

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

STEROTAKTİK RADYOCERRAHİ İÇİN KÜÇÜK ALANLARDA 6 MV FOTON
DOZİMETRİSİ

Hande BAŞ

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ANKARA
2005

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında ve Doç. Dr. Bahar DİRİCAN eş danışmanlığında, Hande BAŞ tarafından hazırlanan bu çalışma 20/10/2005 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Fatma ERDOĞAN

Prof. Dr. Doğan BOR

Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Doç. Dr. Müge AKMANSU

Doç. Dr. Mehmet KABAK

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Ülkü MEHMETOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖZET
Yüksek Lisans Tezi

STEROTAKTİK RADYOCERRAHİ İÇİN KÜÇÜK ALANLARDA 6 MV FOTON DOZİMETRİSİ

Hande BAŞ

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR
Eş Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada GATA Radyasyon Onkolojisi A.D.'da bulunan çok yapraklı kolimatörlü Philips SL-25 marka lineer hızlandırıcının 6 MV enerjili x-ışınları kullanılarak küçük radyocerrahi alanları için 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik üçüncül kolimatörler kullanılarak demet profilleri ve derin dozlar farklı dozimetri sistemleri ile ölçülmüştür. Bu dozimetri sistemleri, Nucletron marka su fantomunda 0,12 cc hacimli iki iyon odası, X-OMAT Radyografik film, TLD-100 dozimetrelere, 0,125 cc hacimli PTW-1305 ve 0,6 cc hacimli PTW-559 silindirik iyon odaları ve 0,4 cc hacimli PPC-40 paralel plakalı iyon odasıdır. Tüm ölçümlerde SSD (Source to Skin Distance-Kaynak cilt mesafesi) 100 cm alınmıştır. Su fantomu dışındaki dozimetrik sistemlerle yapılan ölçümlerde katı-su fantomu kullanılmıştır. Kullanılan bütün dozimetri sistemlerinde dozimetrik parametrelerin değerlendirilmesi için ikincil kolimatör alan boyutu $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabitlenmiş ve ayrıca bütün dozimetri sistemlerinde 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül kolimatörlerle 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında derin doz değerleri elde edilerek ölçümlerin alan boyutuyla değişimi incelenmiştir.

Su fantomu ölçümlerinde 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak $1.5 (d_{\max})$, 5 ve 10 cm derinliklerinde hem AB (Axis-Beam) hem de GT (Gun-Target) yönlerinde 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ikincil kolimatör alan boyutlarının tümü için ışın profilleri çizdirilmiştir. Diğer üçüncül radyocerrahi kolimatörleri olan 10, 12, 14, 18, 20, 22, 24, 26 ve 28 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle sadece GT yönünde ve alan boyutu $5 \times 5 \text{ cm}^2$ de sabit tutularak $1.5 (d_{\max})$, 5 ve 10 cm derinliklerindeki ışın profilleri çizdirilmiştir. Ayrıca elimizdeki tüm kolimatörler için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ lik alan boyutu sabit tutularak merkezi ışının geçtiği izomerkez noktasında 30 cm'lik bir derinlik boyunca derin dozlar ölçülmüştür.

Yapılan film, TLD-100 ve iyon odası ölçümlerinde bu dozimetrik sistemler, birincil demetin yanında ikincil elektronların da doza olan katkılarını ölçebilmek amacıyla katı-su fantomları arasına yerleştirilmiştir. İyon odası ölçümlerinde her bir iyon odası kendi katı-su fantomu içerisinde ışınlanmıştır. Her üç dozimetri sistemi de 5, 16, ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1, $1.5 (d_{\max})$, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15 ve 20 cm derinliklerinde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutunda SSD 100 cm'de 50 MU'luk doz ile ışınlanmıştır. Ayrıca 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleriyle $1.5 (d_{\max})$, 5 ve 10 cm derinliklerinde 4×4 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında SSD 100 mesafesinde yapılan ölçümlerle sonuçların alan boyutuyla nasıl değiştiğine bakılmıştır.

Elde edilen sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılarak sterotaktik radyocerrahi alanları için uygun dozimetrik sistemleri araştırılmıştır.

2005, 78 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyocerrahi dozimetrisi, Küçük alan dozimetrisi

ABSTRACT

Master.Thesis

SMALL FIELD 6 MV PHOTON DOSIMETRY FOR STEREOTACTIC RADIOSURGERY

Hande BAŞ

Ankara University
Institute of Science, Department of Physics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Doğan BOR
Co-Supervisor: Assoc. Dr. Bahar DİRİCAN

In this study, beam profiles and depth doses were measured using the 6MV energy x-rays produced by Philips SL-25 linear accelerator at the GATA Radiation Oncology Department, where 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 and 30 mm tertiary collimators were used for small radiosurgery beams. These dosimetry systems consist of two ion chambers with volumes of 0.12cc in Nucletron Water Phantom, X-OMAT Radiographic film, TLD-100 dosimeters, PTW-1305 with a volume of 0.125cc, PTW-559 with a volume of 0.6cc, and PPC-40 parallel plate ion chamber with a volume of 0.4cc. In all of the measurements, SSD (Source to skin Distance) is 100 cm. In the measurements where the water phantom is not used, the solid-water phantom is used instead as a dosimetric system. For the evaluation of the dosimetric parameters, secondary collimators is set at $5 \times 5 \text{ cm}^2$ in all of the dosimetric systems, and depth dose values have been obtained with 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 and $8 \times 8 \text{ cm}^2$ seconder collimators for 5, 16, and 30 mm tertiary collimators to check the change in the measurements with respect to the size.

Beam profiles were plotted for all of the 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ secondary collimator in both AB (Axis Beam) and GT (Gun Target) directions for the depths of $1.5(d_{\max})$, 5 and 10 cm using 5, 16, and 30mm tertiary radiosurgery collimators in the water phantom measurements. The beam profiles were plotted at $1.5 \text{ cm}(d_{\max})$, 5 cm, and 10cm depths for the other tertiary radiosurgery collimators (which have 10, 12, 14, 18, 20, 22, 24, 26 and 28mm thicknesses) in only GT direction with $5 \times 5 \text{ cm}^2$ fixed size. Moreover, depth doses were measured at the center of the concentric beams, again fixing the $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field within a depth of 30cm for all of the collimators used in this study.

To measure the increase in the dose due to the contribution of the secondary electrons in addition to the primary beam, TLD-100 and ion chambers were inserted between the solid-water phantoms in those measurements, and x-ray film was inserted through the solid-water phantoms. In the ion chamber measurements, each ion chamber was beamed within its specific solid-water phantom. Since the effective points of the ion chambers have different depths measurements werw taken at the specified depths. In all three of the dosimeter systems, 5, 16, and 30mm tertiary radiosurgery collimators were used to irradiate $5 \times 5 \text{ cm}^2$ fields with an SSD of 100cm's and a dose of 50MU's, for depths of $1.5 (d_{\max})$, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15 and 20cm. Moreover, the change in results with respect to the change in field was also checked for 5, 16 and 30mm tertiary radiosurgery collimators with depths of $1.5 (d_{\max})$, 5 and 10cm using the fields of 4×4 , 6×6 , 7×7 and $8 \times 8 \text{ cm}^2$.

All of the results obtained were cross-checked to find the best possible dosimeter system for accurate sterotactic radiosurgery fields.

2005, 78 pages

Key Words: Radiosurgery dosimetry, Small field dosimetry

TEŞEKKÜR

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazında bir tedavi tekniği olarak kullanılan Sterotaktik Radyocerrahide kullanılan küçük alanların dozimetrik karakteristiğini belirlemeye yönelik bu alıŐma Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir. ÇalıŐmayı destekleyen ve yapılabilmesi için gerekli olanakları sağlayan Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'na minnet ve teŐekkürlerimi sunarım.

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalında Medikal Fizik alanında yüksek lisans yapma , bu alana yönelik kapsamlı dersleri alma ve medikal fizik alanında kendimi geliŐtirebilme imkanı sağladığı için danıŐmanım, Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü), çalıŐmayı yapmama olanak sağlayan ve çalışmanın her safhasında yakın ilgi, bilgi, birikim ve nerileri ile beni her zaman destekleyen eş danıŐmanım, Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi), çalışmanın klinik aŐamasındaki bilgi ve birikimlerini benimle paylaŐan Sayın Tabip Albay Doç. Dr. Murat BEYZADEOĞLU ve Sayın Tabip YüzbaŐı Doç. Dr. Kaan OYSUL'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi), Gülhane Askeri Tıp Akademisinde alıŐan ve dozimetrik ölçümler sırasında yardımını ve desteğini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Yelda ELİM KAHYA , Esin GÜNDEM ve tüm radyoterapi teknisyenlerine sonsuz sayđı, minnet ve teŐekkürlerimi sunarım.

Ayrıca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyerek bugünlere ulaŐmamı sağlayan, tüm kararlarımda ve zor günlerimde yanımda olan annem Sayın Ayten BAŞ ve babam Sayın Ferruh BAŞ'a sonsuz minnet ve teŐekkürlerimi sunarım.

Hande BAŞ

Ankara, Ekim 2005

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
SİMGELER DİZİNİ	x
1.GİRİŞ	1
2.KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları	3
2.1.1. Modülatör	8
2.1.2. Klaystronlar ve Magnetronlar	9
2.1.3. Elektron Tabancası.....	11
2.1.4. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu.....	12
2.1.5. Enerji Seçimi.....	14
2.1.6. Kolimasyon	18
2.2. Sterotaktik Radyocerrahi.....	19
2.2.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi	22
2.3. İyonlaştırıcı Radyasyonun Ölçülmesi.....	24
2.3.1. İyon Odaları.....	25
2.3.2. Radyografik Film	28
2.3.3. Termoluminesans Dozimetri (TLD).....	32
2.3.4. Su Fantomu.....	37
2.4. Sterotaktik Radyocerrahi Dozimetrisi	37
2.5. Referans Makalelerin Özetleri.....	40
2.5.1. 6 MVX-Işını Kullanılarak Küçük Alanlardaki Doz Dağılımının Ölçülmesi	41
2.5.2. Radyocerrahide 4, 6, 10, 15 Ve 24 MV X-Işını Demetlerinde Küçük Dairesel Alanların Doku Maksimum Oranı ve Diğer Parametreler.....	42
2.5.3. Lineer Hızlandırıcı Radyocerrahisinde	

Sınırlı Foton Demeti Dozimetrisi	43
2.5.4. Küçük Radyocerrahi Alanlarında Toplam Saçılma Faktörü ve	
Doku Maksimum Oranı.....	45
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	47
3.1. Su Fantomu Ölçümleri	47
3.2. Film Dozimetresi	48
3.2.1. Kalibrasyon Ölçümleri	48
3.2.2. Dozimetrik Ölçümler	49
3.3. Termolüminesans Dozimetre (TLD)	51
3.3.1. Kalibrasyon Ölçümleri	51
3.3.2. Dozimetrik Ölçümler	52
3.4. İyon Odası Ölçümleri.....	52
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA.....	53
4.1. Su Fantomu Ölçümleri	53
4.2. Film Dozimetresi Ölçümleri.....	59
4.3. Termolüminesans Dozimetre Ölçümleri.....	66
4.4. İyon Odası Ölçümleri.....	68
4.5. Dozimetre Sistemlerinin Karşılaştırılması.....	71
5. SONUÇ.....	73
KAYNAKLAR	76
ÖZGEÇMİŞ.....	77

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Lineer Hızlandırıcının dış özellikleri	6
Şekil 2.2. Genel bir lineer hızlandırıcının dalga kılavuzu, demet görüntüleme ve kolimasyon sistemleriyle birlikte demet yolunun şematik gösterimi.....	7
Şekil 2.3. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler	8
Şekil 2.4. Mikrodalga kaviteleleri ve klaystron. (a) Elektrik alanla (E) magnetik alan (H) arasındaki uzaysal ilişki (b) iki kaviteli klaystron şekli (c) Buncher kavitesindeki E alan-zaman diagramı	10
Şekil 2.5. Monitör İyon Odaları	18
Şekil 2.6. Sterotaktik Radyocerrahide hasta başının invaziv yöntemle sabitlenmesi	20
Şekil 2.7. Hedef hacim Doz Hacim Histogramı.....	21
Şekil 2.8. Kritik organ (göz) Doz Hacim Histogramı	21
Şekil 2.9. Cihazın izomerkezi yani yapılacak olan rotasyonun merkezinin hedef hacmin merkezi ile karşılaştırılması	22
Şekil 2.10. Hastanın kafa yapısı, hedef hacim ve kritik organların üç boyutlu görüntüsü.....	23
Şekil 2.11. Bir BT kesitindeki hedef hacimdeki doz dağılımı	24
Şekil 2.12 İyon odasının şematik gösterimi	26
Şekil 2.13. İyon odasının efektif noktasının radyasyon demetinin izomerkezine yerleştirilmesinin şematik gösterimi	26
Şekil 2.14. İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü.....	30
Şekil 2.15. Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi.....	31
Şekil 2.16. Filmin Karakteristik Eğrisi	32
Şekil 2.17. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı. (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması. (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması	33

Şekil 2.18. Yayılan termoluminesans fotonlarını algılamak için gerekli düzenek	35
Şekil 2.19. Standart iyonizasyon odasının şematik diyagramı.....	38
Şekil 2.20. Elektronik dengenin kurulması	38
Şekil 3.1. Kalibrasyon filmi üzerinde çizilen ilgi alanı.....	49
Şekil 3.2. Radyografik filmin (a) derin doz ölçümleri, (b) demet profili ölçümleri için katı-su fantomları arasına yerleştirilmesi.....	50
Şekil 3.3. (a) Derin doz ölçümleri için merkezi demet eksenini üzerinden geçen 1 piksel genişliğinde profil, (b) Demet profili ölçümleri için alan merkezinden geçen AB ve GT yönlerdeki 1 piksel genişlikli profiller	50
Şekil 4.1. 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler 5x5 cm ² 'de sabit tutularak 1,5 cm (d _{max}) derinlikte a) 5 mm, b) 16 mm ve c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki su fantomu kullanılarak elde edilen demet profilleri	54
Şekil 4.2. a) 5 mm'lik b) 16 mm'lik c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d _{max} derinliğinde Nucletron marka su fantomunda 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm ² 'lik alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması	56
Şekil 4.3. 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak Nucletron marka su fantomunda 5x5 cm ² 'lik sabit alan boyutunda merkezi ışının geçtiği izomerkez noktasından 30 cm'lik bir derinlik boyunca alınan yüzde derin dozların karşılaştırılması	57
Şekil 4.4. 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak Nucletron marka su fantomunda 5x5 cm ² 'lik sabit alan boyutunda a) 1,5 cm b) 5 cm c) 10 cm derinlikte ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması.....	59
Şekil 4.5. Film dozimetresi için elde edilen kalibrasyon eğrisi	60
Şekil 4.6. 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler 5x5 cm ² 'de sabit tutularak 1,5 cm (d _{max}) derinlikte a) 5 mm, b) 16 mm ve c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(x) (Axis-Beam) ve GT(y) (Gun-Target) yönlerindeki film dozimetresi ile elde edilen demet profilleri.....	61
Şekil 4.7. Film dozimetresi kullanılarak 5, 16, 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle AB ve GT yönlerde elde edilen derin dozlar.....	62

Şekil 4.8. a) 5 mm'lik b) 16 mm'lik c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d_{max} derinliğinde film dozimetresiyle 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm ² 'lik alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması	63
Şekil 4.9. Kodak X-OMAT film ile 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 5x5'lik alanda ölçülmüş derin doz değerleri.....	64
Şekil 4.10. 5x5'lik alanda tüm radyocerrahi kolimatörleriyle alınan doz cinsinden demet profilleri.....	65
Şekil 4.11. 5x5'lik alanda tüm radyocerrahi kolimatörleriyle alınan yüzde derin doz cinsinden demet profilleri.....	65
Şekil 4.12. Demet profillerindeki dozun % 50'sine düştüğü noktalardaki demet genişlikleri	66
Şekil 4.13. Termolüminesans dozimetreye tüm radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1,5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerinde ölçülmüş derin dozlar.....	67
Şekil 4.14. TLD okumalarının kolimatör çapına bağımlılığı	67
Şekil 4.15. 5, 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle d_{max} derinliğinde TLD kullanılarak 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm ² 'lik alan boyutlarında ölçülmüş doz değerleri	68
Şekil 4.16. PTW-559 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar	69
Şekil 4.17. PPC-40 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar	70
Şekil 4.18. PTW-1305 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar	70
Şekil 4.19. PPC-40, PTW-1305 ve PTW-559 iyon odalarıyla 5,16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1, 1.5, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15 ve 20 cm derinliklerinde ölçülmüş derin dozların karşılaştırılması.....	71
Şekil 4.20. Film, TLD, PTW1305, PTW-559 ve PPC-40 iyon odalarının a) 5 mm, b) 16 mm c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri için derin dozlarının karşılaştırılması.....	72

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Lineer hızlandırıcılarda kullanılan hareketli ve sabit dalga kılavuzlarının özellikleri	13
Çizelge 4.1. AB ve GT doğrultulardaki demet profillerindeki dozun % 50'ye düştüğü noktalardaki genişlikleri	55
Çizelge 4.2. Film dozimetresi kalibrasyonu için yapılan fit parametreleri	59
Çizelge 4.3. Demet profillerindeki dozun % 50'sine düştüğü noktalardaki demet genişlikleri	66

SİMGELER DİZİNİ

AB	Axis-Beam
CT	Bilgisayarlı Tomografi, Computed Tomography
GT	Gun-Target
LİF	Lityum Florür
MLC	Multilif Kolimatör, Multileaf Collimatör
MR	Manyetik Rezonans, Magnetic Resonans
OPF	Doz Verimi Faktörü, Output Factor
PDD	Yüzde Derin Doz, Percentage Depth Dose
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp, Photo Multiple Tube
ROF	Rölatif Doz Verimi Faktörü, Relative Output Factor
SAD	Kaynak-Eksen Mesafesi, Source To Axis Distance
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü, Collimator Scatter Factor
Sp	Fantom Saçılma Faktörü, Phantom Scatter Factor
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi, Source To Skin Distance
SRS	Sterotaktik Radyocerrahi, Stereotactic Radiosurgery
TLD	Termolüminesans Dozimetre, Thermoluminescent Dosimeter
TMR	Doku Maksimum Oranı, Tissue Maximum Ratio
TPS	Tedavi Planlama Sistemi, Treatment Planning System
%DD	%Derin Doz, %Depth Dose

1.GİRİŞ

Radyoterapinin amacı, tümöre homojen bir doz dağılımı ile tedavi için gerekli dozu verirken, komşu sağlam dokuları mümkün olduğunca korumak ve komplikasyonları (yan etki) önlemek için kritik organların tolerans dozlarını aşmamaktır. Bu amaçla çeşitli radyoterapi teknikleri kullanılır. Son yıllarda modern bir radyoterapi tekniği olarak klinik kullanıma giren Sterotaktik Radyocerrahi (Stereotactic Radiosurgery-SRS) uygulamalarında cerrahi olarak girişimde bulunulamayan küçüklükteki ve/veya tehlikeli yerleşimdeki kötü huylu (malign), iyi huylu (benign) tümörlere ve damarsal anomalilere (anormallik) lineer hızlandırıcı tabanlı Sterotaktik Radyocerrahi uygulamaları yapılmaktadır. Bu tedaviler radyasyonla ark tedavisinin daha karmaşık bir uygulaması olarak değerlendirilebilir. Sterotaktik Radyocerrahi planlamalarında hastada ışınlanacak tedavi hacmi, Bilgisayarlı Tomografi veya Serebral Anjiyografi görüntüleri ile kesin bir şekilde belirlenmektedir. SRS, Co-60 gama ışınları, lineer hızlandırıcıdan elde edilen x-ışını, proton, helyum iyonu gibi ağır yüklü parçacıklar kullanılarak değişik tekniklerle uygulanmaktadır. En sık kullanılanlar lineer hızlandırıcı tabanlı SRS ve Co-60 tabanlı Gamma-Knife'dır. SRS'de klinik hedef hacim tümörün kendisidir ve yüksek dozla ışınlanmaktadır. SRS'de yüksek doz ile ışınlanan normal doku, ışınlanan hacmin küçük olması ve hedeften uzaklaştıkça dozun hızla düşmesi nedeni ile tolere edilebilir. Hedef hacmin maksimum dozu homojen alması ve kritik organların dozunun minimum olması için optimum koşullarda tedavi demetlerinin ve hasta set-up (hastanın tedavi planlama koşullarında tedaviye hazırlanması işlemleri) koşullarının seçimi yapılır. Tedavi planlama sistemi (Treatment planning system-TPS) ile elde edilen Doz hacim histogram (Dose-Volume Histogram-DVH)'lerinde kritik organların dozunun olabildiğince az olması ve hedef hacim sınırları etrafında dozun keskin bir düşüş göstermesi önemlidir. SRS uygulamalarında kullanılan kolimatör çapları 5-30 mm arasında değişir. Tedavi alanları küçüktür. Bu alanlarda uygulanan tedavinin doğruluğu, dozimetrik parametrelerin doğru olarak belirlenmesine bağlıdır. Doz dağılımlarının belirlenmesinde kullanılan ölçüm cihazlarının da doğru olarak seçilmesi gerekir. Rice *et al.* (1987), makalelerinde tedavi dozunun en doğru şekilde belirlenebilmesi için x-ışın demetinin dozimetrik parametrelerini tanımlamışlardır (%Derin Doz, Demet profili...). Küçük alanlarda bu parametrelerin ölçülmesi birçok konvansiyonel dozimetre sistemi için

uygun değildir. Rice *et al.* (1987), makalelerinde küçük alan dozimetriyi için Termolüminesans dozimetre (TLD), film, diyot ve iyon odalarının birçok çeşidini kullanmışlardır. Bjangard *et al.* (1990) makalelerinde sınırlı x-ışın demetlerinin ölçümünde kullanılan dedektör boyutlarını tartışmışlardır. Ve ölçüm sonuçları kk alanların ölçümünde demet yarıçapından oldukça kk dedektörlerin kullanılması gerektiğini göstermiştir. Bjangard, Tsai ve Rice demet yarıçapının yarısından kk yarıçaplı dedektörleri kullanmayı başarmışlardır. Ancak kk x-ışını alanlarında yatay elektronik dengenin eksikliğinden dolayı dozimetri işlemi karmaşık hale gelmektedir. (Rice 1987)

Bu tez çalışmasında SRS uygulamalarında kullanılan kk alanlar için 6 MV x-ışınları ile farklı tipteki dozimetreler kullanılarak dozimetrik parametreler elde edilecek ve SRS amaçlı dozimetreler tespit edilecektir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları

Eksternal demet radyoterapisinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde konvansiyonel x-ışını tüpleri (anot ve katot ile) ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen x-ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 keV'di. (Radyoterapi terminolojisinde demet enerjilerinin elektron demetleri için eV, x-ışını demetleri için gerilim biriminde [V] kullanılmasından dolayı bu noktadan itibaren x-ışını demeti enerjileri V cinsinden verilecektir). Bu yüzeysel (150 kV'a kadar) ve orta-voltaj (300 kV'a kadar) cihazlar cilt kanseri ve palyasyon (hastalığın belirtilerini iyileştirmeksizin hafifleten tedavi) tedavisinde hala efektif olarak kullanılmaktadır. Fakat bu cihazlarla elde edilen x-ışınlarının enerjileri düşük olduğundan, derin-yerleşimli tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların yüksek doz almasına ve dolayısıyla da ciltte komplikasyonların oluşmasına neden olmaktaydı. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması ve ayrıca düşük enerjili x-ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları yapılan tedavilerde sorun oluşturuyordu. Bu nedenle derin yerleşimli tümörlerin etkin tedavisinde yeterli gericiliğe sahip, kemik ve yağ dokusunda birbirine yakın enerji soğurması verecek, cilt ve sağlam dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak x-ışını cihazları üzerinde çalışmalar yapıldı.

