversitesi	2008
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi		80 (İ.Ü. Yabancı Diller)

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	72,814	69,371	71,373
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
CMS XiO	Çok İyi
Eclipse – Aria	Çok İyi
MS Office	Çok İyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):