1925'te Ising ilk çevrimsel hızlandırıcıyı sürüklenme tüplü lineer hızlandırıcı olarak önerdi. İsveçli bir fizikçi olan Wideröe bu düşüncüyü genişletti ve 1928'de civa iyonlarının radyo frekans (RF) voltajı ile hızlandırılmasıyla çalışan ilk lineer hızlandırıcıyı inşa etti. (Madcalse 2002)

Wideroe'nin çalışmalarının en önemli sonucu Lawrence'nin siklotronu düşünmesi için uyarmasıdır. Lawrence ve Livingston 1932'de ilk çalışan siklotronu inşa ettiler ve siklotronların ilk başarıları 1930'larda Lawrence'in laboratuvarlarında gözlendi. Lawrence'nin siklotronları ve Van de Graaff tarafından 1931'de düşünülen ve geliştirilen elektrostatik jeneratörler 1930'lar boyunca nükleer fizik araştırmalarında

kullanıldı. Her ikisi de 15 MeV veya daha küçük enerjilere sınırlandırılmış ve bu limitlerden daha ileri enerjilere ulaşmaları 1930'lar boyunca yapılan araştırmaların başlıca konusu olmuştur. (Madcalse 2002)

1940 yılından sonra yüksek frekanslı çok kısa dalga boylu (microwave) osilatörler geliştirildi. Bunlar lineer hızlandırıcılarda elektronları hızlandırmak için kullanıldı. Kerst ilk başarılı betatronu 1941'de inşa etti. Yaklaşık 3 GHz frekanstaki ilerleyen dalga elektron lineer hızlandırıcıları Hansen, Ginzton ve Panofsky tarafından geliştirilmiştir. Onların işbirliği seneler sonrası 50 GeV'lik Stanford Lineer Hızlandırıcısının kurulmasına öncülük etmiştir.

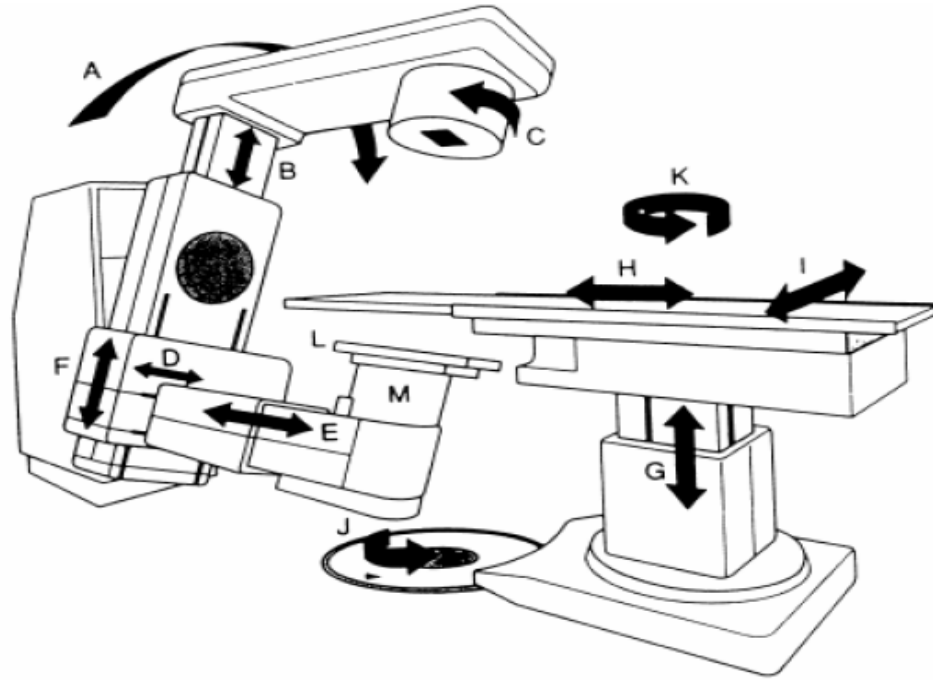
İlk medikal lineer hızlandırıcı ise 1952 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV'luk ışınlarıyla yapılmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar (linac) yüksek giricilik özelliğine sahip yüksek enerjili x-ışınlarının elde edilebilirliğinden dolayı günümüzde derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde en popüler sistemlerdir. Gerçekte yüksek giriciliğe sahip demetlerin araştırılması Kobalt-60 cihazlarının geliştirilmesine öncülük etti. Birkaç bin Curie'lik Co-60 aktivitesinin, çapı yaklaşık 10 mm olan silindirlere sıkıştırılabilmesi sayesinde bu cihazlar diğer teleterapi kaynaklarına göre (Sezyum-137 gibi) daha popüler hale geldiler. Lineer hızlandırıcı demetlerine göre daha düşük foton enerjilerine rağmen kobalt-60 cihazları, doz maksimumuna 0,5 cm derinlikte ulaşmalarıyla hala makul cilt koruyucu özellikler sağlamaktadırlar. Fakat yine de Lineer hızlandırıcılar sahip oldukları üstünlüklerden dolayı son yıllarda kobalt-60 cihazlarının yerini almışlardır. Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili x-ışını elde edilebilir veya tedavi şekline bağlı olarak elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabilir. Bir Lineer hızlandırıcı genellikle iki farklı foton enerjisi ve on farklı elektron enerjisi üretebilme yeteneğindedir. Yüksek enerjili Lineer hızlandırıcılarda saçılan ışınlar azdır ve doz maksimum noktası daha derindedir. Bundan dolayı cilt daha az hasar görür (Skin sparing effect). Ayrıca Lineer hızlandırıcılarda penumbra (ışın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışından uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısında azalma olması nedeniyle, dozda bir azalma meydana gelir. Alan kenarlarında meydana gelen bu doz azalması penumbra

olarak tanımlanır. (Khan 2003)) daha azdır ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olmasıdır. Kobalt cihazlarına göre başka bir üstünlüğü de daha yüksek doz hızlarına (dakikada 1-10 Gy) sahip olmalarıdır. Bu sayede daha kısa tedavi sürelerinde yüksek dozlar verilebilir. (Madcalse 2002)

Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak kavrayabilmek için ilk önce bu tip cihazlarla x-ışını üretimi mekanizması gözden geçirilmelidir. 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanıldı. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlandı. Lineer hızlandırıcının evrimi, magnetron ve klaystron formunda mikrodalga jeneratörlerinin üretimi ile sonuçlanan radar geliştirme çalışmalarının bir sonucudur. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kavitealarında yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler. Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları rölativistik hızlara hızlandırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalgalar hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile (0.4c hızla) hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı elektronlardan fazla olduğu için tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Elektronlara yüksek hız elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek verilir. Bu yolla elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca magnetik odaklayıcı alanlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV/metre'dir. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90^0 veya 270^0 saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilirler. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili

elektronlar yüzeyel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabilceği gibi yüksek erime noktasına sahip bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir. (Madcalse 2002)

Şekil 2.1.'de kullanılan bir lineer hızlandırıcının dış özellikleri gösterilmektedir. Lineer Hızlandırıcı, hastanın doğru pozisyonlanması için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen sahip bir tedavi masasına sahiptir. Lineer hızlandırıcı demetini üreten cihazlar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriyi pozisyonunda tutar; gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir.

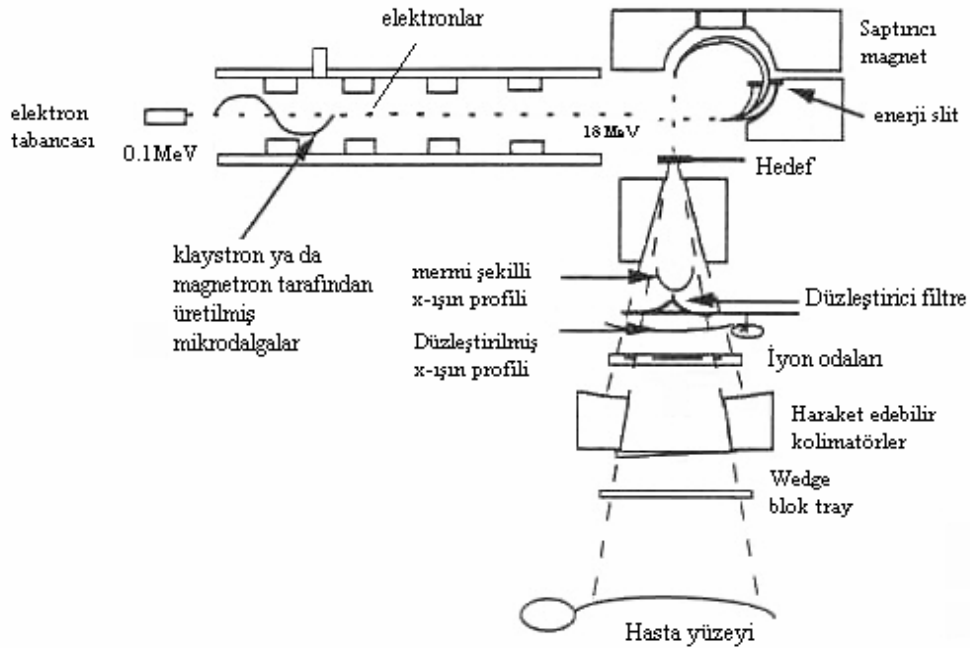


Şekil 2.1. Lineer Hızlandırıcının dış özellikleri

Siemens marka lineer hızlandırıcılar, yatay kılavuz ve sapırmacı magnet kullanır. Bunlar ortak bir gantri dizaynına yerleştirilmiştir. Magnetronla çalışan cihazlarda stand içine yerleştirilmiş bir magnetron bulunmaktadır. Ve bu cihazlarda mikrodalga üreticisi,

standın arkasında bir odaya monte edilmiştir ve mikrodalgalar standın arkasından gantriye kadar taşıyıcı dalga kılavuzları yardımıyla taşınır. (Madcalse, 2002)

Şekil 2.2 bir lineer hızlandırıcının gantri içine monte edilmiş ana parçalarını iki boyutta şematik olarak göstermektedir.

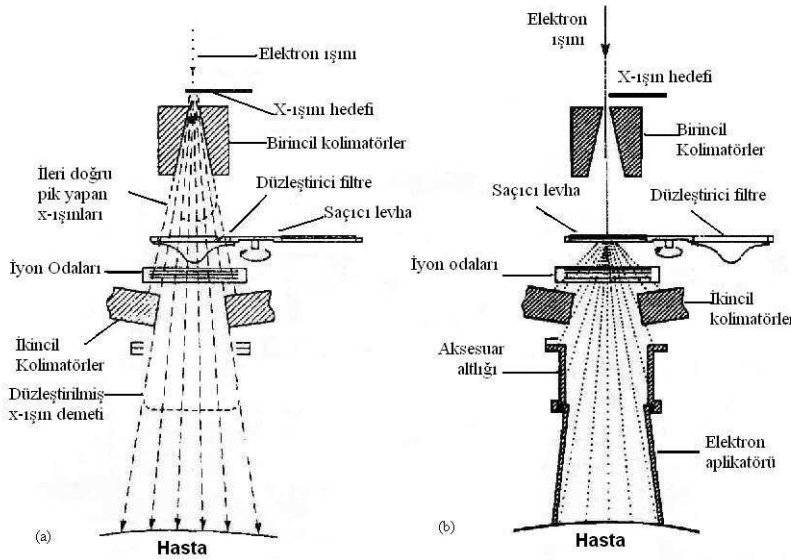


Şekil 2.2. Genel bir lineer hızlandırıcının dalga kılavuzu, demet görüntüleme ve kolimasyon sistemleriyle birlikte demet yolunun şematik gösterimi

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

Bir lineer hızlandırıcı x-ışını modunda çalıştırıldığı zaman, elektron demeti bir hedefe çarpar ve bremsstrahlung x-ışını üretilir. Lineer hızlandırıcı elektron modunda

kullanılırken, elektronlar genellikle lineer hızlandırıcı çıkışında bir saçıcı foile çarparlar (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler

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

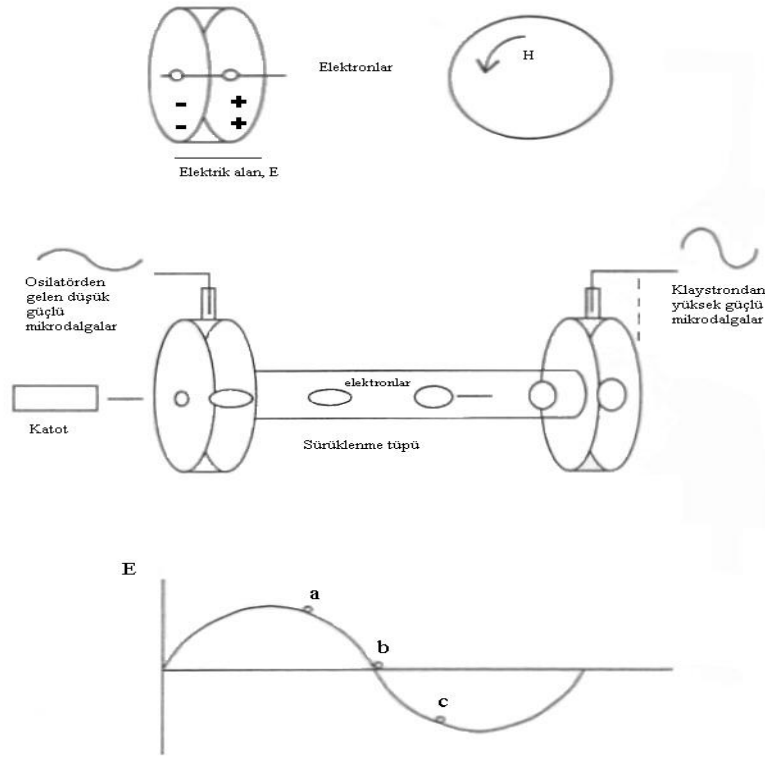
Bir Lineer Hızlandırıcının ana elemanlarının işleyiş prensiplerinin daha yakından anlaşılabilmesi için bu elemanlar hakkında daha ayrıntılı bilgi aşağıda verilmiştir.

2.1.1. Modülatör

Modülatör, mikrodalga jeneratörünün (örneğin mikrodalga üreticisi) katoduna yüksek gerilim pulsları sağlar. Bunu yaparken puls şekillendirme ağına yaklaşık 10 kV genliğinde puls ulaştırmak için üç-faz tam dalga doğrultucu ve katı hal dedektörleri kullanılır. (Madcalse 2002)

2.1.2. Klaystronlar ve Magnetronlar

Lineer hızlandırıcılar genellikle bir klaystron yükselteci veya magnetron jeneratörü kullanırlar. Bunlar hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına yükseltilmiş mikrodalga gücü sağlayan özel tip elektron tüpleridir. Mikrodalgalar radyo dalgalarına (450 MHz'e kadar) benzer ancak çok daha yüksek kullanım frekanslarına sahiptirler (3 GHz – 30 GHz aralığında). Lineer hızlandırıcılarda genellikle saniyede 3 milyar dönüde (3000 MHz = 3 GHz) mikrodalgalar kullanılır. Tüm elektromanyetik radyasyonlarda olduğu gibi mikrodalgadaki elektrik alan vektörü E 'nin büyüklüğü ve yönü zamanla sinüzoidal olarak değişmektedir. Mikrodalgaların dalgaboyları birkaç santimetre aralığındadır (3 GHz yaklaşık 10 cm'lik dalgaboyuna karşılık gelmektedir). Mikrodalga cihazlar genellikle silindirik veya dikdörtgen kesitli, çap ve boyları birkaç santimetre olan titreşici mikrodalga kavite kullanırlar. Şekil 2.4.(a) elektronların içinden geçmesine izin vermek için sonlarından kesik dairesel delikli tek bir mikrodalga kavitesinin şematik gösterimini vermektedir. Bu kavite mikrodalga üreticisi ve dalga kılavuzu işlemlerinde kullanılmaktadır. Elektrik alanla (E) manyetik alan (H) arasındaki uzaysal ilişki şekil 2.4'de gösterilmiştir. Buradaki durumda, Lorentz kuvveti nedeniyle manyetik alanın yönelimi ve büyüklüğü elektronların hareketine önemli bir etkide bulunmaz. Elektronları hızlandıran elektrik alanıdır. Elektronlar, mikrodalga pulslarının her yarı periyodundaki ters işaretli elektrik alan tarafından uyarılırlar, dolayısıyla bu anda enerji, elektrik alandan elektrona aktarılır. Bu olay bir hızlandırıcı dalga kılavuzu içinde gerçekleşir. Eğer elektron zaten önemli bir hıza sahip ve yavaşlatılmışsa bir miktar enerji elektrondan elektrik alana aktarılır. Bu olay mikrodalga üreticisinin yakalayıcı kavitesinin içinde gerçekleşir.



Şekil 2.4. Mikrodalga kavimleri ve klaystron. (a) Elektrik alanla (E) manyetik alan (H) arasındaki uzaysal ilişki (b) iki kavimli klaystron şekli (c) Buncher kavitesindeki E alan-zaman diagramı

İlk toplayıcı kavimde elektronlar katottan hızlandırılırlar. Toplayıcı kaviteye küçük bir mikrodalga osilatörü tarafından düşük güçte mikrodalga uygulanmıştır. Bu, kavite duvarları arasında değişen bir elektrik alan oluşturma etkisine sahiptir. Şekil c'de gösterildiği gibi toplayıcı kavite içerisinde elektrik alan değişir. a ve b pozisyonları arasındaki elektronlar geciktirici bir elektrik alanla karşılaştıkları için yavaşlarken, bu sırada b ve c pozisyonları arasında olanlar hızlandırıcı elektrik alanla hızlanırlar. Bu işlem hız modülasyonu olarak bilinir ve elektronların toplanmasına neden olur.

Yeterli enerjide mikrodalga üretmenin alternatif bir yolu magnetron kullanmaktır. Magnetronlar genellikle düşük enerjili lineer hızlandırıcılara güç sağlamak için kullanılırlar, ancak bu durum her zaman geçerli değildir. Magnetronlar genellikle fiziksel olarak klaystrondan küçük ve hafiftirler. Bu nedenle magnetronlar gantriye monte edilebilirken klaystronlar genellikle standın arkasına monte edilirler. Magnetronlar genellikle 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Magnetronlardan yüksek-güç

osilatörleri olarak söz edilir ve bu nedenle mikrodalga gücünün yaratıcılarıdır. Klaystronlar düşük-güç osilatörlerine ihtiyaç duyarlar, bundan sonra geri besleme sağlar. Klaystronlardan mikrodalga yükselteçleri olarak bahsedilmesinin nedeni budur. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından (mikrodalga üreticisi veya magnetron) hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş (arkı engellemek amacıyla, sülfür hekzaflorid, SF₆) bir taşıyıcı dalga kılavuzu (hızlandırıcı dalga kılavuzu değil) ile taşınır. Mikrodalgalar için geçirgen olan iki mikrodalga penceresi (seramik veya berilyum) basınçlı gazı, magnetron/mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır. (Madcalse 2002)

2.1.3. Elektron tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Bir anot ve bir katottan oluşur. En basit yapısında tabanca, yüksek bir sıcaklıkta elektronların kopmasını sağlayan, direkt olarak ısıtılan spiral şeklinde tungsten bir flamanndan oluşmaktadır. Katot koni şeklinde bir odaklayıcı elektrot tarafından sarılmıştır. Elektronlar anoda doğru hızlandırılırlar ve bir delik içinden hızlandırıcı dalga kılavuzuna doğru kaçarlar. Tabancanın pulslu çalıştırılması genellikle mikrodalga kaynağını süren pulslarla sağlanır. Tabanca gridi katottan anoda olan elektron akımını, grid pulslarının genliğini değiştirmek suretiyle kontrol eder. Bu işlem genellikle tabanca akım ayarlaması olarak adlandırılır. Eğer grid -150 V'a ayarlanırsa elektron akışı ve dolayısıyla tabanca akımı oluşmaz. Elektronlar, hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası, bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları, tabanca flamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir puls programı ve tabanca gridi için dalga şekli sağlamaktır. (Madcalse 2002)

2.1.4. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Lineer hızlandırıcı dalga kılavuzunda, mikrodalga üreticisinde kullanılan kavite prensibi ters yönde kullanılır. Başka bir deyişle kavitenin elektrik alanındaki enerji elektronları hızlandırmada kullanılır. Mikrodalga iletim dalga kılavuzuna benzer içi boş bir boru mikrodalgalara, elektronların yakalanması için yeterince hızlı hareket etme olanağı tanır. Böylece kılavuz tanıtıcı kavite tarafından yüklenmiş olur. Elektronlar ilerleyen elektrik alan dalgasına ayak uydurmak suretiyle hareketli elektrik alan üzerinde yakalanır ve toplanırlar. Mikrodalgalara, başlangıçta düşük hızlarla enjekte edilen elektronlarınkine yakın bir faz hızı vermek için ilk birkaç kavite daha fazla aralıklı yapılmıştır. Bu aynı zamanda elektronların toplanması etkisini oluşturur ve bu bölge kılavuzun toplanma bölümü olarak adlandırılır. Sonraki kavite eşit aralıklıdır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hızlı bir şekilde enerji kazanır ve ışık hızına yakın bir hıza ulaşır. Bundan sonra elektronlar Einstein'ın özel görelilik teorisine göre enerji kazanmaya devam ederler ancak çok az ekstra hız kazanırlar; çünkü kazanılan enerjinin büyük kısmı elektronların kütlelerini artırmaya gider. Hızlandırıcı kılavuzlar genelde bakırdan yapılır, çünkü bakır mikrodalga frekanslarında oldukça iyi elektriksel iletkenliğe sahiptir. Bu da mikrodalgaların kavite duvarlarından yansması sırasında çok az güç kaybı olmasını sağlar. Elektron kaybı ve arki önlemek için hızlandırıcı kılavuz yüksek vakum altında tutulur (tipik olarak 10^{-6} torr, 1 torr = 133,3 pascal). Elektronların kılavuz içerisinde odaklanmalarını, yönelimlerini ve pozisyonlarını kaybetmesini engellemek amacıyla, bir seri toplayıcı-yöneltici ve odaklayıcı selenoid kangal kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir. (Madcalse 2002)

Hızlandırıcı dalga kılavuzları iki tiptir.

- Hareketli dalga kılavuzu
- Sabit dalga kılavuzu

Hareketli ve sabit dalga kılavuzlarının işletim prensipleri aşağıda verilmiştir.

2.1.4.1. Hareketli Dalga Kılavuzlu Hızlandırıcı

Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga güç elektron tabancasının bulunduğu uçtan verilir ve geriye kalan mikrodalga gücü kılavuzun diğer ucunda bir mikrodalga güç

direnci tarafından soğurular; gücün tamamı soğurular yansıma olmaz. Elektron tabancasından enjekte edilen elektronlar, yakalanır ve hareketli elektrik alan üzerinde toplanırlar ve ilerleyen elektrik alanla aynı fazda hareket etmek suretiyle enerji kazanırlar. Elektron demetleri dalga kılavuzu boyunca negatif yükler tarafından itilir ve pozitif yükler tarafından çekilirler. Mikrodalga dalgaboyu başına dört kavite bulunur ve her kavite birkaç santimetre uzunluğundadır. Bu da uzun bir kılavuz gerektirir. Genelde, aynı elektron enerjisini üretmede, hareketli dalga kılavuzları sabit dalga kılavuzlarından daha uzundur. (Madcalse 2002)

2.1.4.2. Sabit Dalga Kılavuzlu Hızlandırıcı

Hareketli dalga kılavuzlu hızlandırıcılarının aksine, sabit dalga kılavuzlu hızlandırıcılarında dalga kılavuzu sonunda mikrodalga gücü soğurulmaz hatta kılavuza doğru geri yansıması istenir. Bu, kılavuz içinde hareket etmeyen fakat büyüklüğü zamanda değişen sabit dalgalarda artış sağlar. Sabit dalga kılavuzu mikrodalga gücüyle, kılavuzun herhangi bir noktasından dağıtıcı olarak adlandırılan bir cihazla beslenir. Dağıtıcı, gücü titreşicilerin frekansına getirmek ve ayrıca portların biri ile atılan enerjiyi bir su direncine götüren bir kanal rolü oynaması amacıyla dizayn edilmiş bir yönel çiftleyicidir. (Madcalse 2002). Lineer hızlandırıcılarda kullanılan hareketli ve sabit dalga kılavuzlarının karşılaştırılmalı özellikleri Çizelge 2.1’de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Lineer hızlandırıcılarda kullanılan hareketli ve sabit dalga kılavuzlarının özellikleri

Parametre	Hareketli Dalga	Sabit Dalga
Elektron kabulü	Yüksek	Düşük
Elektrik alan şiddeti	Düşük	Yüksek
Kılavuz uzunluğu	Uzun	Kısa
Mikrodalga gücü beslemesi	Tabanca ucundan	Herhangi bir yerden
Hızlandırma	Sürekli	Pulslu
Frekans bağımlılığı	Düşük	Yüksek
Faz bağımlılığı	Düşük	Yüksek
Kılavuz yüklemesi	Düşük	Yüksek
Vakum ihtiyacı	Düşük	Yüksek

2.1.5. Enerji Seçimi

Elektron modunda lineer hızlandırıcı, dalga kılavuzu içindeki mikrodalga gücünün ve elektron akımının değiştirilmesiyle farklı elektron enerjilerine ayarlanabilir. Artırılan demet akımı, radyofrekans gücünün artan bir fraksiyonunu kılavuzdan artarak ayırır. Bu demet yüklemesi olarak bilinir. Elektron demetleri için tabanca akım seviyesi düşükken, radyofrekans gücünden ayrılan miktar da küçüktür. Farklı elektron enerjilerini ayarlama bu yöntem etkindir. Bununla beraber x-ışını üretiminde, hedeften yeterli bremsstrahlung x-ışını üretimini sağlamak için tabanca akımı çok daha yüksektir. Bu tipik olarak 6 MV x-ışınları için 600 mA'ken 18 MeV elektronlar için 150 mA'dir. Bu seviyelerdeki tabanca akımında yükleme çizgisi oldukça diktir ve sabit dalga kılavuzu kullanan cihazlar için enerjiyi başka bir değere ayarlamak daha zordur.

Sabit dalga kılavuzu içinde düşük ve yüksek enerjili x-ışını üretmede, doz hızını değiştirmeyen pratik bir yöntem bir enerji anahtarı kullanımıdır. Anahtar hızlandırıcı yapının yarısını etkiler, dalga kılavuzunun ikinci yarısındaki çiftlenimi ayırır ve böylece kılavuzun sadece ilk yarısı kullanılır. Elektronlar daha fazla hızlandırılmadan kılavuzun sonuna ulaşırlar. Yüksek enerjili x-ışını oluşturmak için kılavuzun tüm boyu kullanılır. Bu nedenle modern lineer hızlandırıcılarda birçok elektron enerjisi elde edilebilirken genellikle iki en fazla da üç farklı x-ışını enerjisi elde edilebilmektedir. Hareketli dalga kılavuzlarında düşük enerjili x-ışınlarını üretmek için radyofrekans alanının ikinci bölümü zayıflatılabilir. (Madcalse 2002)

2.1.5.1. Saptırıcı magnet düzeneği

Düşük enerjili sabit dalga lineer hızlandırıcılarında dalga kılavuzu, gantriye dikey olarak yerleştirildiklerinden yeterince kısadır (yaklaşık 0.4 metre). Bu kısa dalga kılavuzlu lineer hızlandırıcılar için elektronlar belirgin bir demet yönlendirilmesine ihtiyaç duyulmadan izomerkezdeki hastaya doğru hızlandırılırlar. Bununla birlikte hemen hemen tüm hareketli dalga hızlandırıcıları ve daha yüksek enerjili sabit dalga hızlandırıcıları için kılavuz daha uzundur (örneğin bir 18 MV sabit dalga kılavuzu 1.5 m uzunluğundadır). Bu yüzden gantrinin içine yatay olarak yerleştirilmek zorundadır. Bu

yönetimde, kılavuz sonunda hızlandırılan elektronlar hastaya doğru gönderilmelidir. Teoride sadece 90 derecelik bir sapmaya ihtiyaç vardır. Bazı lineer hızlandırıcılar 90 derece dizaynını kullanırlar çünkü bu daha sıkı bir saptırıcı magnet üretir ve cihaz genellikle daha düşük bir yüksekliğe tutturulabilir. Bu aksesuarları cihaza tutturmada kullanıcıya kolaylık sağlar. Pratikte ise çoğu lineer hızlandırıcı 270 derecelik saptırıcı magnet kullanır. Bu anda elektron spektral dağılımı veya yönsel dağılım saptırıcı magnet tarafından tekrar odaklanabilir. Magnetin akromatik olduğu söylenebilir. Çünkü farklı enerjili elektronlar farklı bir yol uzunluğuna doğru sürüklenirler ve istenen pozisyona tekrar odaklanırlar. Bu elektron odaklamasına küçük bir sanal demet kaynağı boyutu elde etmek için ihtiyaç duyulur. Bu magnet dizaynlarının çoğu hızlandırılmış elektron enerjisinin nominal pik değerinin \pm %5 içinde olmayan elektronları ayıran, enerji silitiyle donatılmışlardır. Düşük veya yüksek enerjili elektronların eğrilik yarıçapları farklıdır ve böylece enerji siliti fiziksel bir engel rolü oynar ve bu elektronları demet yolundan ayırır. Pratikte genellikle kısa kaydırma tüpleriyle bağlanmış üç tane 90 derece magnet kullanılır. Bu, cihazın izomerkezinin boyunu kısaltma etkisine sahiptir. Çünkü hedef elektronların saptırıcı magnetlere girdiği noktaya yakın bir pozisyona yerleştirilebilir. (Madcalse 2002)

Philips hareketli dalga kılavuzlu hızlandırıcılarında elektronları kılavuz içinde küçük açılarla saptırmak için magnetler kullanılır (son sapma 90 dereceden biraz daha büyüktür). Bu slalom dalga kılavuzu olarak bilinir ve ayırıcı üç avantajı vardır: kılavuzun boyunu kısaltır, elektronların enerji spektrumunu sıkılaştırır, cihazın boyunu küçültür. Şekil 2.3'te Saptırıcı magnet düzeneğinin basit gösterimi verilmiştir.

2.1.5.2. Hedef ve Düzleştirici Filtre

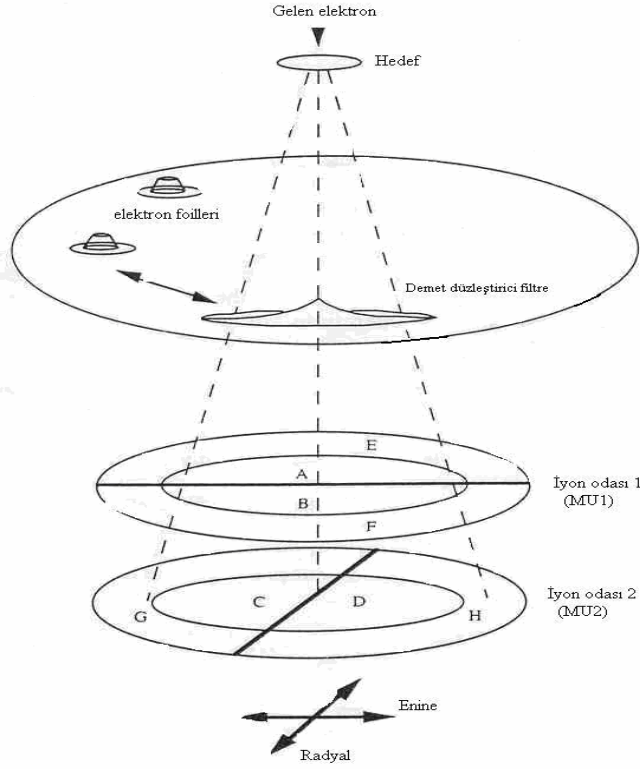
Dar elektron demeti bir hedefte (genellikle bakırdan yapılmış) bremsstrahlung x-ışını üretimiyle geniş bir x-ışını demetine çevrilmiştir. Hedeften çıkan yüksek enerjili x-ışınları mermi şeklinde bir lob'da pik yapar ve sabit bir birincil kolimatörle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için x-ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Bu tungsten, çelik veya bir kurşun-çelik kombinasyonundan yapılmıştır. Geniş alan demet profilleri genellikle alan kenarı yakınlarında merkezi eksene göre biraz daha yüksek dozlara sahiptir. Bu yüksek doz

bölgeleri doz boynuzları olarak adlandırılır. Doz boynuzları oluşur çünkü düzleştirici filtre, tüm alan boyutlarında doz profilinin yaklaşık düz olmasını sağlamak amacıyla yapılmış bir uzlaşmacı dizayndır. Boynuzlar ortam içerisinde daha hızlı azalima uğrayabilecek düşük enerjili bileşenlere sahiptir. (Madcalse 2002). Bu, demet düzleştirici filtrenin kenarlarda demet merkezi eksenine göre daha ince olması nedeniyledir. Boynuz etkisi derinlikle azalma eğilimindedir ve yaklaşık 10 cm derinlikle yüzey giriş yakınlarında olduğuna göre boynuzlar genellikle daha azdır. Eğer elektronlar x-ışınlarının yerine hasta tedavisinde kullanılırsa hedef ve düzleştirici filtre genellikle bir elektron saçıcı foil ile değiştirilir. Saçıcı foiller genellikle dairesel bir tabla (tray) üzerine düzleştirici filtre ile aynı seviyeye monte edilirler. X-ışını modundan elektron moduna geçiş sırasında hedef kaldırılır, düzleştirici filtre demet dışına sürülür ve foil demet yoluna yerleştirilir. Aynı zamanda demet tabanca akımı belirgin ölçüde azaltılır. Tüm bu işlemler doğru programlamanın yapıldığının sağlanması amacıyla izlenir ve kilitlenir. Düzleştirici filtre ve elektron foilleri genellikle hedefin altında 'karosel' olarak adlandırılan dairesel bir mekanizma üzerinde bulunur. Bazı cihazlar elektron modu için saçıcı foil yerine bir elektron raster tarayıcısı kullanır. Bu cihazlar elektron katot ışını tüplerinde kullanılan benzer bir magnetik yönlendirici kullanır. Hedef pozisyonuna genellikle pnömatik sistemle yerleştirilir ve cihazın sadece seçili modda çalışmasını sağlamak amacıyla birçok kilit bulunmaktadır. Dikey kılavuzlu lineer hızlandırıcılar genellikle alanı ve dolayısıyla cihazın yüksekliğini azaltan ancak elektron kullanımını engellemeyen sabit bir hedef /düzleştirici filtreye sahiptir. Şekil 2.3'te hedef ve düzleştirici filtrenin basit gösterimi verilmiştir.

2.1.5.3. Monitör iyon odaları

Düzleştirici filtreden sonra demet iki adet çok kanallı paralel levhalı iyon odasının içinden geçer (Şekil 2.5.). İyon odaları genellikle kapton'dan yapılır. Önceleri mika kullanılmaktaydı, ancak bu materyalin azalması nedeniyle kapton şimdilerde daha yaygındır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung x-ışını kontaminasyonu daha azdır. Kapton iyon odaları oksijence zenginleştirilmiş hava ile doldurulurken, mika iyon odaları genellikle azot ile doldurulur. Çevredeki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle hacim içindeki gaz

yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla bu iki tip iyon odası kapatılmıştır. Bazı lineer hızlandırıcılar kapatılmamış iyon odaları kullanır; bunlar genellikle bir elektronik sıcaklık basınç kompensasyon cihazına sahiptirler. İyon odaları levhaları, biri diğerine göre demet ekseninde 90 derece dönmüş şekilde yerleştirilmiştir. Bu yönetim iyon odalarının demet simetrisi ve düzlüğünü sırasıyla radyal ve enine eksenler üzerinde izlemesine imkan tanır. Planlanan dozun her hasta tedavisi için tekrarlanabilir bir şekilde ulaştırılması gereklidir. Bunu rutinde başarmak ve doz çıkışını izlemek için bir set monitör iyon odası levhaları kullanılır. Bunlarla kaydedilen dozun birimi monitör unit olarak adlandırılır. Monitör iyon odaları ayarlı bir dozu dedekte ettiğinde 1 MU'lık doz verilmiştir. Bu iyon odaları son demet kolimasyon sisteminin altında bulunduğu için, MU ayarlanması standart bir alan ayarı için standart bir doza kalibre edilir. Örneğin 1 MU su içinde d_{max} 'da $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutu ve SSD 100 cm de 1 cGy'e kalibre edilebilir. Bununla beraber 1 MU farklı bir alan boyutunda farklı bir doza eşit olacaktır. Doz hesaplamalarında alan boyutuna bağımlı doz çıkışı tablolarının kullanılmasının nedeni budur. Monitör iyon odaları operatör tarafından ayarlanmış bir doz seviyesinde demet üretimini kesmek için birbirleriyle bağlanmıştır. Simetri izlenmesi için iki set monitör iyon odası bulunmaktadır. Bunlar iki bağımsız kalibrasyon devresiyle bağlantılıdır. Bunlardan biri, birincil kanalın hatası durumunda diğerinin dozu kesmesini sağlamak için yedektir. Yedek birincil kilidin ötesinde küçük bir farkla dozu kesmeye ayarlanmıştır. Monitör iyon odaları dışındaki ileri doz regülasyonu ayarlanan bir anda dozu kesen bir zamanlayıcıyı içerir. Bunun anlamı eğer iki iyon odası da hata yaparsa tedavi zaman kilidi sayesinde sona erecektir. Elbette operatör herhangi bir anda kontrol konsolundaki demet kapatma düğmesini kullanarak tedaviyi sonlandırabilir. Bu sonlandırma genellikle, oda içi video monitörleri ile oda içinde hastanın hareketi fark edildiğinde olur. Eğer bu gerçekleşirse tedavi askıya alınır ve planlanan dozun hastaya verilmesinin tamamlanması için hasta gerçek pozisyonuna yerleştirilir. Hasta-operatör iletişimi için iki yolla bir ses düzeneği de bulunmaktadır. (Madcalse 2002)



Şekil 2.5. Monitör iyon odaları

2.1.6. Kolimasyon

2.1.6.1. Birincil Sabit Kolimatörler

Bir birincil sabit kolimatör (genellikle tungsten) hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu cihaz, sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından kaçan saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörlerin olmadığı durumda 100 cm SSD' ye yaklaşık 50 cm çap verecek kadardır. (Madcalse 2002)

2.1.6.2. İkincil Kolimatörler (kolimatör çenesi)

Bir ikincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Bu cihazlara verilmiş yaygın ad kolimatörler

veya kolimatör çenesidir. Çene içinden sızan doz, zırhlanmamış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık %0,4'ü kadardır. Hastada her çene için kolimatörler 0'dan 40 cm'ye kadar farklı dikdörtgensel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler. (Madcalse 2002)

2.1.6.3. Üçüncül Kolimatörler (Radyocerrahi Kolimatörleri)

Kurşun, serrobend ya da tungsten'den yapılan üçüncül kolimatörler dairesel alanları sınırlandırmak için kullanılırlar. Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılmasıdır) uyumlu olarak dizayn edilebilirler. Bu kolimatörler genellikle hızlandırıcının kafasına bağlanan yuvalara monte edilirler. Böylece bu kolimatörler hızlandırıcının ikincil kolimatörlerinin altına yerleştirilmiş olurlar. Demet penumbrasını minimuma indirmek için kolimatör yuvasının dizaynıyla üçüncül kolimatörler hastaya yakın olurlar. Alternatif olarak üçüncül kolimatörler x-ışını kaynağına yakın olarak dizayn edilebilir ve bu dizayn gantriye (tedavi kafası) hasta etrafında daha büyük bir hareket özgürlüğü sağlar. (Khan 2003)

2.2. Sterotaktik Radyocerrahi

'Sterotaktik' sözcüğü Yunanca'dan dilimize girmiş olup üç boyutlu dokunma anlamına gelmektedir. Sterotaktik Radyocerrahi (SRS) ilk kez 1951 yılında İsveçli beyin cerrahı Lars Leksell tarafından uygulanmaya başlanmıştır. Geliştirilerek günümüze kadar gelen Radyocerrahi, çeşitli tedavi tekniklerinin kullanılmasıyla beyindeki fonksiyon bozukluklarının ortadan kaldırılmasını sağlayan bir tekniktir. Bu işlemin amacıyla, kafa içinde yer alan farklı yapı veya histolojideki hedef dokuların zor, riskli veya imkansız olan cerrahi yöntemlere alternatif yaratarak tahrip edilmesi vardır. Klinik hedef hacim; tümörün tanımını ve bölgesel yayılabileceği, mikroskopik hastalığın var olduğu düşünülen bölgeyi içerir. Bugün için kabul edilen terminolojide tek fraksiyonla yüksek doz radyasyon hedefe verildiğinde 'Sterotaktik Radyocerrahi'(SRS), aynı işlem radyobiyojik yararlanım beklentisiyle hipo veya standart fraksiyonasyonla yapıldığında 'Sterotaktik Radyoterapi' (SRT) tanımıyla verilmiştir. İki yöntemde de tedavi hacminin ışınlanmasında hareketli radyasyon demetleri ve sterotaktik cihazlar

kullanılır. Sterotaktik Radyocerrahide hastanın başı invaziv yöntemle sabitlenir (şekil 2.6) ve tedavi süresince başın aynı konumda kalması sağlanır. Radyobiyojik yararlanım beklentisiyle seçilen Sterotaktik Radyoterapi yönteminde ise invaziv olmayan şekilde her gün yeniden takılabilen ancak çok yakın hassasiyetle tekrarlanabilecek özel başlıklar kullanılır.

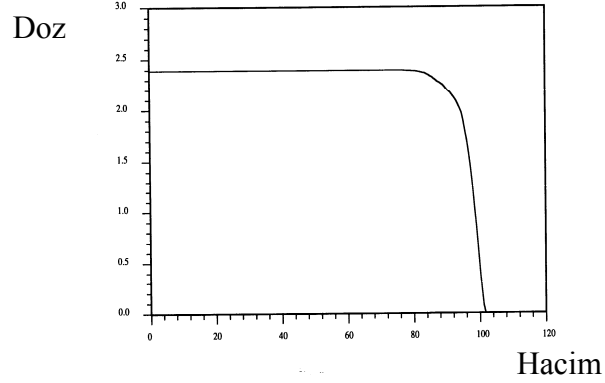


Şekil 2.6. Sterotaktik Radyocerrahide hasta başının invaziv yöntemle sabitlenmesi

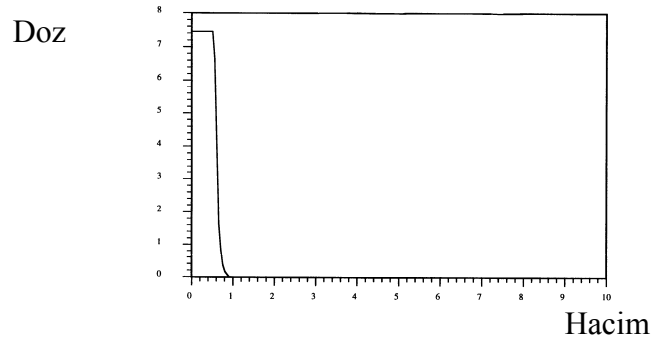
Her iki teknikte de lezyon üç boyutlu olarak CT (Computed Tomography-Bilgisayarlı Tomografi), MR (Magnetic Resonans-Manyetik Rezonans), Anjiyografi gibi görüntüleme teknikleriyle görüntülenir. Radyasyon tek fraksiyonla ya da fraksiyone verilerek sağlam dokular mümkün olduğunca korunur ve hedef hacme yüksek doz verilmesi amaçlanır (Şekil 2.7 ve Şekil 2.8). Sınırlı olarak verilen yüksek dozlarla hedef dokuda hücre ölümü veya en azından büyümenin durması hedeflenir. Böylece doz, lezyona toplanarak lezyon dışında yüksek doz gradyentiyle ışınlanır ve doz tedavi hacminin kenarından hızla düşer.

Hasta seçiminde boyut ve kritik organlara yakınlık önemlidir. Tek fraksiyonlu tedavi tekniği yaklaşık 4 cm çaplı lezyonların tedavisinde kullanılır. Özellikle AVM (Arteriovenöz Malformasyon = Arter ve venlerdeki bozukluk) geç yanıt veren karakteristiğinden dolayı daha çok Sterotaktik Radyocerrahi için çok uygundur. Bunun yanında beyindeki diğer lezyonların örneğin Menengioma (beyin ve omuriliği örten zarlardan gelişen tümör), Akustik Neuroma (işitme ile ilgili sinir hücrelerinden gelişen

tümör) ve Pituitary Adenoma (Hipofiz bezi tümörü)'lerinin tedavisinde kullanılır. Aynı zamanda son yıllarda fraksiyone Sterotaktik Radyocerrahinin (SRT) kullanımı, öldürücü (malign) beyin tümörleri ya da metastazların tedavisinde kullanılmasıyla artış göstermiştir.



Şekil 2.7. Hedef hacim Doz Hacim Histogramı



Şekil 2.8. Kritik organ (göz) Doz Hacim Histogramı

Sterotaktik Radyocerrahide üç tedavi tekniği kullanılır:

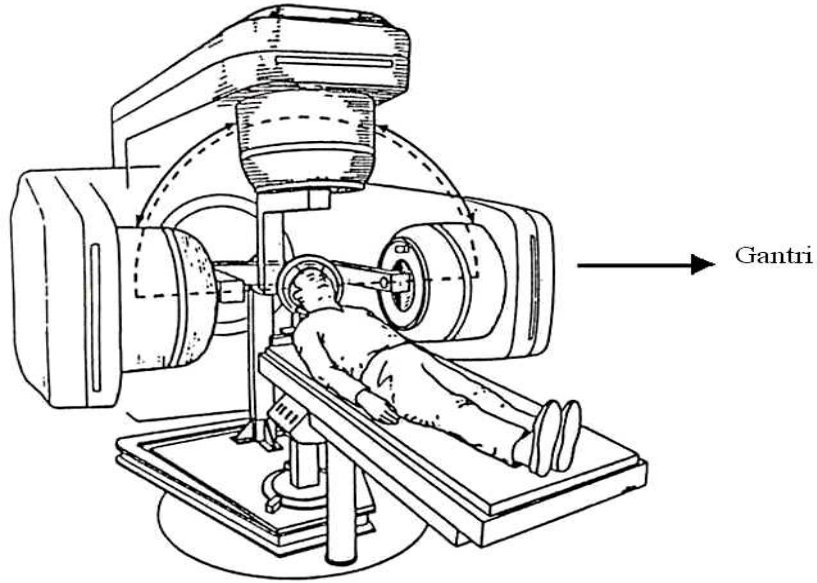
- Ağır yüklü parçacıklar (Helyum iyonu ve proton)
- Gamma Knife (Co-60 γ -ışınları)
- Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi (Megavoltaj x-ışınları)

Bu yöntemlerle tedavi multidisipliner bir ekibin görevidir. Bu ekipte Radyasyon Onkoloğu, Beyin Cerrahı, Radyasyon Fizikçisi, ve Radyasyon Teknikeri yer alır. Kalite güvenliği açısından her basamak bir fizikçi tarafından tamamlandıktan sonra ikinci bir fizikçi tarafından kontrol edilmelidir.

Bu tez çalışması ölçümlerinin tümünün Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi ile gerçekleştirilmiş olması nedeniyle bu noktada yalnızca bu tedavi tekniğine değinilecektir.

2.2.1. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi

Cerrahi olarak girişimde bulunulamayan küçüklükteki ve/veya tehlikeli yerleşimdeki kötü huylu (malign), iyi huylu (benign) tümörlere ve damarsal anomalilere (anormallik) lineer hızlandırıcı tabanlı Sterotaktik Radyocerrahi uygulamaları yapılmaktadır. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahide radyasyon demeti hastaya tek fraksiyon ya da birden fazla fraksiyonda ark terapi şeklinde uygulanır. Tedavi kafası ışınlama yapılırken planlama sistem bilgisayarında belirlenen başlangıç ve bitiş açıları arasında sabit hızla hareket eder (Şekil 2.9).

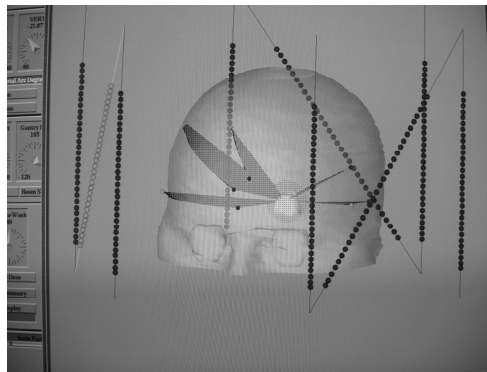


Şekil 2.9. Cihazın izomerkezi yani yapılacak olan rotasyonun merkezinin hedef hacmin merkezi ile çakıştırılması

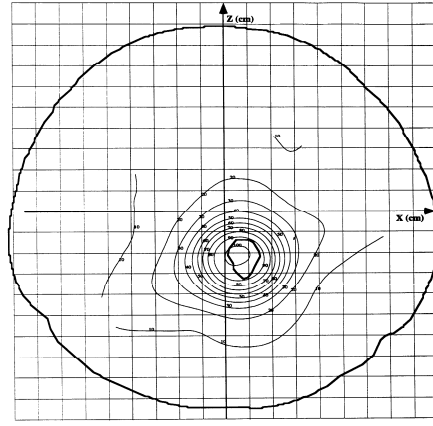
Cihazın izomerkezi yani yapılacak olan rotasyonun merkezi hedef hacmin merkezi ile çakıştırılır. Hasta tedavi masasına tümörün konumlanmasına göre sırtüstü ya da yüzüstü pozisyonda yatırılır. Hedef, cihazın izomerkezine yerleştirilir.

SRS’te hedef hacmin lokalizasyon koordinatlarının çok hassas bir şekilde saptanması gerekir. Bu koordinatların saptanmasında BRW (Brown-Robert-Wells) kafa çemberi, BRW Anjiyografik lokalizasyon çemberi, BRW CT (Computed Tomography-Bilgisayarlı Tomografi) lokalizasyon çemberi, BRW CT couch clamp (yatak tutturucu) lokalizasyon düzenekleri kullanılmaktadır.

SRS’de CT ve anjiyografik görüntüleme yöntemleriyle kesit görüntüsü elde edilmektedir. Daha sonra bu görüntüler tedavi planlama sistem bilgisayarına yüklenir. Elde edilen bu kesit bilgilerinden hedef hacmin ve kritik organların üç boyutlu görüntüleri elde edilir. Planlama sistemine yüklenen bütün görüntülerde, hastada tedavi edilecek olan hedef hacmin sınırları çizilmektedir. Tedavi sırasında kritik organların aldığı dozların bilinmesi amacıyla, göz lensleri, optik kiazma, optik sinir gibi kritik organlar herbir tomografi kesitine ayrı ayrı çizilmekte ve planlama sisteminde hastanın üç boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. Bu üç boyutlu görüntüde, Şekil 2.10’da görüldüğü gibi hastanın kafa yapısı, hedef hacim ve kritik organların üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Bundan sonra tedavi planlama sistemi ile hedef hacmin maksimum dozu homojen ve kritik organların ise minimum dozu alması tedavi demetlerinin ve hasta set-up koşullarının seçimi ile sağlanır. Şekil 2.11’de hedef hacimdeki doz dağılımı ve dozun hedef hacmin kenarından hızlı düşüşü gösterilmiştir. Uygun tedavi planlama koşulları belirlendikten sonra bilgisayarlı planlama sisteminin yazıcısından tedavi bilgileri çıktısı alınır.



Şekil 2.10. Hastanın kafa yapısı, hedef hacim ve kritik organların üç boyutlu görüntüsü



Şekil 2.11. Bir BT kesitindeki hedef hacimdeki doz dağılımı

Tedavi bilgileri çıktısındaki demete ait bilgiler kontrol edilir ve hesaplamalar yapılır. Lokalizasyon için maksimum hata toleransı 1 mm'dir. Tedavi bilgileri çıktısında, tümör merkezi lokalizasyonu, tedavi demetinin kolimatör çapı, x-ışını demet sayısı her bir demet için hasta yatağı açısı, tedavi kafasının tedavi sırasındaki başlangıç ve bitiş açıları, demet ağırlık faktörü, tümörün derinliği, doz verimi yer almaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda hasta tedavi masası hazırlanır ve kontrol filmleri çekilir.

Sterotaktik Radyocerrahi, tümör hacminin doğru olarak tedavi edilmesi ve kritik organların mümkün olduğunca korunması açısından hassas bir tekniktir. Bundan dolayı demetin hedef hacme verilmesi, tedavi setup'ı, hasta pozisyon sabitliği, hedef yeri ve şeklinin doğruluğu son derece önemlidir.

2.3. İyonlaştırıcı Radyasyonun Ölçülmesi

Radyoterapide amaç hedef dokuya yeterli dozu verirken çevre dokuları ve kritik organları radyasyondan mümkün olduğunca korumaktır. Bu nedenle hedef dokuya verilecek olan dozun çok iyi belirlenmesi gereklidir. Tedavide planlanan hacme verilen ve tolerans doz limitlerini geçen yüksek doz, kanser hücreleri ile birlikte sağlam dokuların da zarar görmesine neden olurken, eksik doz verilmesi kanser hücrelerinin tümünün yok edilmemesi ve sonucunda da hastalığın tekrarı (nüksü) ile sonuçlanır.

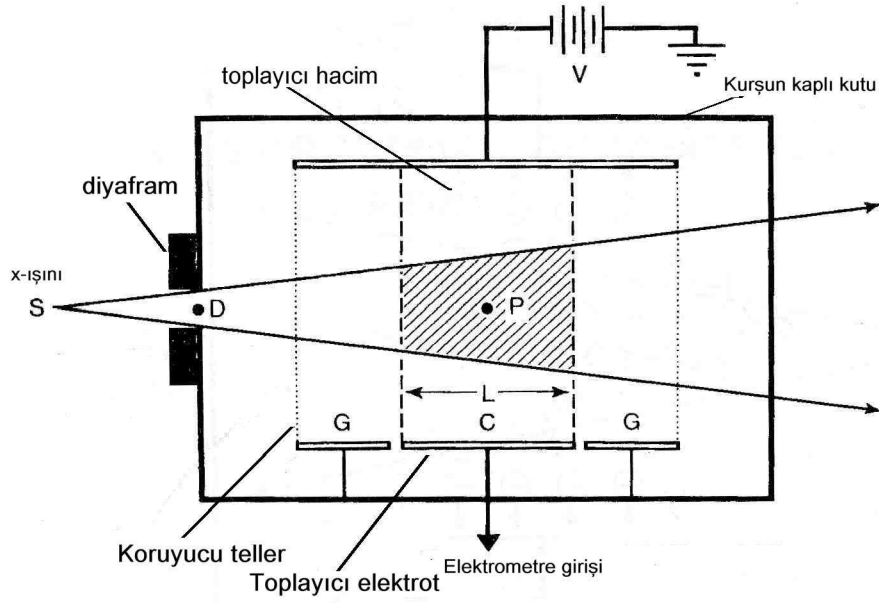
İyonlaştırıcı radyasyonun ölçülmesinde çeşitli dozimetre sistemleri kullanılmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyonun ölçülmesinde en sık kullanılan dozimetre sistemleri şunlardır.

- İyon odaları
- Kimyasal dozimetreler
- Kalorimetreler
- Termoluminesans dozimetre
- Silikon diyotlar
- Radyografik film
- Radyokromik film

Bu tez çalışmasındaki doz ölçümlerinde farklı hacimli iyon odaları, termoluminesans dozimetre ve radyografik film dozimetre sistemleri kullanılmıştır. Bu nedenle yalnızca bu dozimetre sistemlerine değinilecektir.

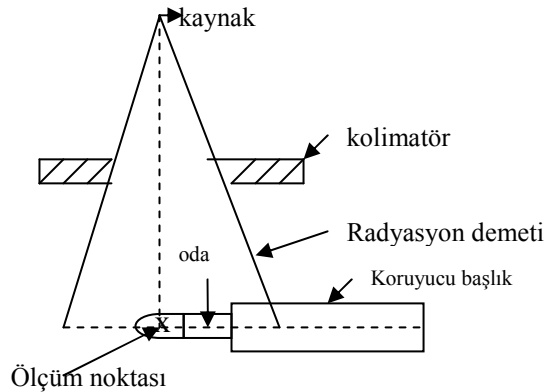
2.3.1. İyon Odaları

İyonlaştırıcı radyasyon içerisinde gaz bulunan kapalı bir ortama geldiğinde gaz atomları ile etkileşerek atomik uyarma ve iyonizasyona neden olup enerjisini kayıp etmektedir. İyonizasyon sonucunda oluşan serbest elektronlar ve pozitif iyonlar elektrotlar arasına uygulanan elektrik alanın etkisi ile anot ve katoda ulaşarak bir iyon akımı meydana getirir. İyon odasının sabit bir radyasyon akısına maruz bırakılması durumunda meydana gelen iyon çiftleri tekrar birleşirler, elektrotlar arasına bir elektrik alan uygulanmasıyla (+) ve (-) iyon çiftleri katot ve anoda doğru hareket ederler ve devreden bir akım geçer. Şekil 2.12’de bir iyon odasının basit şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.12 İyon odasının şematik gösterimi

Bu akım artan voltajla artarak daha sonra bir doyuma ulaşır. Voltajın ufak değerlerinde elektrik alan tüm iyonları elektrotlara toplayacak kadar yeterli değildir ve tekrar birleşme hala söz konusudur. İyon akımının okunması prensibine göre çalışacak iyon odaları ortama sürekli olarak giren radyasyonun oluşturduğu ortalama iyonizasyonu algılayacak şekilde tasarlanmışlardır. Bu sistemlerde her bir radyasyonun oluşturduğu iyonizasyon akımları çok küçük olduklarından ayrı ayrı ölçülmeyip, gelen radyasyonun ortalama bir şiddeti elde edilir. Ölçüm sırasında iyon odasının efektif noktası şekil 2.13'deki gibi radyasyon demetinin izomerkezine yerleştirilmelidir.



Şekil 2.13. İyon odasının efektif noktasının radyasyon demetinin izomerkezine yerleştirilmesinin şematik gösterimi

İyon odalarının en önemli kullanım alanlarından bir tanesi x-ışını ya da gama ışınlarının ölçülmesidir. Gama ve x-ışınlarının ölçülmesinin istendiği durumlarda en uygun gaz havadır. Bu odada oluşan iyonizasyon yükünün saptanması ışınlamanın doğru bir ölçümü olurken, iyon akımının ölçülmesi ise ışınlama hızını verecektir. Odada oluşan akımın direkt olarak ölçülmesi 10^{-18} A' den büyük akımlarda bir galvanometre, daha küçük akımlarda bir elektrometre ile gerçekleştirilir. Bir elektrometre ölçüm sistemine seri olarak yerleştirilmiş bir dirençteki voltaj düşmesini algılayarak akımın dolaylı olarak ölçülmesini sağlar. Işınlamanın ölçülmesi kolay olmayıp meydana gelen tüm ikincil elektronların oluşturduğu iyonizasyon yüklerinin ölçülmesini gerektirir. Ancak tipik gama ve x-ışını enerjilerinde bu elektronların menzilleri birkaç metreyi bulacağından hayli zordur. Özellikle radyocerrahi gibi çok küçük çaplı alanların dozimetrisinde bu problem daha fazla göze çarpmaktadır.

2.3.1.1. İyon Odası Tasarımı

İyon odalarının yapımlarında farklı elektrot tasarımları vardır, elektrotların paralel levha şeklinde yapılmasıyla daha homojen bir elektrik alanı elde edilir. Diğer bir yöntem ise silindirik geometridir. Silindirin dış kabuğu toprak potansiyelindedir ve merkezi bir iletken çubuğa (anot) yüksek potansiyel uygulanır. Bu tasarımlarda anot ve katot arasındaki elektrik alanı 2.1 bağıntısı ile verilir. Burada a, anodun yarıçapı; b, katodun yarıçapıdır. V ise aradaki potansiyel farktır.

$$E = \frac{V}{(r \cdot \ln b) / a} \quad (2.1)$$

Silindirik yapıdaki iyon odaları ile her yönden gelen ışınlar detekte edilebilir yani yöne bağımlılık yoktur, paralel plakalı tasarımda ise gelen ışınlar bir pencereden geçtikten sonra hassas hacme ulaşırlar, yani pencere ölçülecek radyasyon tarafına yönlendirilmelidir. Bir ortamda çok küçük boyutlu alan ölçümlerinin yapılabilmesi için tasarımılanan iyon odalarının boyutları mümkün olduğunca küçük olmalıdır. İyon odası duvar maddesinin atom numarası, havaya mümkün olduğu kadar yakın olmalıdır. Genelde duvarlar karbon içeren plastikten (polystren $z=5,7$) yapılıdır. Duvarın iç kısımları ise iyonların toplanması için gerekli iletkenliği sağlamak için grafit ile kaplanır. İyon odalarında iki elektrot arasına bir destek yalıtkanın konulması gerekir. Genelde iyon

akımları son derece küçük değerdedir (10^{-12} A ya da daha az). Bu yalıtkanlardan olabilecek kaçak akım miktarının son derece küçük olması gerekir. Birçok tasarımda bu akımı azaltacak koruyucu halkalar (guard ring) kullanılır. Bu halkaların bir diğer işlevi, paralel plakalı sistemlerde plakaların şekillerini korumak için gerekli desteği sağlamaktır.

Bir ortamda meydana gelen iyon çifti sayısı sadece gelen radyasyonun şiddetine değil aynı zamanda enerjisine de bağlıdır. Bu nedenle iyon odalarının tasarımında, oda duvarının yapı ve kalınlığı uygun seçilerek enerjiden bağımsız olmalarına çalışılır. Alçak foton enerjilerinde kalın bir duvar foton soğurumunu öylesine arttıracaktır ki sonuçta oluşan elektronlar bu kalın duvarda soğurulacaktır, diğer taraftan yüksek foton enerjilerinde ince bir duvar kullanılması yeterli sayıda foton soğurulmamasına neden olacaktır. Duvar kalınlığı en azından , ölçülecek foton tarafından salınacak en yüksek enerjili elektronun menzili kadar olmalıdır.

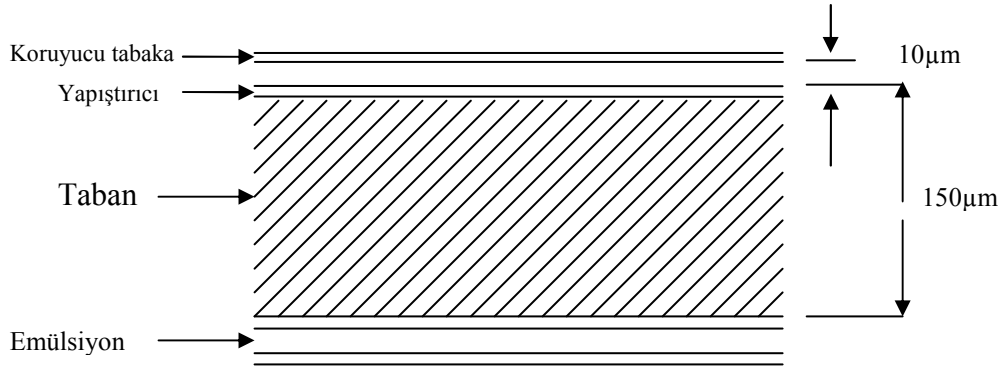
İyon odalarının kullanımlarındaki bir diğer nokta basınç ve sıcaklıkla foton soğurumunun değişmesidir. İyon odaları çoğunlukla deniz seviyesinde ve ortalama oda sıcaklığına göre kalibre edilmişlerdir. Sonuçlar okumaların yapıldığı diğer basınç ve sıcaklıklar için (2.3.1.2) bağıntısına göre düzeltilmelidir. Bu denklem oda sıcaklığı 20°C ve basınç 1013 mbar ile kalibre edilmiş bir iyon odası için düzeltme faktörüdür.

$$C_{T,P} = \frac{273 + T(^{\circ}\text{C})}{273 + 20^{\circ}\text{C}} \times \frac{1013\text{mbar}}{P} \quad (2.2)$$

2.3.2. Radyografik Film

Radyografik film, x-ışını deteksiyonunun yapıldığı en eski yöntemlerden biridir. Film dozimetrisinde, sonuçların değerlendirilmesinde kullanılan filmin yanlış verilere neden olmayacak şekilde ışınlanıp banyo edilmesi gerekmektedir. Şekil 2.14'de iki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü gösterilmiştir. Filmin yapısına bakılacak olursa filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı ışığı geçirgen bir taban kısmının üzerine ince bir yapıştırıcı kullanılarak kaplanmıştır. En üst yüzeyde ise koruyucu bir katman bulunmaktadır. Film tabanı, duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel

dayanağı sağlar ve genelde kalınlığı 150 µm civarındadır. Film tabanı için seçilen malzeme ince, fakat yeteri kadar sert olmalıdır. Işığı mümkün olduğunca çok geçirmeli ve görüntüyü etkilememelidir. Taban genellikle, polyester gibi plastik maddelerden yapılmıştır. Tabanın kalınlığı ve dayanıklılığı filmin kolayca banyo edilmesini ve kullanılmasını sağlayacak şekilde olmalıdır. Görüntünün daha iyi gözlenebilmesi için film tabanına hafif renk verecek boya maddeleri ilave edilir. Tipik kalınlığı yaklaşık 10µm olan emülsiyon katmanında iki çeşit madde bulunur. Bunlar, jelatin ve gümüş halojenürlerdir. Jelatinin iki önemli amacı vardır. Birincisi, gümüş halojenür kristallerinin kümelenmeden homojen biçimde tutulması, ikincisi ise banyo eriyiklerinin emülsiyon tarafından emilmesini sağlamaktır. Doğal olarak jelatin suyu emmediği için yapısına bazı katkı maddeleri eklenir. Ayrıca kimyasal etki altında kalan jelatin ,su içinde ısıtıldığı zaman kabarıp yumuşadığından yapısına sertleştiriciler de katılır. Gümüş halojen, emülsiyonun ışık ya da radyasyona karşı duyarlı kısmını oluşturur. Gümüş halojenür kristalleri Ag^+, Br^- ve I^- iyonlarını içerir. Fotoğrafik duyarlılığın artırılması için gümüş sülfat emülsiyona eklenir. Gümüş halojenin büyük bir oranı gümüş bromür (%90-99) ve daha az bir miktarı gümüş iyodürden (%1-10) meydana gelir. AgI ilavesiyle emülsiyon hassasiyeti, saf AgBr emülsiyonuna göre çok daha fazla olur. Fotoğrafik emülsiyonda gümüş halojenler jelatin içerisine daldırılmış küçük kristaller şeklindedir. Kristal ise Ag^+, Br^- ve I^- iyonlarından oluşmuş kübik bir örgü şeklindedir. Bu kristallerin ortalama çapları 1-1.5 µ olup, emülsiyonun her cm^3 'ünde yaklaşık 6.3×10^9 halojen ve her halojende de 10^6 - 10^7 gümüş iyonu bulunmaktadır. Saf bir kristalin hiçbir fotoğrafik özelliği olmayacağından , gümüş-iyot-brom kristaline bazı safsızlıklar eklenmelidir. Normal yerinden hareket etmiş bir gümüş iyonu noktasal bir safsızlığı oluşturabilir, bu gümüş iyonları kristalde hareket edebilirler. Bundan başka emülsiyona sülfür bileşiği maddeler ilave edilerek kristalin yüzeyinde gümüş sülfitten oluşmuş hassasiyet merkezleri de meydana getirilir. Emülsiyonun üzeri genelde jelatinden yapılmış ince bir tabaka ile kaplanmıştır ve emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunması sağlanır.



Şekil 2.14. İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü

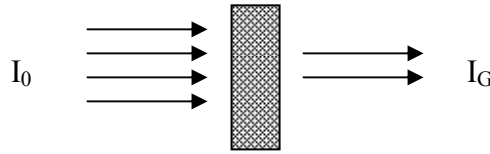
X-ışını fotonları, gümüş halojenür kristali ile etkileştikleri zaman (-) yüklü brom iyonlarının bazılarında elektron salınmasına neden olurlar. Kristal içindeki noktasal safsızlıklar ya da hassasiyet merkezleri (AgS) gibi düzensizlikler, bu elektronları yakalama ve belirli bir süre tutma eğilimindedirler. Böylece yakalanan elektronlar, merkezleri negatif olarak yüklerler ve kristal içerisindeki hareketli Ag^+ iyonlarını kendilerine çekerler bu negatif safsızlıklara hareket eden Ag^+ iyonları elektronlar tarafından nötralize edilerek tek bir gümüş atomu oluştururlar. Daha sonra bu Ag atomu ikincil bir elektron tarafından tuzak teşkil edecektir, bu elektronun yakalanması ile oluşan negatif yük ikinci bir hareketli Ag iyonunun merkezde tuzaklanmasına neden olur. Bu işlem orijinal hassasiyet merkezlerinde elektronların tuzaklanması ve devamında hareketli gümüş iyonları ile nötralize edilmesi şeklinde devam eder ve sonuçta gümüş atomları söz konusu merkezlerde çoğalmaya başlar. Ag atomlarının kümelendiği bu merkezlere gizli görüntü merkezleri adı verilir. Banyodan sonra bu merkezler görünür görüntüyü oluştururlar. Sonuç olarak, bu olay elektriksel uyarma ve iyonik hareket sonucu oluşmaktadır. Bu arada elektronlarını kaybeden Br^- iyonları, nötral Br atomlarına dönüşür ve kristali terk ederek jelatine geçer.

Tek bir gümüş halojen kristali bir ya da çok fazla sayıda gizli görüntü merkezi içerebilir. Bu merkezlerin oluşumlarının direkt nedeni ışınlamadır ancak henüz gözle görülür hiçbir oluşum ortaya çıkmamıştır. Birinci banyodaki kimyasal işlem ile gümüş atomları görünür hale gelecektir. Ancak bunun için gizli görüntü merkezlerinde en az iki atomun birikmesi gerekir. Artan atom sayısı ile banyonun kimyasal işlem olasılığı artacaktır. Banyo işlemi, I banyo (developer), II. Banyo (fixer), yıkama ve kurutma

olmak üzere dört kısımdan oluşur. Film üzerindeki gizli görüntü, filmin I.ve II. banyolardaki kimyasal reaksiyonlardan geçirilmesiyle açığa çıkarılır.

Film üzerinde elde edilen görüntünün maksimum bilgiyi vermesi için ışınlama şartlarının çok dikkatli bir şekilde ayarlanması ve film özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Işınlanan filmde banyo sonrasında elde edilen görüntü grinin tonları ile temsil edilir. Işınlamanın en çok olduğu kısımlar siyah ile gösterilir ve azalan ışınlama ile gri tonları açılır. Hiç ışınlanmamış kısımlar ise filmin taban rengi+sis seviyesi ile görüntülenirler. Film kararmasının ölçümü fotoğrafik ya da optik yoğunluk olarak tanımlanır. Optik yoğunluk 2.3 bağıntısı ile tanımlanır. Burada D yoğunluk, I_0 film üzerine gelen ışık ve I_G film tarafından geçirilen ışıktır.

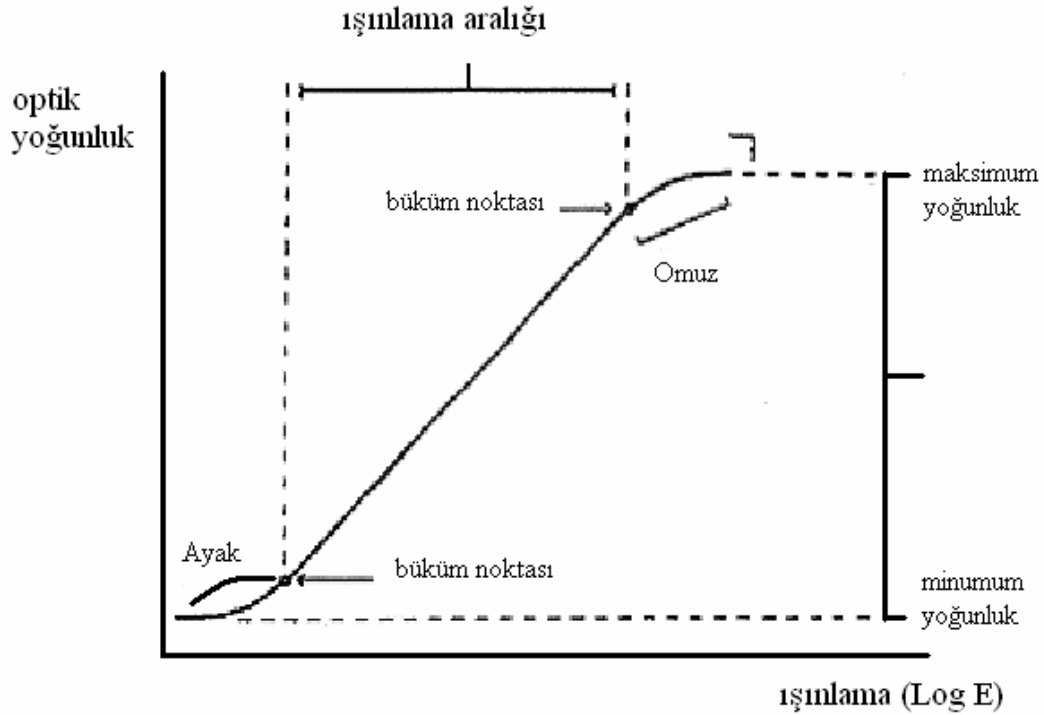
$$D = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_G} \right) \quad (2.3)$$



Şekil 2.15. Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi

Bir filmin ışınlandığı miktar ile banyo sonucu ortaya çıkan optik yoğunluk arasındaki ilişkinin tam olarak anlaşılması gerekmektedir. Bunun için, film üzerinde bir dizi artan miktarlarda ışınlamalar oluşturulur ve bu ışınlamaların oluşturduğu optik yoğunluklar ölçülür. Her bir yoğunluğa karşı gelen ışınlamalar çizilerek elde edilen eğriye filmin karakteristik eğrisi adı verilir (şekil 2.16). Ancak genelde karakteristik eğrinin çiziminde ışınlamanın logaritması ($\log E$) kullanılır. Optik yoğunluk dik ve $\log E$ yatay eksene yerleştirilerek bir filme ait karakteristik eğri çizilir. Film üzerindeki ışınlama her seferinde iki kat artırıldığı halde oluşan yoğunlukların bu ışınlamalara göre değişimi doğrusal değil S şeklindedir. Filmde hiçbir ışınlama olmaması durumunda bile taban+sis seviyesinin verdiği bir yoğunluk vardır. Filmin karakteristik eğrisinin S şeklinde çıkmasının nedeni emülsiyondaki değişik boyuttaki gümüş halojen kristalleridir. Film üzerine gelen fotonlar öncelikle boyutu en fazla olan kristaller ile etkileşirler, bu kısım eğrinin ayak bölgesini oluşturur. Işınlama miktarı arttıkça daha

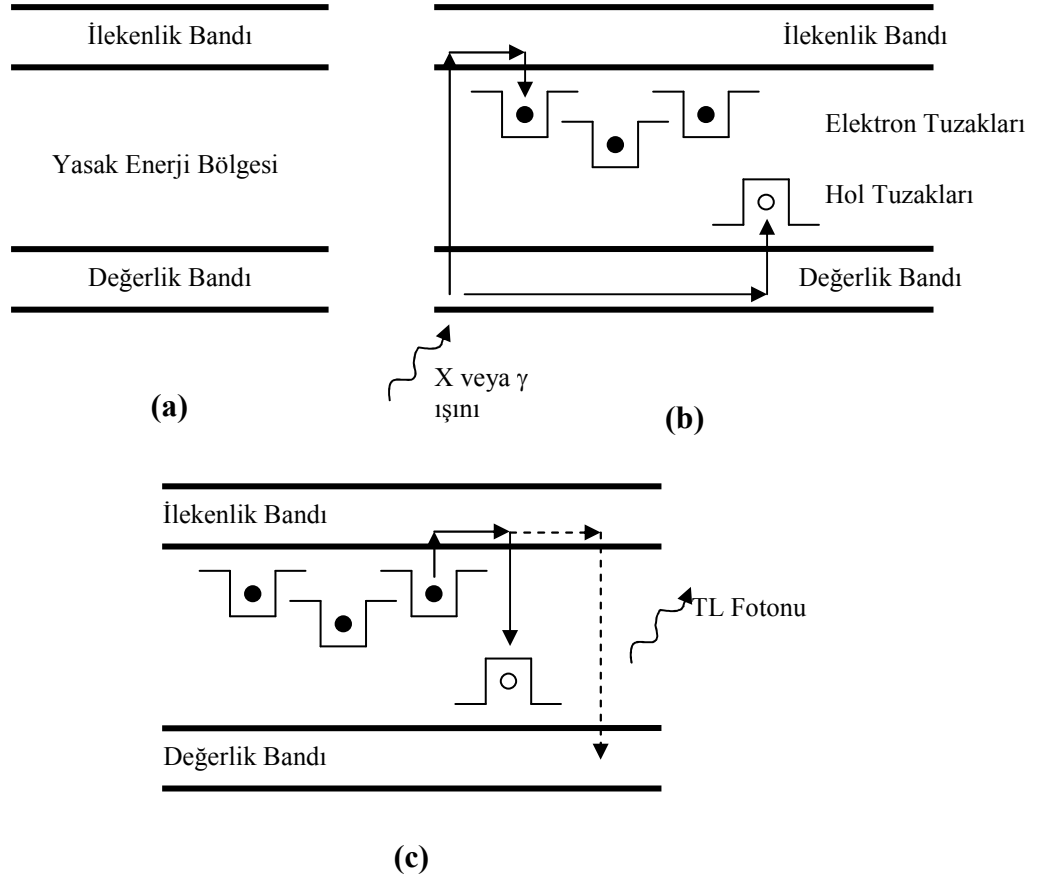
küçük boyuttaki kristaller etkileşmeye girer ve sonuçta en ufakların etkileştiği omuz kısmı meydana gelir.



Şekil 2.16. Filmin Karakteristik Eğrisi

2.3.3. Termolüminesans dozimetri (TLD)

Termolüminesans dozimetreler, termolüminesans özellik gösteren kristalin iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanıp bir miktar enerji soğurması ve kristal ısıtılınca bu enerjinin termolüminesans ışınma şeklinde geri yayınlanması olayına dayanır. Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısı şekil 2.17'de gösterilmektedir. Değerlik bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları, iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletkenlik bandı ile değerlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen, termolüminesans özellik gösteren katılarda, kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların ilavesi ile oluşturulan ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları deşikler (holler) ve elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır.



Sekil 2.17. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı. (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve hollerin tuzaklanması. (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması

Bir kristal ışınlandığında, değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar aralarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve daha sonra şekilde görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Kristalden yayınlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Yayınlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur.

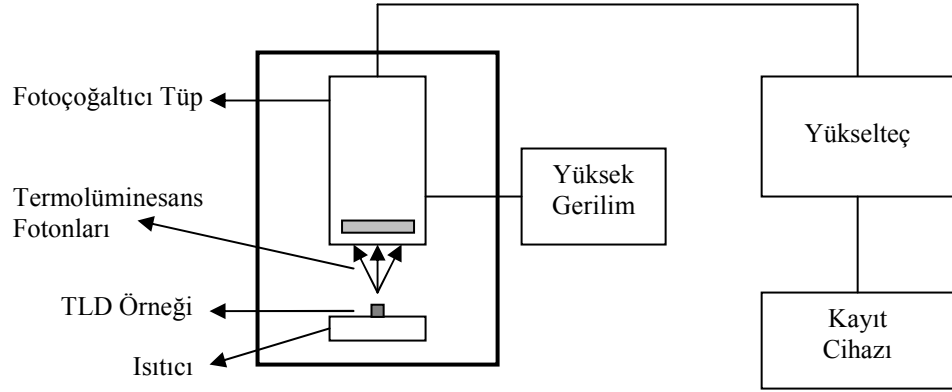
Medikal alanda radyasyon doz ölçümünde en yaygın olarak kullanılan termoluminesans madde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF'dür. Dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF'ün 8.14'dür. LiF'ün 10 mR ile 1000R arasındaki ışınlama

dozuna olan yanıtı doğrusaldır. Enerjiye bağımlılığı azdır ve 30keV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1.25'dir. LiF'ün yaydığı termoluminesans ışığın dalga boyu 3500 Å ile 6000 Å arasındadır. Işıma eğrisi zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termoluminesans ışıma şiddetinin bir grafiğidir. LiF fosforundaki tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı, ışıma eğrisinde farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş pik ortaya çıkar. Bu piklerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik'in yarı ömrü 80 yıldır. Fosfor 400 °C'de bir saat fırınlandıktan ve ışınıldıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse, yarı ömrünün 10 dakika olmasından dolayı, birinci pik tamamen ortadan kaybolacaktır. Benzer durum ikinci pik için de geçerlidir. Buradan birinci ve ikinci pikin rutin dozimetri çalışmaları için uygun olmadığı sonucu çıkar. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve piklerinin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Doğada LiF'den başka TLD malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florid, Kalsiyum Sülfat, Lityum Baret ve Alüminyum Oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışıma eğrileri vardır. Işıma eğrileri altında kalan toplam alan, fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla ve bu da fosforun soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır.

Soğurulan birim radyasyon başına fosfor tarafından bırakılan ışık miktarına termoluminesans duyarlılık denir. Duyarlılığın faydalı en düşük limiti yalnızca fosfora bağlıdır. Bir TLD fosforunun ideal doz yanıt eğrisi kalibrasyonu ve kullanımını basitleştirmek için doğrusal olmalıdır.

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır. Şekil'de 100 mR'de ışınlanan LiF (TLD-100) düz bir enerji davranışı göstermekle birlikte, düşük enerjilerde duyarlılıkta dikkati çekecek bir artış vardır. 25 keV etkin enerjiye sahip fotonlar için fotoelektrik tesir kesiti, havadan daha büyüktür. Bu da enerjinin bu bölgede daha çok soğurulmasına neden olur. Düşük enerjilerde duyarlılıktaki artışın nedeni budur.

Bir termolüminesans madde ışılandıktan sonra soğurduğu enerjiyi görünür ışık şeklinde serbest bırakır. Serbest bırakılan bu enerji fosforun sıcaklığıyla artar. Eğer bir fosfor oda sıcaklığında önemsiz derecede enerji kaybederse, o fosforun iyi bir kararlılığa sahip olduğu söylenebilir. Bir fosfor düşük sıcaklık pikine sahipse bu pik oda sıcaklığında kararsızdır. Düşük sıcaklık pikleri kendiliğinden veya ısıtılarak yok edilirse kalan diğer pikler oldukça iyi bir kararlılık gösterir. Dozimetri için kullanılan termolüminesans fosforların kararlı olmaları istenir. LiF fosforunun kararlılığı üzerine yapılan deneylerde, oda sıcaklığında dozimetri piklerinde yılda yaklaşık %5'lik bir azalma olduğu gözlenmiştir. Fakat bu azalma dozimetri çalışmalarında ihmal edilecek kadar azdır.



Şekil 2.18. Yayılan termolüminesans fotonlarını algılamak için gerekli düzenek

Termolüminesansı gözlemek için gerekli düzenek çok basittir. Fosforu ısıtmak ve yayılan termolüminesans fotonlarını algılamak için şekil 2.18'deki gibi bir sisteme ihtiyaç duyulur. (Fosforun ısıtılması bütün ticari sistemlerde elektrikle indirekt olarak gerçekleştirilir. Genelde kullanılan üç yöntem vardır.

- Fosfor direkt bir ısıtıcı elemana bağlanır
- Numune bir tepsiye konarak ısıtılır.
- Numune üzerine sıcak gaz püskürtülür.

Birinci ve üçüncü ısıtma şekilleri toz şeklindeki fosfor için uygun olmadığından, ticari okuyucuların çoğunda ikinci ısıtma yöntemi kullanılır. Bu yöntemde tepsinin etkilerini göz önüne almak önemlidir. Bu etkiler tepsinin yansıtma, yayma, Termolüminesans (Thermoluminescent-TL) ışığı üretmesi, yüzey alanı ve kütlesi ile ilgilidir. Tepside oksitlenme olmuş ise yansımalarda değişiklik olur. Tepside yansıyan TL'lerden

bazıları Fotoçoğaltıcı tüpe ulaşır. Tepsi değiştirilir veya temizlenirse TL sinyalindeki bu değişiklik daha iyi anlaşılır. Isıtılan fosfor ve tepsi siyah cisim ışımaya, bu da Fotoçoğaltıcı tüp ile ilave bir akıma neden olur. Düşük ışımalarda TLD ile ölçme yapıldığında bu önemli bir faktördür. Bu etkiyi en aza indirmek için genelde tepsi yüzeyi gümüş ile kaplanır. Isıtıcı tepsinin bütün yüzeyi oksitlenmiş ise oda sıcaklığında bile etkilenir ve ısıtıldığında TL sinyali verir. Bu sinyal küçük olsa bile düşük ısıtma bölgesinde çalışıldığında büyük hatalara neden olur.

Doğru doz ölçümü yapabilmek için ışıma eğrisini elde etmek faydalıdır. Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler ise şunlardır: Isıtma hızı ve düzgünlüğü, fosforun büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği, kullanılan kayıt aleti, ışınlamanın düzeyi, radyasyonun tipi, fosforun tavlama ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve istenmeyen etkilerdir. Doz ölçümü pik altında kalan alan hesaplanarak yapılacaksa, yüksek ısıtma hızı uygun olmayacaktır. Çünkü yüksek ısıtma hızında ışıma eğrisi çok daralacak ve diğer pikleri birbirinden ayırmak oldukça güç olacaktır. Bir fosfor, tüm tuzakların boşaltılması için uygun tavlama yapılmadan tekrar kullanılırsa ışıma eğrisi farklı çıkar. Çünkü okuma sırasında boşalmamış tuzaklardan ilave katkılar gelir.

Fotoçoğaltıcı tüp yayılan TL'yi elektrik sinyaline dönüştürür. Işıma eğrisindeki piklerin altındaki alan, direkt olarak Fotoçoğaltıcı tüp akımının zaman integrali ile orantılıdır. Bütün ticari okuyucular TL salınımını dedekte edebilmek için bir fotoçoğaltıcı tüp kullanır. Numunenin ısıtılmasıyla ortaya çıkan TL fotonları, çoğaltıcı tüpün fotokatodunda durdurularak fotoelektrik olay sonucu elektronları meydana getirirler. Bu ilk elektronlar diyotlarda çoğaltılarak sonuçta tüp anodunda voltaj pulsu meydana getirirler. Elektron çoğaltıcı olarak görev yapan fototüpte, katottan salınan her elektron için anotta 1-100 milyon civarında elektron toplanır. Bu sayı veya çıkış voltaj pulsunun büyüklüğü, katoda çarpan TL fotonu sayısı ile orantılıdır. Bu sayının kaybolmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin kararlı olması gerekir.

Kısaca numuneden çıkan TL fotonları, optik filtreden geçtikten sonra fotoçoğaltıcı tüpte akım oluştururlar. Fotoçoğaltıcı tüpte meydana gelen akım, numunenin saldıdığı ışık şiddeti ile orantılıdır. Numunenin yaydığı ışık şiddeti ise, numunenin ışınlandığı

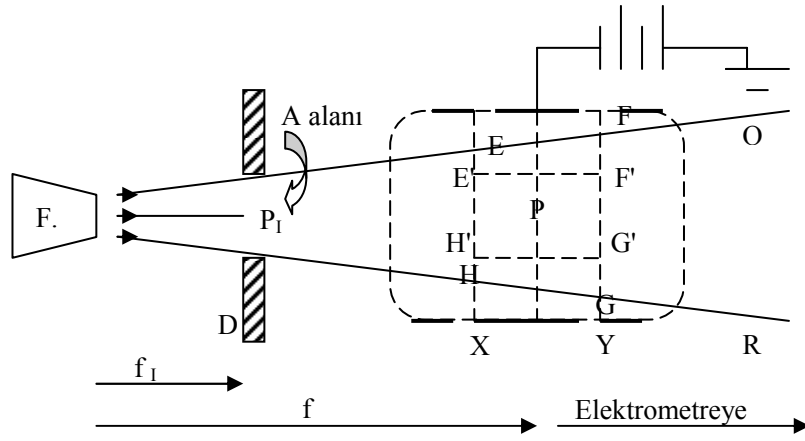
radasyon şiddetine, cinsine ve ışınlama zamanına bağlıdır. Numunenin yaydığı ışık şiddeti, fotoçoğaltıcıda meydana gelen akımın sayesinde sayısal olarak okunur veya ışımaya eğrisi çizilir. Bu eğri, termolüminesans olayı ile numunenin yaydığı ışık şiddetinin sıcaklığa göre değişimini gösterir. Bu egride görülen piklerin yüksekliği veya altlarında kalan alanlar soğurulan doz ile orantılıdır.

2.3.4. Su Fantomu

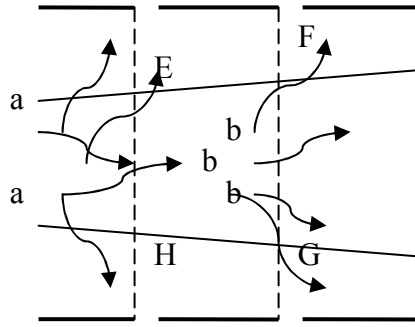
Su, fizikçiler için en uygun fantom materyalidir. Su, basit bir kimyasal formülde saydam, akıcı, ucuz ve kolayca elde edilebilen bir materyaldir. Su, birçok insan dokusunun temel bütünü oluşturur. Suyun efektif atom numarası 7,51 ve fiziksel yoğunluğu 1 g/cm^3 olup kas dokusuna yakındır. Bundan dolayı birçok dozimetrik ölçüm su fantomunda yapılmıştır. Çok yönlü olarak kullanılan su fantomları birçok radyoterapi merkezinde kullanılır. $49(X) \times 49(Y) \times 49(Z) \text{ cm}^3$ boyutlarında PMMA kübik bir tanktan oluşmuştur. Üstü açıktır ve su ile doldurulabilir. Derin doz, profil ve izodozlar su tankı içinde olan ve hareket edebilen bir mekanizma kullanılarak elde edilebilir. Su fantomunda biri referans diğeri doz ölçümü yapabilen iki iyon odası (0,12 cc) ya da diyotlar kullanılır. Radyasyon alanında sabit pozisyonda referans iyon odası olarak kullanılan ikinci dedektör, lineer hızlandırıcı tarafından üretilmiş değişen doz verimlerindeki radyasyonu ölçebilir. Referans iyon odası radyasyon demetinin olduğu yere monte edilmekle birlikte genellikle havada su yüzeyinin üstünde bir yere yerleştirilir. Suda hareket edebilen kolun üstüne monte edilen diğeri iyon odasından gelen sinyal, sabit referans iyon odasından gelen referans sinyali ile karşılaştırılır.

2.4. Sterotaktik Radyocerrahi Dozimetrisi

Radyocerrahi gibi çok küçük çaplı alanların dozimetrisi iki yönden güçlük meydana getirir. İlki; merkezi eksende ölçüm yaparken dedektörün sonlu boyutlu olması ve dozun merkezden çevreye doğru önemli ölçüde azalabileceği için lateral elektronik dengenin yokluğundan dolayı ölçülen değer doğruğunun güçleşmesidir. Bu etkinin azaltılması için küçük çaplı dedektör kullanılmalıdır. (Şekil 2.19)



Şekil 2.19. Standart iyonizasyon odasının şematik diyagramı



Şekil 2.20. Elektronik dengenin kurulması

Şekil 2.19'da gösterildiği gibi x-ışını tüpünün odak noktasından çıkan x-ışınları A alanının dairesel D diyaframı ile sınırlanır ve iyonizasyon odasına girer. FQR hava konisi içinde iyonizasyon ile elektronlar meydana getirir. Bu elektronlar da koninin her tarafına doğru hareket ederek ikincil iyonizasyon meydana getirecektir. Böylece iyonlar FQR hacminden bütün doğrultularda bir R uzaklığına uzanacaktır. Burada R elektronların maksimum erişme uzaklığıdır. İyonlar FQR konisinden R'den daha uzak bir yere x-ışınına paralel ve aralarındaki uzaklık R den daha büyük olacak şekilde yerleştirilmiş iki metal levha tarafından toplanırlar. Altta levha üç kısımdan yapılmıştır. Dıştaki ikisi topraklanmıştır. Ortadaki levha ölçüm yapmak için yükleri bir elektrometreye toplar. Burada üstteki levha pozitif yükleri çeker ve negatif yükler duyarlı merkezi elektrot tarafından elektrometreye gönderilir. İyonların hareket doğrultuları şekilde oklarla gösterildiği gibidir. Merkezi bölgede düzgün bir elektrik alanı vardır ve böylece X ve Y levhaları arasında oluşan negatif iyonlar elektrometre

tarafından toplanırlar. X ve Y arasından toplanan bütün iyonlar EFGH hacmindeki elektronlar tarafından meydana getirilmeyecektir. X düzlemi önündeki elektronlar (a izleri) X ve Y arasında oluşturacaktır. X ve Y arasında olan elektronlar (b izleri) Y düzleminin arkasında iyonlar oluşturacaktır. Genellikle b izleri ile kaybolan iyonların sayısı a izleri ile kazanılan iyonların sayısına eşit olacaktır. Bu denge nedeniyle bu bölgede oluşan bütün iyonların X ve Y arasında toplandığını düşünebiliriz (Şekil 2.20).

İkincisi; merkezi eksenden uzakta ölçüm yapılırken büyük doz değişimleri mevcuttur. Ve dedektör bu değişimleri yeterli oranda algılayamayabilir. Yüksek uzaysal ayırma gücü elde etmek için küçük dedektör kullanmak gerekir.

Sterotaktik Radyocerrahi dozimetrisinde genel olarak üç nicelikle ilgilenilir. Bunlar; merkezi eksen derin dozları (%DD veya TMR), çapraz demet profilleri (Off-axis oranı), doz verimi faktörleri ($S_{c,p}$ veya doz/ MU) dir. Bu niceliklerin ölçümü iki faktör nedeniyle güçleşir. Birincisi; dedektör boyutu alan boyutuna bağlıdır ve ikincisi yüklü parçacık dengesinin muhtemel dengesizliğidir. Diğer bir deyişle, dedektör boyutu alan boyutu ile karşılaştırıldığında mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır. Merkezi eksen derin doz ölçümlerinde dedektörün hassas hacminin homojen elektron akısıyla ışınlaması temel kriterdir. Çünkü küçük dairesel alan içinde homojen yoğunluklu merkezi eksen alanı birkaç mm çapın daha ilerisinde sürmez. Çapraz demet ölçümlerinde dedektör boyutu alan kenarlarındaki dik doz gradyentinden dolayı önemlidir. Bu nedenle dozimetreler, sterotaktik radyocerrahide kritik önemi olan alan penumbrasının doğrulukla ölçülebilmesi için yüksek bir uzaysal ayırma gücüne sahip olmalıdır.

Sterotaktik Radyocerrahi dozimetrisinde birçok farklı dedektör kullanılmaktadır. Bunlar iyon odaları, film, TLD ve diyotlardır. Her bir sistemin avantaj ve dezavantajları vardır. Örneğin iyon odası son derece kesin ve son derece az bir enerji bağımlılığına sahiptir fakat boyutu sınırlıdır. Film, en iyi ayırma gücüne sahiptir fakat enerji bağımlılığı ve büyük istatistiksel belirsizlik gösterir ($\pm \% 3$). Termoluminesans dozimetreler az bir enerji bağımlılığı gösterir ve çip formunda küçük boyutları vardır. Fakat onlarda da filmle aynı derecede bir istatistiksel belirsizliğin sıkıntısı görülür.

Sterotaktik radyocerrahi için gerekli görelî doz değerlerinin ölçümünde kullanılan su fantomlarına uygun iki veya üç boyutlu tarama yapabilen iyon odaları kullanılmaktadır. Küçük iyon odaları özellikle görelî doz ölçümleri için uygundur.

Paralel levhalı iyon odaları; x-ışınları ve düşük enerjili elektronlarda soğurulmuş dozun belirlenmesinde kullanılır. Paralel levhalı iyon odaları yüksek enerjili foton demetlerinde görelî doz ölçümlerinde kullanılır.

Filmler; yüksek uzaysal ayırma gücüne sahiptir. Bununla birlikte film yanıtları birçok parametreyle örneğin film işlem prosedürleri ve ışınlama geometrisi, alan boyutu ve derinlikle, demet kalitesindeki değişimle film yanıtı değişir. Sonuç filmleri, gerçek ışınlama şartlarındakine benzer şartlar altında kalibre edilmelidir. Titizlik gösterilmesi gereken konulara yeterince önem verilirse film dozimetri si megavoltaj foton demet enerjilerindeki aralıklarda görelî doz dağılımlarının ölçülmesinde basit, doğru ve hızlı bir yöntemdir.

2.5. Referans Makalelerin Özetleri

Radyocerrahi de küçük alan dozimetri si ile ilgili olarak yapılan ilk çalışma 1987 yılında R.K.Rice tarafından yapılmıştır. Çalışma lateral elektronik dengenin tamamlanmadığı küçük alanlardaki ölçümün doğrulukla belirlenmesi ve küçük x-ışını demetleri için dozu tanımlamaya yöneliktir. Bu çalışmanın ardından bu konuyla ilgili çeşitli dozimetri sistemlerini karşılaştıran pek çok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda farklı dozimetri sistemlerini birbirleriyle karşılaştıran ve bunu yaparken çeşitli dozimetrik parametreleri göz önüne alan R.K. Rice ve arkadaşlarının 1987 yılında, Christopher F. Serago ve arkadaşlarının 1992 yılında, Shinichi Gotoh ve arkadaşlarının 1996 yılında, X. Ron Zhu, J. Joseph Allen ve Jie Shi ve William E.Simon'un 1999 yılında yapmış olduğu çalışmalara değinilecektir.

2.5.1. 6 MV x-ışını kullanılarak küçük alanlardaki doz dağılımının ölçülmesi

Çalışma 1987 yılında R.K. Rice ve arkadaşları tarafından Harvard Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi merkezinde yapılmış ve 1987 yılında Physics in Medicine and Biology dergisinde yayınlanmıştır. Çalışma özellikle lateral elektronik dengenin tamamlanmadığı küçük alanlardaki dozun doğru tanımlanmasına yöneliktir. Çalışmada radyocerrahi küçük alan dozimetrisi Varian Clinac 6/100 hızlandırıcısında üretilen 6 MV enerjili x-ışınları kullanılarak ölçülmüştür. Çalışmada küçük alanlardaki doz dağılımının incelenmesinde S_t toplam saçılma faktörü, TMR (Tissue Maximum Ratio- Doku maksimum oranı) ve OAR (Off-Axis Ratio- Off aksis oranı) dozimetrik hesaplama parametreleri kullanılmıştır. Bu parametrelerin bulunmasında kullanılan sekiz radyocerrahi kolimatörü 0-20 cm arasındaki derinliklerde ve 0-26 mm arası izomerkezden olan radyal uzaklık mesafelerinde ölçülmüştür. Küçük alanlardaki ölçümler için en iyi dozimetri sistemini belirlemek amacıyla birçok farklı dedektör kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada araştırmalara dayanarak Protea TDC-100 ve PTW model 30-329 Markus iyon odaları kullanılmıştır. Ölçülen S_t ve OAR değerlerinin dedektör boyutuna bağımlılığını belirlemek için iki paralel levhalı iyon odası kullanılmıştır. TMR ölçümleri TDC-100 silindirik iyon odası ile de ölçülmüştür. Bu değerler paralel levhalı iyon odası ile ölçülenle %0.5'lik ölçüm belirsizliği için de aynı bulunmuştur. Toplam saçılma faktörü birçok iyon odası kullanılarak ölçülmüştür. En küçük kesite sahip TDC-100 iyon odası ve ve TLD'lerle yapılan ölçümlerde küçük kolimatörlerde, büyük kesitli iyon odalarına göre istikrarlı olarak daha büyük okumalar bulunmuştur. Bu, dozun merkezden büyük dedektörün çevresine doğru ilerledikçe düştüğü şeklinde yorumlanmıştır. OAR, merkezden olan belirli radyal mesafelerinde mevcut tüm kolimatörlerle 7.5 cm derinlikte ölçülmüştür. Profil ölçümlerini doğrulamak için 0.9 mm genişliğinde TLD çipleri polyester fantomun merkezine yerleştirilerek ölçülmüştür.

Çalışma sonucunda küçük alanlardaki doz dağılımını hesaplamak, alan kenarlarında yüksek doz gradyentinin bulunması ve en küçük alanlar için merkezi eksenindeki lateral elektronik dengenin yokluğu nedeniyle dedektör boyutu ve konumlandırılmasının önemli bir faktör olduğu görülmüştür. Pirinç build-up cap ile alınan ölçüm sonuçlarına

göre en küçük alanlardaki elektronik dengenin başarılması için geçerli bir yöntem olduğu gösterilmiştir.

2.5.2. Radyocerrahide 4, 6, 10, 15 Ve 24 MV X-Işını Demetlerinde Küçük Dairesel Alanların Doku Maksimum Oranı ve Diğer Parametreler

Çalışma 1992 yılında Serago ve arkadaşları tarafından Miami Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde yapılmış ve aynı yıl Physics in Medicine and Biology dergisinde yayınlanmıştır. Çalışmada küçük alanlı radyocerrahi küçük alanların dozimetrik karakteristiklerinin incelenmesinde görelî doz verimi faktörleri (toplam saçılma faktörleri), doz profili (off-axis faktörü) ve demetin merkezi eksen azalımı (TMR ya da %DD) incelenmiştir. Görelî doz verimi faktörleri dört farklı hacimli iyon odası, diyot, TLD ve filmle yapılmıştır. Bütün doz verimi ölçümleri izomerkezde dedektörün duyarlı hacminin merkeziyle demetin merkezi eksenî boyunca alınmıştır. Ölçümler fantom yüzeyi 98.5 cm'i gösterecek şekilde d_{max} derinliğinde katı-su fantomunda yapılmıştır. Ayrıca ikincil kolimatör etkisini göstermek amacıyla doz verimi faktörlerine bakılmıştır. 5x5 olarak ayarlanmış ikincil kolimatörlerle 10x10'da ayarlanmış kolimatörlerin ölçülen doz verimi faktörleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca görelî doz verimi faktörlerinde üçüncül kolimatör etkisini incelemek amacıyla serrobend ve tungsten kolimatör etkisine bakılmıştır. TMR ölçümlerinin karşılaştırılması film, diyot ve PTW markus iyon odası ile yapılmıştır. Bu karşılaştırma için 10 MV x-ışını kullanılmıştır. TMR ölçümleri katı su fantomunda yapılmıştır. Ve ölçümler enerjiye olan bağımlılığı göstermek amacıyla 4, 6, 15 ve 24 MV enerjileriyle de karşılaştırılmıştır. Bakılan üçüncü parametre olan demet profillerinde tungsten ve serrobend kolimatörlerin her ikisi içinde sınırlandırılmış alanın demet profilleri karşılaştırılmıştır. Profil ölçümleri, tıpkı TMR ölçümlerinde olduğu gibi kodak XV-2 film kullanılarak yapılmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda görelî doz verimi faktörlerinin 0.6 cc , 0.125 cc, markus ve soft x-ray iyon odalarında 8 mm kadar küçük çaplı üçüncül kolimatörlerin kullanımında sonuçların hatalı olduğu görülmüştür. Bunun dışında bütün dedektörler tarafından belirlenmiş görelî doz verimi faktörlerinde 31.5 mm'den büyük alan boyutları için %2 içinde aynı sonuç bulunmuştur. Ölçülmüş görelî doz verimi faktörlerinin hızlandırıcının ikincil kolimatörünün (Kolimatör çenesi) değişiminden etkilendiği görülmüştür.

Değişen alan boyutları için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'den $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'ye değişen ikincil kolimatör sistemi kullanıldığında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'ye ayarlanmış kolimatör sistemiyle ölçülmüş doz verimi faktörleri daima $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'ye ayarlanmış sistemle ölçülmüş doz verimi faktörlerinden büyük ya da eşit bulunmuştur. Ayrıca üçüncül kolimatör dizaynından görelî doz verimi faktörlerinin az etkilendiği gözlemlenmiştir. TLD, film ve diyotla ölçülmüş TMR ölçümlerinde 8.4 mm çaplı 10 MV x-ışınları için üç dedektör arasındaki uyum %3 arasında bulunmuştur.

Çalışma sonucunda küçük alan dozimetresi için kullanılan konvansiyonel dedektörlerden Farmer tipi iyon odasının küçük alan dozimetresi için uygun olmadığı görülmüştür. Bununla beraber film, TLD ya da diyotlar küçük alan boyutlarında görelî dozu belirlemek için seçilen bu dedektörler uygun bulunmuştur. TMR ya da görelî doz verimi faktörlerinin bu üç dedektörle ölçümü demet enerjileri ve çalışılan alanlarda eşit sonuçlar vermiştir. Bu çalışmada, diyotlar kolay kullanılmaları, film ve TLD'den daha az tekrarlanabilirlik gerektirdiğinden tercih edilmiştir. Fakat süpriz bir şekilde 10 mm kadar küçük alan çaplarında Markus iyon odasıyla yapılan TMR ölçümlerinin film ve diyot verileriyle çok iyi uyum sağladığı görülmüştür. Demet profili ölçümlerinde uzaysal ayırma gücünün mükemmel ve tekrar gözden geçirilebilir olmasından dolayı film tercih edilmiştir.

2.5.3. Lineer Hızlandırıcı Radyocerrahisinde Sınırlı Foton Demeti Dozimetrisi

Çalışma 1996 yılında Shinichi Gotoh ve arkadaşları tarafından Nagasaki Üniversitesi Radyoloji bölümünde yapılmış ve aynı yıl Radiotherapy and Oncology dergisinde yayınlanmıştır. Çalışmada radyocerrahideki küçük alan dozimetrisinin araştırılmasında görelî doz verimi faktörleri, TMR ve demet profillerine bakılmıştır. Çalışmada 10 MV Varian Clinac 2100 C lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Küçük dairesel demetlerin görelî doz verimi faktörleri, mikro iyon odası (FDC- 9.4UC) ve x-ışın film (kodak X-omat V2) ile katı-su fantomunda ölçülmüştür. Kaynak-film ve kaynak iyon odası mesafesi 100 cm 'ye ayarlanmış ve hızlandırıcının ikincil kolimatör sistemi $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabitlenmiştir. TMR ölçümleri 0.6 cc thimble iyon odası, mikro iyon odası ve x-ışını filmle ölçülmüştür. 3.3 mm ile 31.4 mm çapları arasındaki alan boyutlarında demet profilleri

katı-su fantomunda x-ışın filmiyle ölçülmüştür. Filmler kaynaktan 100 cm uzaklığa ve 5 cm kalibrasyon derinliğine yerleştirilmiştir.

11.6, 21.5 ve 31.4 mm'lik alanlar için demet profilleri mikro iyon odasıyla yapılmıştır. Göreli doz verimi ölçüm sonuçlarında 6.6 mm ya da daha küçük çaplı dairesel alanlarda mikro iyon odasının tutarlı sonuç vermediği görülmüştür. Bulunan ölçüm sonuçlarında artan alan çapıyla göreli doz verimi faktörlerinin arttığı gözlenmiştir. 8.3 mm ile 31.4 mm arasındaki alan çaplarında ölçüm sonuçları %2.2 içinde uyumlu bulunmuştur. Üç yöntemle ölçülmüş TMR değerleri, 15 mm ile 17.5 mm aralığındaki derinliklerde %4 uyumlu bulunmuştur. 15 mm ile 17.5 mm çapları arasındaki derinliklerde ölçülen x-ışın filmi ve mikro iyon odası ölçüm sonuçları arasındaki uyum %2.7 bulunmuştur. Demet profilleri 11.6, 21.5 ve 31.4 mm alan çapları için mikro iyon odası ve x-ışın filmiyle ölçülmüştür. Profiller demet merkezinde %100'e normalize edilmiştir. X-ışın filmiyle ve mikro iyon odasıyla %60'lık izodoz genişliğinde %3.5 içerisinde uyum olmasına rağmen mikro iyon odasıyla %80'lik izodoz genişliği x-ışın filmiyle ölçülenden belirgin ölçüde düşük bulunmuştur. X-ışın filmi ve mikro iyon odası ile %50'lik izodoz genişlikleri arasındaki maksimum farklılık 0.5 mm bulunmuştur. Çalışma sonucunda mikro iyon odalarının duyarlı hacmi konvansiyonel dedektörlerden daha küçük olmasına rağmen x-ışın filmi uzaysal ayırma gücü bakımından üstün bulunmuştur. X-ışın filmi mükemmel bir ayırma gücüne sahip olduğundan dolayı küçük alanlarda göreli doz ölçümleri için uygun bulunmuştur. Çalışma sonucunda mikro iyon odasıyla ölçülmüş TMR ve ROF değerlerinin, 11.6 ve 31.4 mm arasındaki alan çaplarıyla ölçülmüş x-ışın filmi ile çok iyi uyum sağladığı görülmüştür. Mikro iyon odası verilerinin x-ışın filmi verilerine göre tekrar edilebilirliği daha fazla olduğu için 11.6 ya da daha büyük çaplı alanlarda TMR ve ROF ölçümleri için uygun bulunmuştur. Bununla beraber mikro iyon odası 6.6 mm ya da daha küçük alan çaplarında dozimetrik karakterleri ölçmek için büyüktür ve doz verimi faktörlerini doğrulukla ölçmek için gerekli minimum alan boyutu yaklaşık 8.3 mm bulunmuştur. Bu çalışmada ROF değerlerinin alan boyutuna önemli ölçüde bağımlı olduğu ve artan alan boyutuyla arttığı gösterilmiştir. Çalışma sonucuna göre mikro iyon odası küçük radyasyon alanlarında demet profilleri için uygun bulunmamıştır. Film dozimetrisi çok zaman alıcı olmasına

karşın x-ışın filminin mükemmel bir ayırma gücü olduğundan dar x-ışın demetlerinde demet profilleri için uygun bulunmuştur.

2.5.4. Küçük Radyocerrahi Alanlarında Toplam Saçılma Faktörü Ve Doku Maksimum Oranı (Diyot Dedektörler, Paralel levhalı İyon Odaları ve Radyografik Filmlerin Karşılaştırılması)

Çalışma 1999 yılında X. Ron Zhu ve arkadaşları tarafından Wisconsin Medikal Merkezinde Radyasyon Onkolojisi merkezinde yapılmış ve 2000 yılında Medical Physics dergisinde yayınlanmıştır. Çalışmada 6 MV x-ışını demeti üreten Varian Clinac 300CD çok yapraklı kolimatör kullanılmıştır. Çalışmada küçük alan dozimetrisinde diyot dedektörler, paralel levhalı iyon odaları ve radyografik film kullanılmıştır. Çalışmada, 5mm ile 50 mm arasında 2.5 mm'de bir artan çaplardaki demet açılımına uygun üçüncül kolimatörler kullanılmıştır. Çalışmada TMR ölçümleri ve toplam saçılma faktörü ölçümleri için 2.3 mm köşegenli kare deteksiyonlu p-tipi diyot (Sun Nuclear model 111000-1), 1 mm çaplı yuvarlak deteksiyonlu p-tipi diyot (Sun Nuclear), 3 mm efektif çaplı paralel levhalı iyon odası (PTW, model N23342) ve kodak XV-2 radyografik film olmak üzere dört dedektör kullanılmıştır.

Çalışma sonucunda diyotların her ikisi içinde toplam saçılma faktörünün %1 içinde aynı sonucu verdiği görülmüştür. 20 mm'den büyük alanlar için toplam saçılma faktörü 2 mm diyot ve iyon odasıyla %1 içinde aynı bulunmuştur. Sonuçlar alan boyutu küçüldükçe diyot ile kullanılan iyon odası arasındaki farkın giderek arttığını göstermiştir. 7.5 mm çaplı alan için paralel levhalı iyon odasıyla ölçülen toplam saçılma faktörü diyot dedektörde ölçülenden %25 az bulunmuştur. Diğer taraftan 5mm ile 50 mm aralığında olan alan boyutları için film ve diyot arasındaki sonuçların % 3 içinde uyumlu olduğu görülmüştür. Çalışmanın diğer bir sonucu olarak yapılan TMR ölçümlerinde TLD'ler ve diyotların çok iyi uyum gösterdiği, derinlik arttığında film yanıtında sapmalar olduğu görülmüştür. Özellikle büyük derinliklerde filmle ölçülmüş TMR değerleri, diyot ve TLD ile ölçülmüş TMR değerlerinden %3 daha büyük sonuç vermiştir. Bu sonuçlardan diyot dedektörlerin çok küçük alanlardaki TMR verilerinin ölçümü için uygun olduğu ve büyük derinliklerde film TMR verilerinin daha yüksek

sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Sonuçta filmle ölçülmüş toplam saçılma faktörleri aynı alanda aynı aralıklarda ölçülmüş diyot dedektör ölçümlerinden %3 farklıdır. Bu nedenle radyografik film toplam saçılma faktörünün doğrulama tekniği için doğru bulunmuştur. 17.5 mm çaptan küçük alanlarda paralel levhalı iyon odasıyla ölçülen toplam saçılma faktörü ölçülen değerlerden daha küçük bulunmuştur. TMR lmlerinin büyük derinliklerde film için yüksek sonuçlar verdiği grlmüştir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada, GATA Radyasyon Onkolojisi A.D.'da bulunan çok yapraklı kolimatörlü Philips SL-25 marka lineer hızlandırıcının 6 MV enerjili x-ışınları kullanılmıştır. Ölçümler 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatör sistemleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada sterotaktik radyocerrahi alanları için demet profilleri ve derin dozlar farklı dozimetri sistemleri kullanılarak ölçülmüştür. Bu sistemler; Nucletron marka su fantomunda 0,12 cc hacimli iki iyon odası, X-OMAT Radyografik film, TLD-100 dozimetreler, 0,125 cc hacimli PTW-1305 ve 0,6 cc hacimli PTW-559 silindirik iyon odaları ve 0,4 cc hacimli PPC-40 paralel levhalı iyon odasıdır. Su fantomu dışındaki dozimetrik sistemlerle yapılan ölçümlerde katı-su fantomu kullanılmıştır. Kullanılan bütün dozimetri sistemlerinde dozimetrik parametrelerin değerlendirilmesi için ikincil kolimatör alan boyutu $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabitlenmiş ve ayrıca bütün dozimetri sistemlerinde 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül kolimatörlerle derin doz değerleri elde edilerek ölçümlerin alan boyutuyla değişimine bakılmıştır. Ölçümlerin tümünde SSD 100 cm'ye ayarlanmış ve 50 MU'luk ışınlamalar yapılmıştır.

Elde edilen sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılarak sterotaktik radyocerrahi alanları için uygun dozimetre sistemleri araştırılmıştır.

3.1. Su Fantomu Ölçümleri

Nucletron marka su fantomuyla 0,12 cc hacimli iki iyon odası ile 5, 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1.5 (d_{\max}), 5 ve 10 cm derinliklerinde hem AB (Axis-Beam) hem de GT (Gun-Target) yönlerinde 4×4 , 5×5 , 6×6 , 7×7 ve $8 \times 8 \text{ cm}^2$ alan boyutlarının tümü için ışın profilleri çizdirilmiştir. Diğer radyocerrahi kolimatörleri olan 10, 12, 14, 18, 20, 22, 24, 26 ve 28 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle sadece GT yönünde ve alan boyutu $5 \times 5 \text{ cm}^2$ de sabit tutularak 1.5, 5 ve 10 cm derinliklerindeki ışın profilleri çizdirilmiştir. Ayrıca tüm kolimatörler için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ lik alan boyutu sabit

tutularak merkezi ışının geçtiği izomerkez noktasında 30 cm'lik bir derinlik boyunca derin dozlar ölçülmüştür.

3.2. Film Dozimetresi

Film dozimetresi olarak radyoterapi amaçlı, düşük duyarlıklı (yavaş) x-ışını filmi olan Kodak X-OMAT V2 kullanılmıştır. Işınlanan filmlerin tamamı, banyo şartlarından kaynaklanabilecek hataların (sıcaklık, pH değişimi vb.) ortadan kaldırılabilmesi amacıyla, aynı anda banyo edilmiştir. Banyo edilen filmler VIDAR VXR-16 model tarayıcı ile bilgisayar ortamına alınmıştır. Taranan görüntüler 8 bit derinliğinde (256 gri seviye) ve görüntüde bilgi kaybını engellemek amacıyla, herhangi bir sıkıştırma algoritması kullanmayan “TIFF” formatında saklanmıştır. Filmde ışınlanan bölgelerin gri tonlarında, ışınlanmayan bölgelerin ise beyaz olarak görülmesiyle birlikte 256 gri seviye resimlerde beyaz renk 255, siyah renk ise 0 ile temsil edilmektedir. Işınlama miktarı ile gri seviye değeri arasında doğru orantı kurulabilmesi amacıyla filmlerin negatifi alınmıştır. Bu sayede düşük dozlarda ışınlanan bölgeler küçük gri seviye değerleriyle temsil edilmiştir.

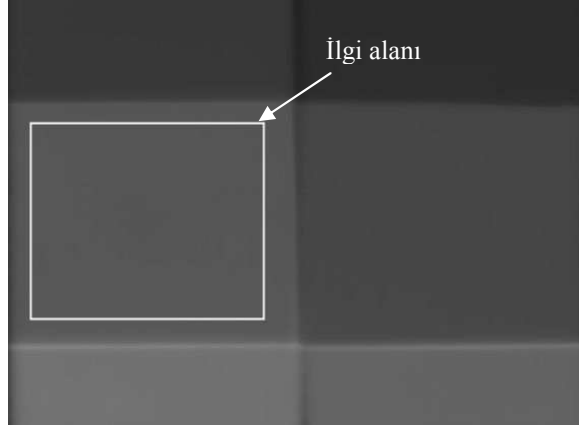
3.2.1. Kalibrasyon ölçümleri

Filmlerde elde edilen kararmaların doza çevrilmesi amacıyla bir dizi ölçüm yapılmıştır. Bu amaçla, taban seviyesi ile 200 cGy arasında değişen 18 ayrı doz değerinde filmler ışınlanmıştır. Işınlamalar SSD=100 cm, 10x10 cm²'lik alan boyutunda gerçekleştirilmiştir. Filmler katı-su fantomları arasına d_{max}=1,5 cm derinliğe yerleştirilmiştir. Bu sayede 1 MU'luk dozun 1 cGy'ye eşitlenmesi sağlanmıştır.

Banyo edilip taranan görüntüler bilgisayarda Origin® 7.0 (OriginLab Co., MA, USA) yazılımı ile işlenmiştir. Görüntüde her ışınlama değerinin bulunduğu bölgede ilgi alanları çizilerek ışınlamalara karşı gelen ortalama gri seviye değerleri elde edilmiştir (Şekil 3.1). Elde edilen sonuçlar:

$$Gri\ seviye = y_0 + \frac{a}{1 + \left(\frac{Doz(cGy)}{x_0} \right)^b} \quad (3.1)$$

fonksiyonuna uyumlandırılarak kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir.

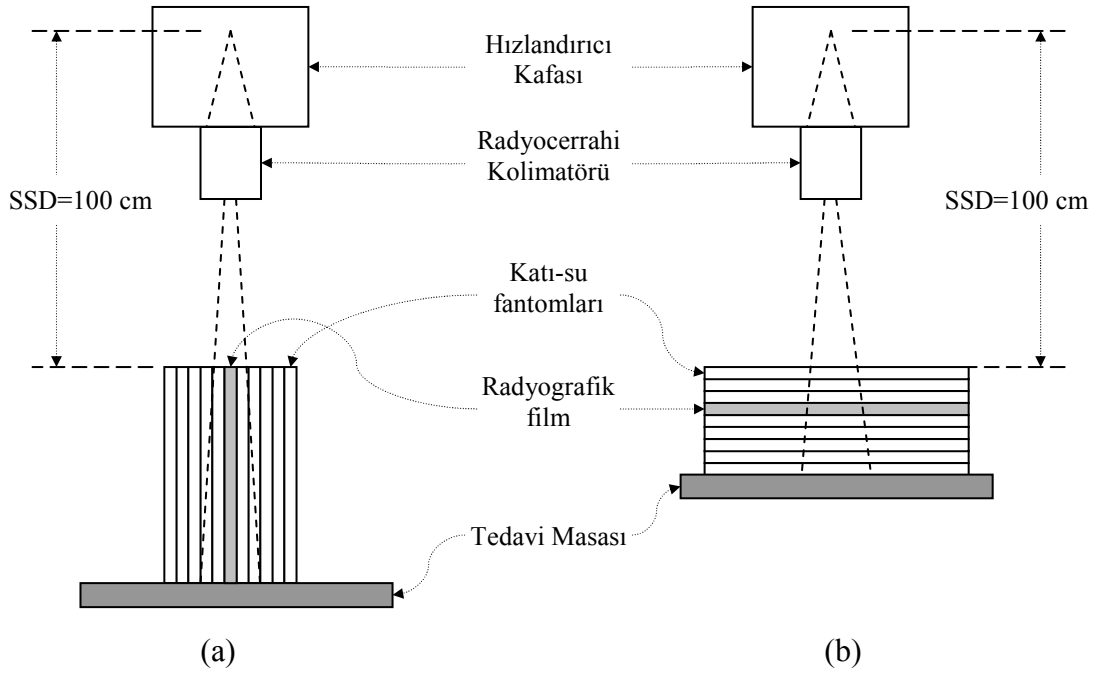


Şekil 3.1. Kalibrasyon filmi üzerinde çizilen ilgi alanı

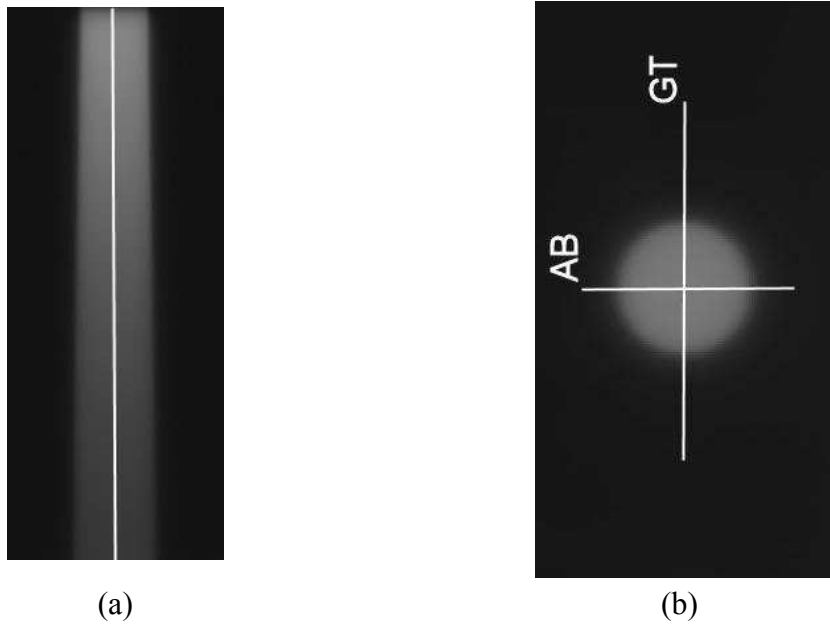
3.2.2. Dozimetrik ölçümler

Dozimetrik ölçüm amaçlı kullanılan radyografik filmler, birincil demetin yanında ikincil elektronların da doza olan katkılarını ölçebilmek amacıyla, katı-su fantomları arasına yerleştirilmiştir. Derin doz ölçümlerinde filmler, demet merkezi eksenine paralel olacak şekilde dik pozisyonda tedavi masasına yerleştirilmiş ve yanlarına 5'er katı-su fantomu konularak desteklenmiştir (Şekil 3.2.a). Demet profili ölçümlerinde ise filmler tedavi masasına yatay olarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.2.b). Film ölçümlerinde filmin hat üzerindeki doğruluğu lazerle sağlanmış ve demetin izomerkezi lazerle karşılaştırılarak demetin merkezi eksenini filmle aynı hizaya getirilmiştir.

Derin doz ölçümleri tüm radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak GT yönünde SSD 100 cm'de 5x5 cm²'lik alanda 50 MU'luk dozlar verilerek gerçekleştirilmiştir. AB ve GT yönlerinin birbirleriyle karşılaştırılması için AB yönünde 5x5 cm²'lik alan için 5, 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle SSD 100 cm'de 50 MU'da derin doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen derin doz görüntüleri işlendikten sonra Origin® 7.0 yazılımı kullanılarak merkezi demet eksenini üzerinden geçen 1 piksel genişliğinde profil çizilerek derin doz eğrileri elde edilmiştir (Şekil 3.3.a).



Şekil 3.2. Radyografik filmin (a) derin doz ölçümleri, (b) demet profili ölçümleri için katı-su fantomları arasına yerleştirilmesi



Şekil 3.3. (a) Derin doz ölçümleri için merkezi demet ekseninden geçen 1 piksel genişliğinde profil, (b) Demet profili ölçümleri için alan merkezinden geçen AB ve GT yönlerdeki 1 piksel genişlikli profiller

Demet profil ölçümleri 1.5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerine gerçekleştirilmiştir. Filmler, 5x5 cm²'lik alanda bütün radyocerrahi kolimatörleriyle belirtilen derinliklerde SSD 100

cm'de 50 MU'luk dozla ışınlanmıştır. Buna ek olarak ikincil kolimatörlerin doz üzerine etkisinin araştırılması amacıyla, 5, 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörlerinde 4x4, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²lik alan boyutlarında aynı derinliklerde ışınlamalar yapılmıştır. Elde edilen demet profili görüntüleri işlendikten sonra Origin® 7.0 yazılımı kullanılarak alan merkezinden geçen AB ve GT yönlerinde 1 piksel genişliğinde profiller çizilerek demet profili eğrileri elde edilmiştir (Şekil 3.3.b).

3.3. Termoluminesans Dozimetre (TLD)

Termoluminesans dozimetre ölçümleri, iyonlaştırıcı radyasyonu soğurma özellikleri doku eşdeğeri olan LiF (TLD-100) çipleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. TLD-100 okumalarında Victoreen 2800 TLD okuyucu kullanılmıştır. Ölçümlere geçilmeden önce tüm TLD'ler tuzaklarının tamamen boşaltılması amacıyla 400°C'de 1 saat boyunca fırınlanmıştır. Tüm TLD'ler ışımaya eğrisindeki kısa yarı-ömürlü piklerin etkisinin ortadan kaldırılması amacıyla, ışınlamanın ardından 24 saat sonra okunmuşlardır.

3.3.1. Kalibrasyon ölçümleri

Çalışmada kullanılan TLD-100'lerin üretimden kaynaklanan duyarlılık farklılıklarının ortadan kaldırılması amacıyla öncelikle doz kalibrasyonları gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla TLD-100'lerin her biri ayrı ayrı demetin izomerkezine yerleştirilmiş ve 5 cm derinlikte SSD 100 cm'de 30 cGy'lik doz ile ışınlanmıştır. Her bir TLD-100 çipinin duyarlılık kalibrasyon faktörü (DKF) 3.2 bağıntısı kullanılarak hesaplanmıştır:

$$HKF_i = \frac{Okuma_i}{Okuma_{ortalama}} \quad (i=1,2,3,\dots) \quad (3.2)$$

Burada i alt indisi TLD numarasını göstermektedir. Okuyucunun verdiği okuma değerinin doza çevrilmesi amacıyla kullanılan Okuyucu Kalibrasyon Faktörü'nün (OKF) belirlenmesinde tüm TLD'ler yukarıda belirtilen şartlarda ışınlanmış ve

okunmuştur. Elde edilen sonuçlardan 3.3 bağıntısı kullanılarak Okuyucu Kalibrasyon Faktörü belirlenmiştir:

$$OKF = \frac{\text{Işınlanan Doz}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N HKF_i \times Okuma_i} \quad (3.3)$$

3.3.2. Dozimetrik ölçümler

TLD'ler tüm üçüncül radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1.5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerde 5x5 cm²'lik alan boyutunda SSD 100 cm'de 50 MU'luk dozlar ile ışınlanmıştır. Her bir ölçümün doğruluğunu arttırmak için ölçümlerin tümü üç ayrı TLD kullanılarak tekrar edilmiştir. Radyografik filme benzer şekilde ikincil kolimatörlerin doz üzerine etkisinin araştırılması amacıyla, 4x4, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²'lik alan boyutlarındaki ikincil kolimatörlerle 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörlerinde aynı derinliklerde ışınlamalar yapılmıştır.

3.4. İyon Odası Ölçümleri

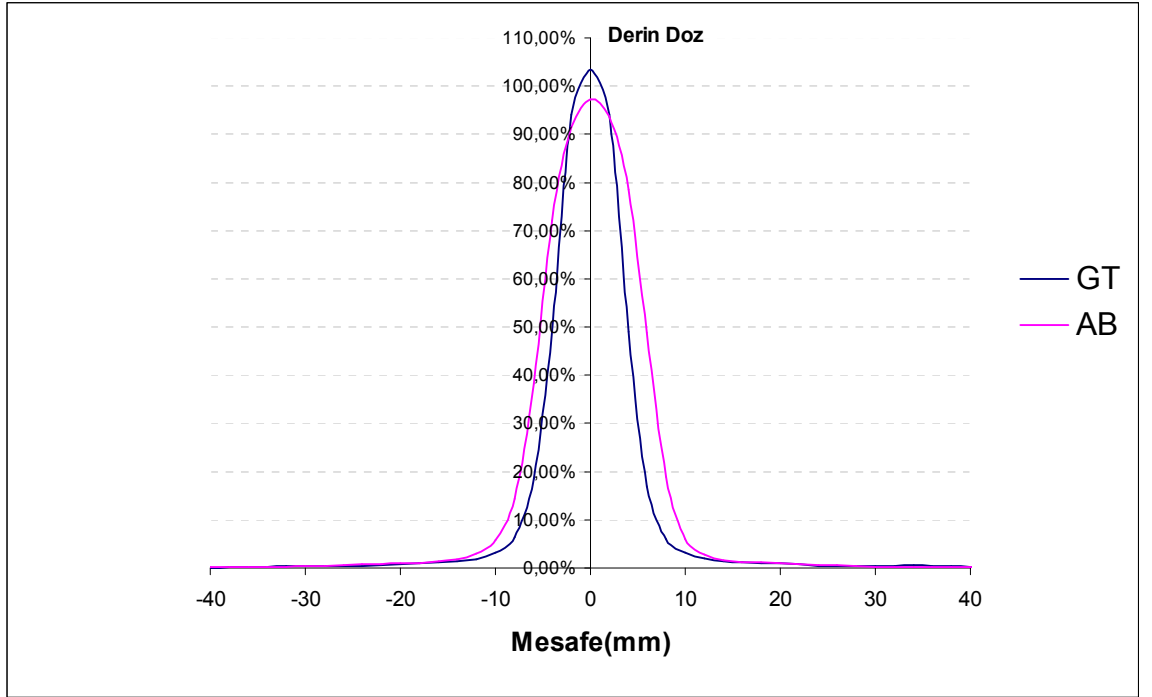
Çalışmada son olarak 0.125 cc hacimli PMMA PTW-1305, 0.6 cc hacimli PMMA PTW-559 silindirik iyon odaları ve 0.4 cc hacimli PPC-40 paralel levhalı iyon odası kullanılarak merkezi eksen derin dozları ölçülmüştür. Tüm iyon odaları 5, 16, ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1, 1.5 (d_{max}), 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15 ve 20 cm derinliklerde 5x5 cm²'lik alan boyutunda SSD 100 cm'de 50 MU'luk dozlar ile ışınlanmıştır. Ayrıca 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleriyle 1.5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerde 4x4, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında SSD 100 mesafesinde yapılan ölçümlerle sonuçların alan boyutuyla nasıl değiştiğine bakılmıştır. Her bir iyon odası kendi katı-su fantomu içerisinde ışınlanmıştır. Yapılan tüm ölçümlerde dozlar, Wellhofer-Scanditronix marka elektrometre ile okunmuştur.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Bu bölümde demet profilleri ve yüzde derin doz ölçümleri öncelikle her bir ölçüm sistemi için, sonraki aşamada ise birbirleriyle olan karşılaştırmaları ile verilecektir.

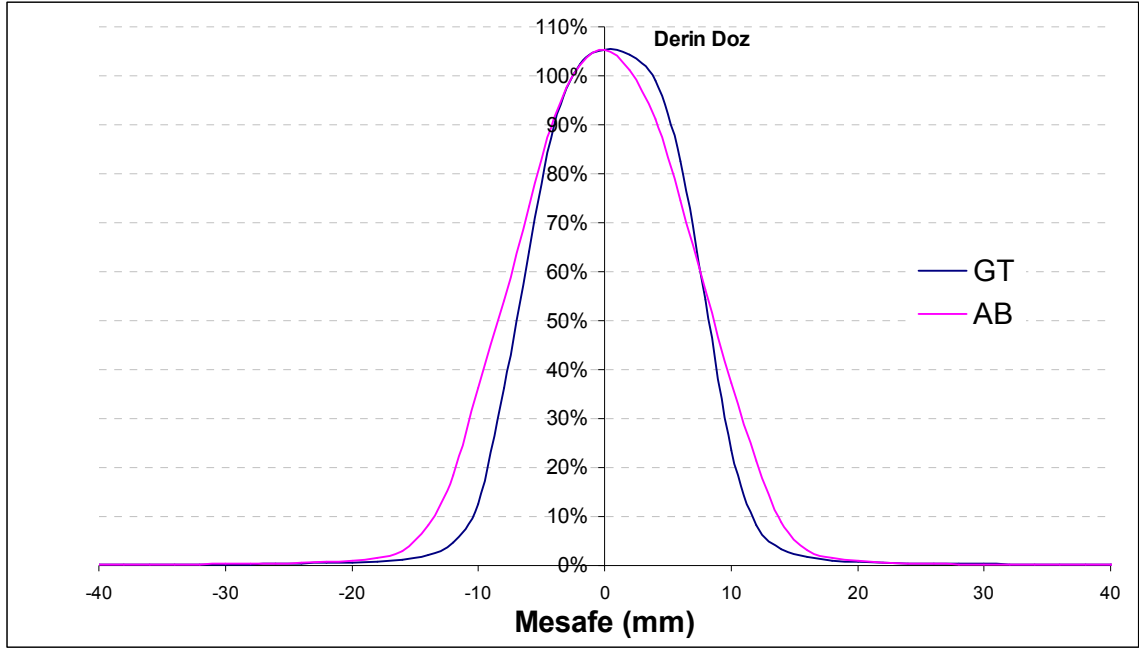
4.1. Su Fantomu Ölçümleri

6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabit tutularak 1,5 cm (d_{\max}) derinlikte 5, 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki demet profilleri elde edilmiştir (Şekil 4.1.a, b, c).

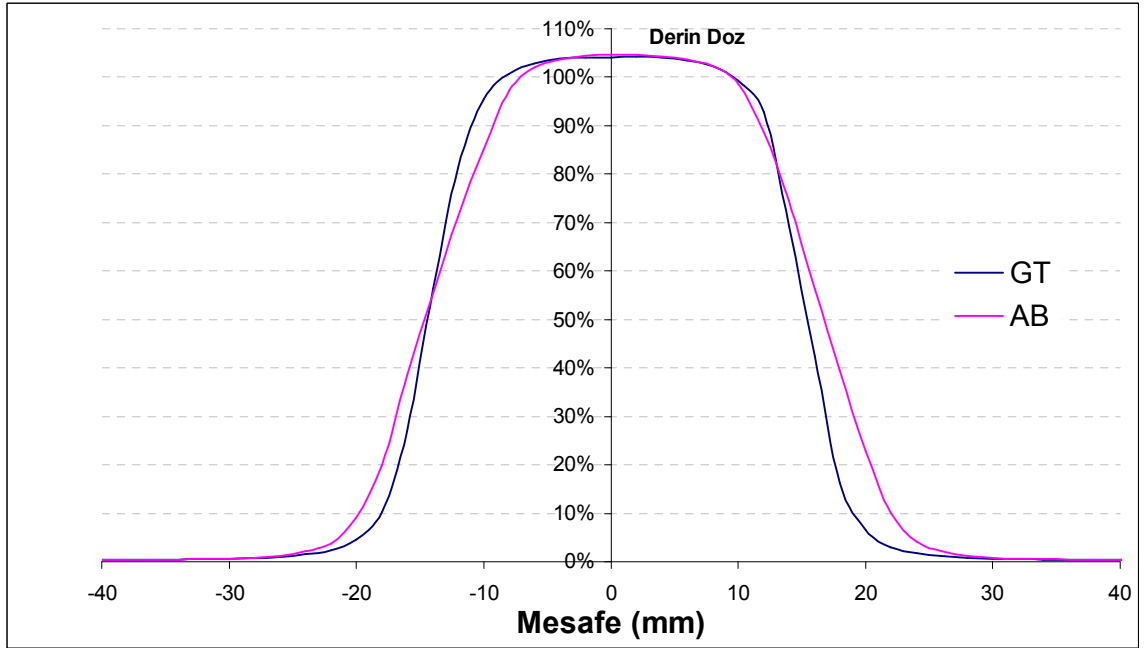


(a)

Şekil 4.1. 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabit tutularak 1,5 cm (d_{\max}) derinlikte a) 5 mm, b) 16 mm ve c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki su fantomu kullanılarak elde edilen demet profilleri



(b)



(c)

Şekil 4.1. 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabit tutularak 1,5 cm (d_{max}) derinlikte a) 5 mm, b) 16 mm ve c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki su fantomu kullanılarak elde edilen demet profilleri (devam)

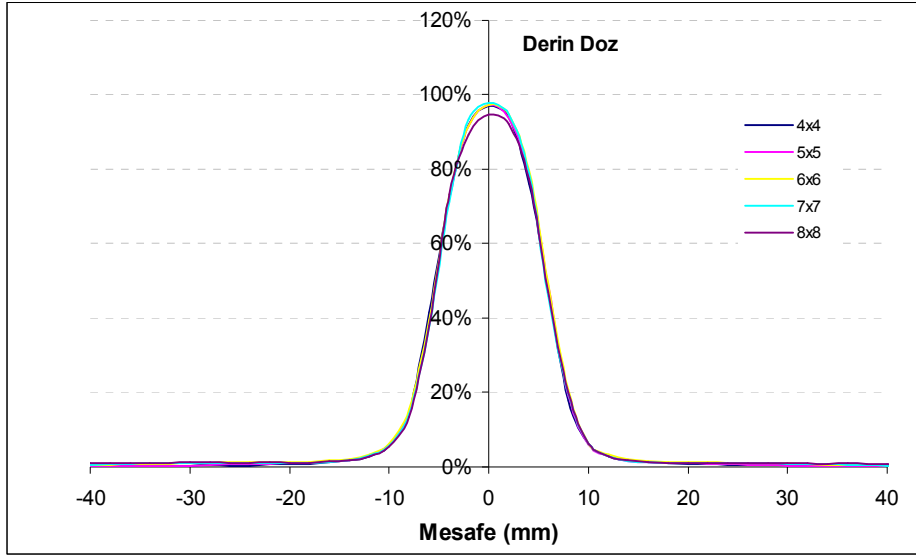
Çizelge 4.1'de AB ve GT doğrultularındaki demet profillerinde dozun % 50'ye düştüğü noktalardaki profil genişlikleri verilmiştir. SL-25 marka lineer Hızlandırıcıda demet kolimasyonu, y doğrultusunda tungstenden yapılmış 40 çift çok yapraklı kolimatör ve

yaprakların altında da onları destekleyen x doğrultusundaki karşılıklı iki diyafram tarafından sağlanır. 16 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri için GT doğrultusundaki demet profilleri genişliklerinin AB doğrultusuna göre % 5 daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu fark, GT doğrultusundaki mutlilif kolimatörlerdeki sızıntı, saçılma ve geçirgenlik bileşenleri nedeniyle oluşmaktadır. 5 mm'lik radyocerrahi kolimatöründe ise GT ve AB doğrultularındaki profil genişlikleri arasında % 42'lik bir farkın nedeni elektronik dengenin küçük alanda sağlanamaması ve çok yapraklı kolimatör sisteminin AB ve GT doğrultularında farklı olması nedeni ile sızıntı, saçılma ve geçirgenlik parametrelerinin doz profili üzerindeki etkisinin aynı olmamasındandır.

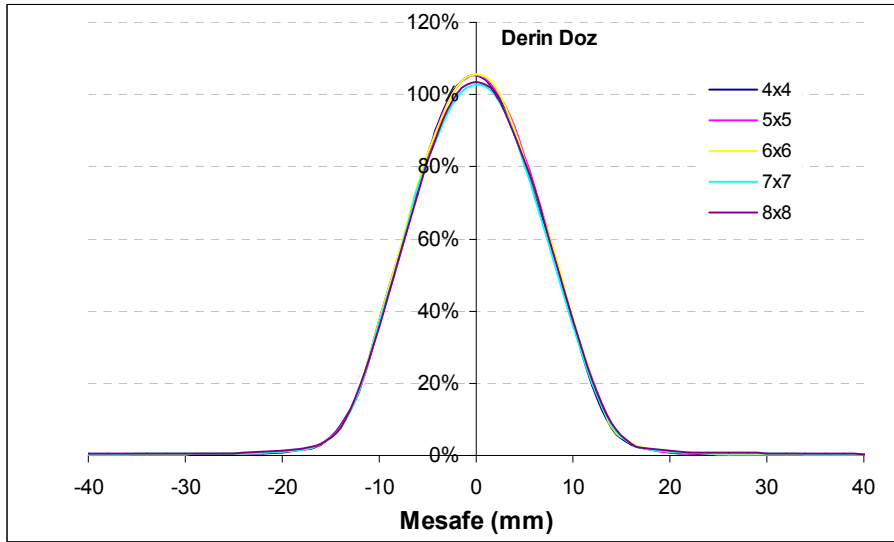
Çizelge 4.1. AB ve GT doğrultulardaki demet profillerindeki dozun % 50'ye düştüğü noktalardaki genişlikleri

Radyocerrahi Kolimatörü	Profil Genişliği (mm)		Fark (%)
	GT	AB	
5 mm	7,92	11,23	42
16 mm	16,28	17,11	5
30 mm	29,87	31,37	5

Şekil 4.2'de 6 MV enerjili x-ışınları için 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm² ikincil kolimatör alan boyutlarında 5, 16 ve 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak elde edilen demet profilleri yer almaktadır.

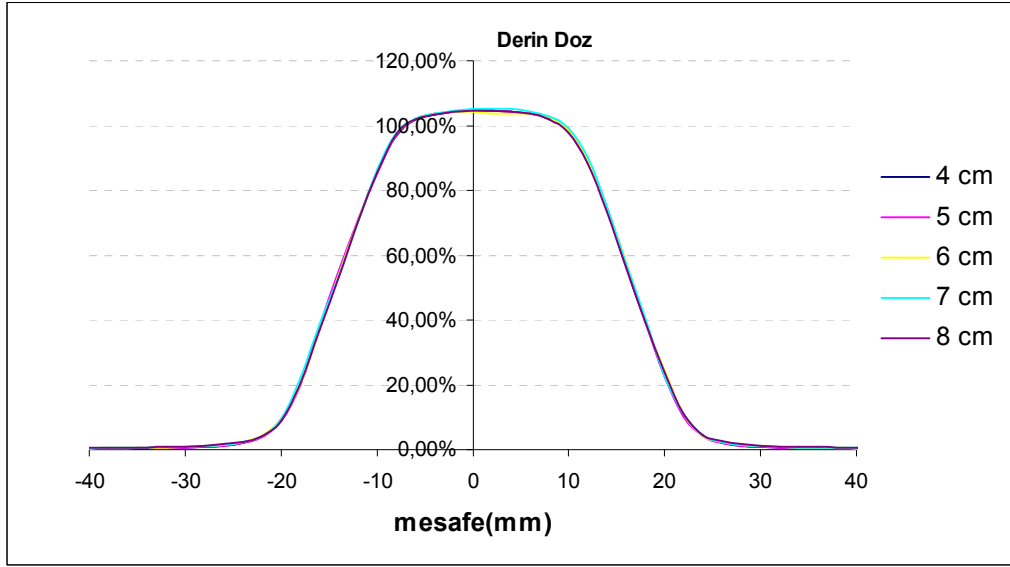


(a)



(b)

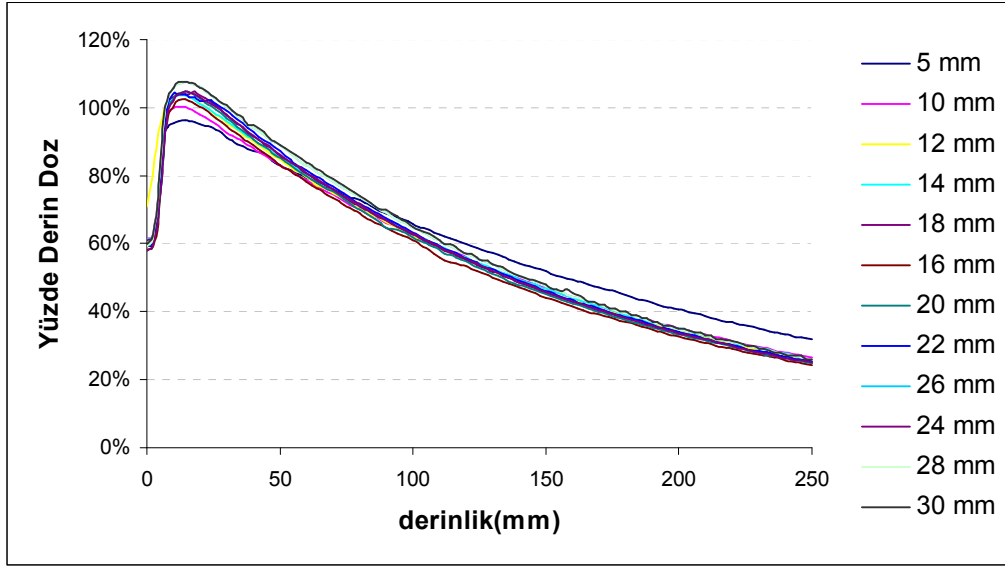
Şekil 4.2. a) 5 mm'lik b) 16 mm'lik c) 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d_{max} derinliğinde Nucletron marka su fantomunda 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm^2 'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması



(c)

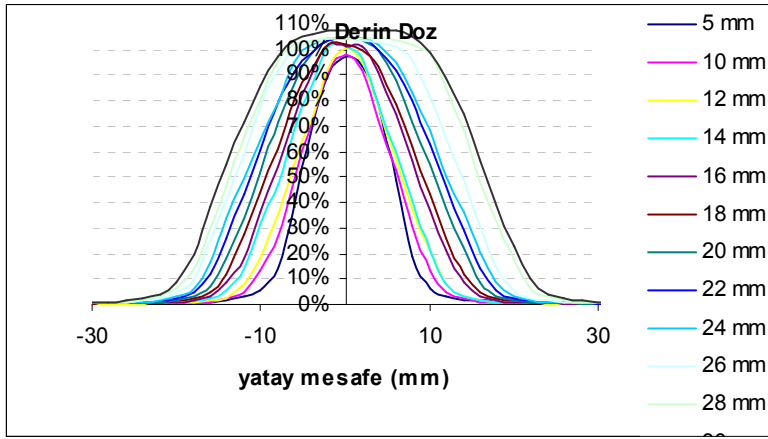
Şekil 4.2. a) 5 mm'lik b) 16 mm'lik c) 30 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d_{max} derinliğinde Nucletron marka su fantomunda 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²'lik ikincil kolimatör alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması (devam)

Şekil 4.3'de 6 MV enerjili x-ışınları kullanılarak 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle Nucletron marka su fantomunda 5x5 cm²'lik sabit alan boyutunda merkezi ışının geçtiği izomerkez noktasından 30 cm'lik bir derinlik boyunca alınan yüzde derin dozların karşılaştırılması yer almaktadır.

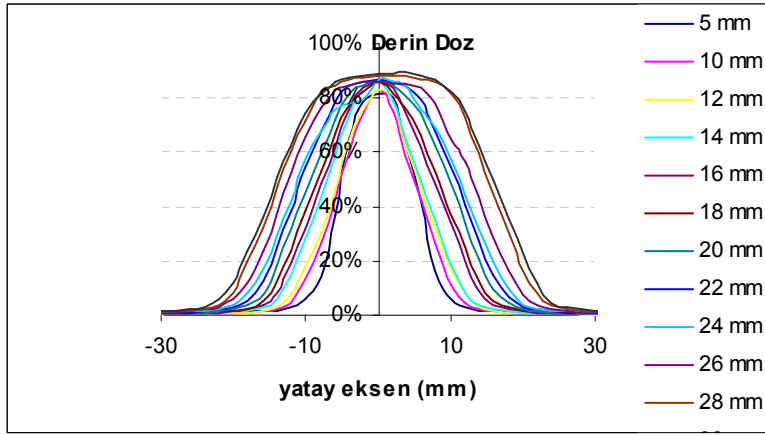


Şekil 4.3. 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak Nucletron marka su fantomunda $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik sabit alan boyutunda merkezi ışının geçtiği izomerkez noktasından 30 cm'lik bir derinlik boyunca alınan yüzde derin dozların karşılaştırılması

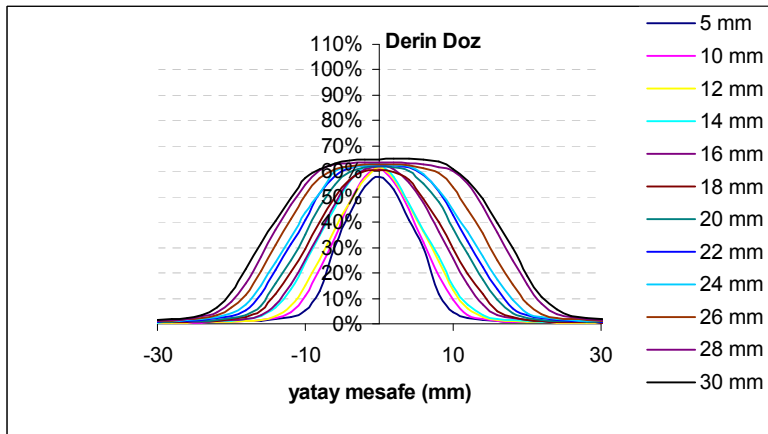
Şekil 4.4'de 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak Nucletron marka su fantomunda $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'lik sabit alan boyutunda $1,5(d_{\max})$, 5 ve 10 cm derinlikte ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması verilmiştir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 4.4. 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak Nucletron marka su fantomunda $5 \times 5 \text{ cm}^2$ lik sabit alan boyutunda a) 1,5 cm b) 5 cm c) 10 cm derinlikte ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması

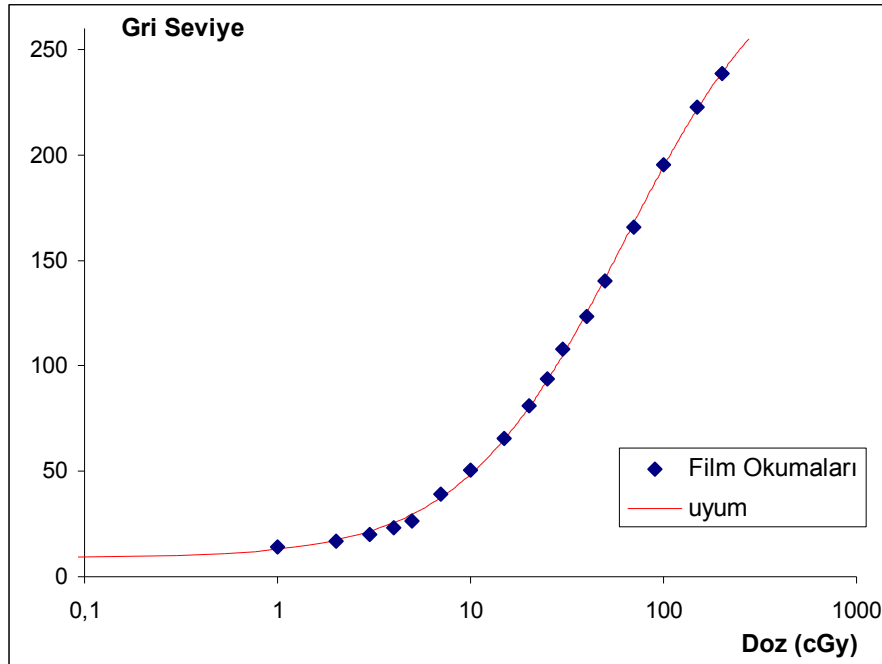
4.2. Film Dozimetresi Ölçümleri

Kalibrasyon filmlerinin okunup Denklem 3.1’de verilen fonksiyona uyumlandırılması sonucu elde edilen parametreler aşağıdaki çizelgede verilmiştir:

Çizelge 4.2. Film dozimetresi kalibrasyonu için yapılan uyum parametreleri

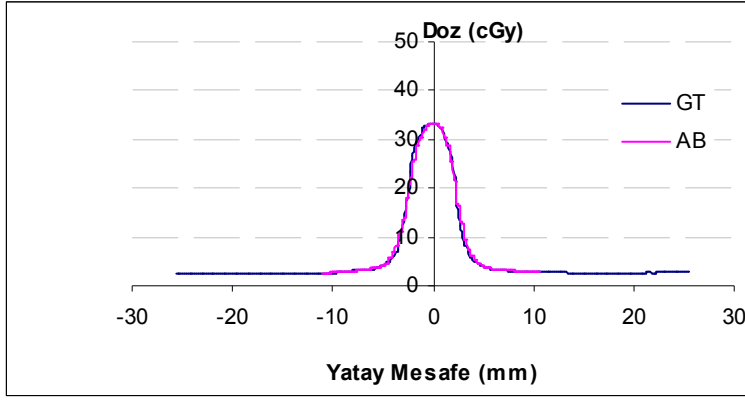
Parametre	Değer
A	299,1935
B	-1,0273
x_0	61,9711
y_0	8,7538

Şekil 4.5’de film dozimetresi için elde edilen kalibrasyon eğrisi verilmektedir. Uyum eğrisi korelasyon katsayısı $R^2 = 0,9995$ olarak elde edilmiştir. Bu sonuç kalibrasyon eğrisinin kalibrasyon filmlerinden elde edilen okumalarla uyumunun oldukça iyi olduğunu göstermektedir.

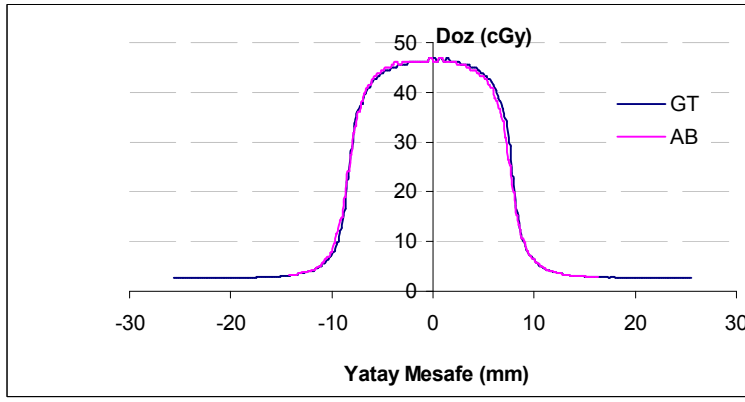


Şekil 4.5. Film dozimetresi için elde edilen kalibrasyon eğrisi

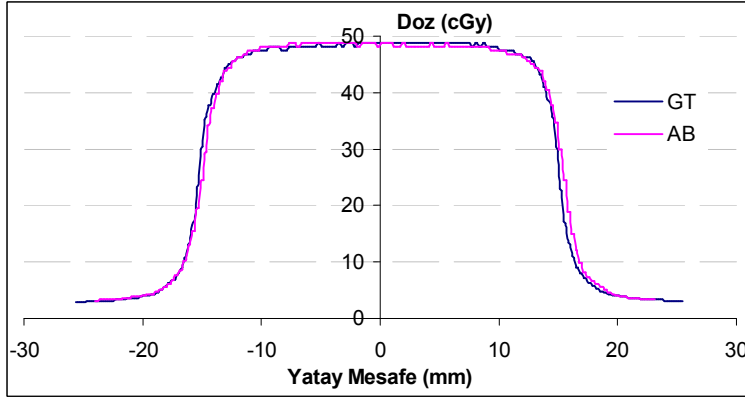
Şekil 4.6’da 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler $5 \times 5 \text{ cm}^2$ de sabit tutularak 1,5 cm (d_{\max}) derinlikte 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki film dozimetre ile elde edilen demet profilleri verilmiştir.



(a)



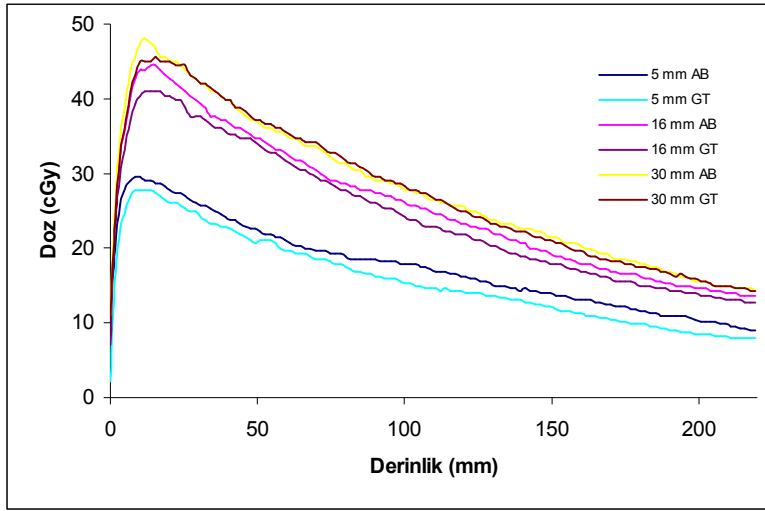
(b)



(c)

Şekil 4.6. 6 MV enerjili x-ışınları ile ikincil kolimatörler $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'de sabit tutularak 1,5 cm (d_{\max}) derinlikte a) 5 mm, b) 16 mm ve c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri ile AB(y) (Axis-Beam) ve GT(x) (Gun-Target) yönlerindeki film dozimetresi ile elde edilen demet profilleri

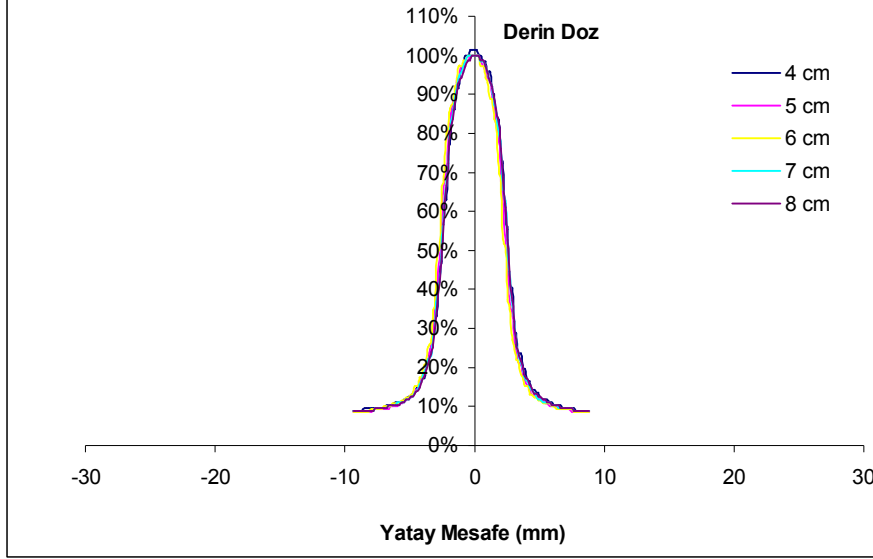
Film dozimetresi ile elde edilen demet profillerinin su fantomuyla elde edilenlerin aksine AB ve GT yönlerinde birbirinden farklı olmadıkları bulunmuştur. Bununla beraber Şekil 4.6'da gösterilen sonuçlar, radyografik filmin yatay pozisyonda ışınlandığı ölçümlerden elde edilmiştir. Su fantomu ölçümlerinde ise AB doğrultusunda ölçüm alınması için kolimatör 90 derece döndürülmüştür. Derin dozların ölçümünde film dozimetresi ile benzer ölçümler yapılmıştır. Şekil 4.7'de film dozimetresi kullanılarak AB ve GT yönlerinde elde edilen derin dozlar verilmektedir.



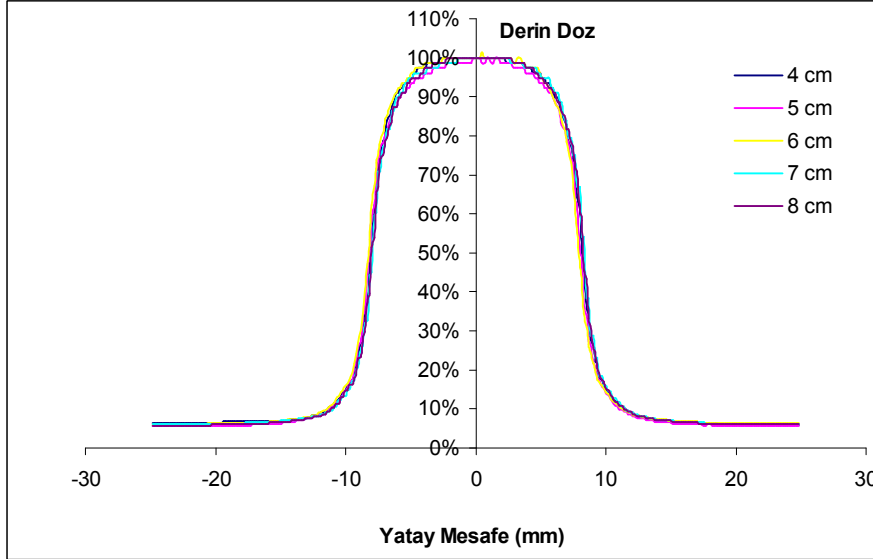
Şekil 4.7. Film dozimetresi kullanılarak 5, 16, 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleriyle AB ve GT yönlerinde elde edilen derin dozlar

Şekil 4.7'den de anlaşıldığı gibi, AB doğrultusunda her üç kolimatörle elde edilen doz değerleri GT doğrultusunda elde edilenlerden fazla bulunmuştur. Şekil 4.6'daki sonuç da dikkate alındığında şekilde görülen AB yönlerindeki doz artışı, kolimatörün 90 derece döndürülmesiyle çok yapraklı kolimatörün x ve y yönündeki farklılığının neden olduğu saçılmalar sonucundandır.

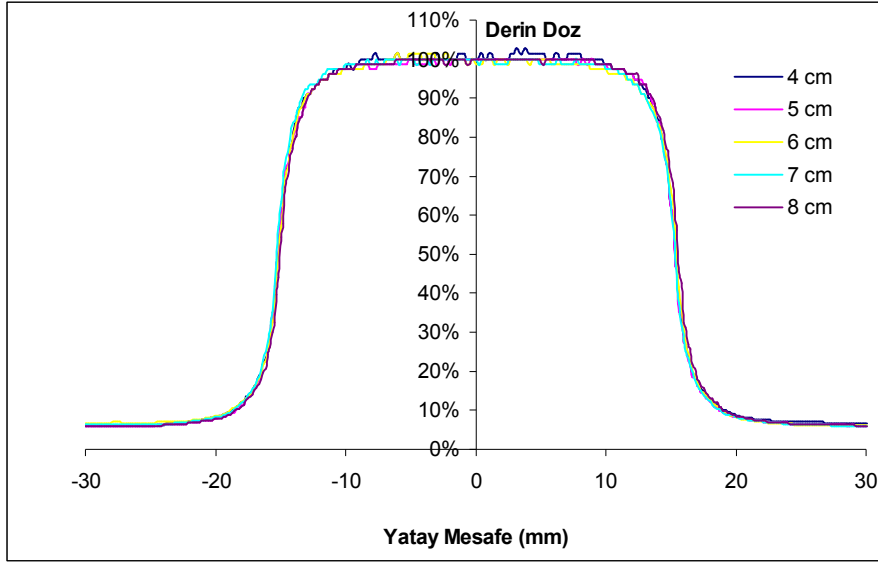
Şekil 4.8’de 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d_{max} derinliğinde film dozimetresiyle 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²’lik alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması verilmiştir.



(a)



(b)

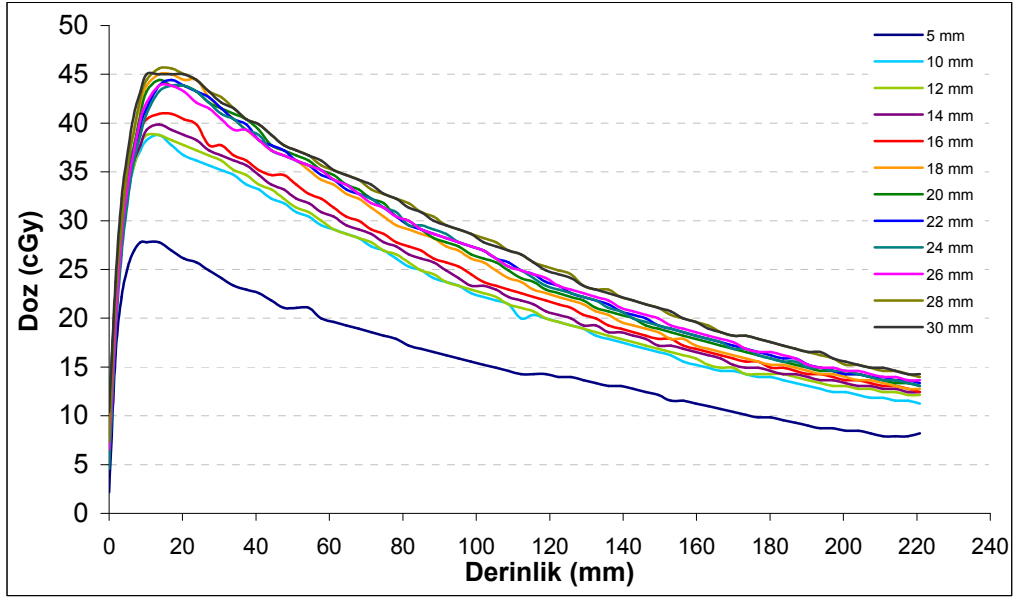


(c)

Şekil 4.8. a) 5 mm'lik b) 16 mm'lik c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörü kullanılarak d_{max} derinliğinde film dozimetresiyle 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²'lik alan boyutlarında ölçülmüş demet profil ölçümlerinin karşılaştırılması

Şekil 4.8'e göre film dozimetresi kullanılarak, farklı alan boyutlarında elde edilen demet profillerinde önemli bir farklılık gözlenmemiştir.

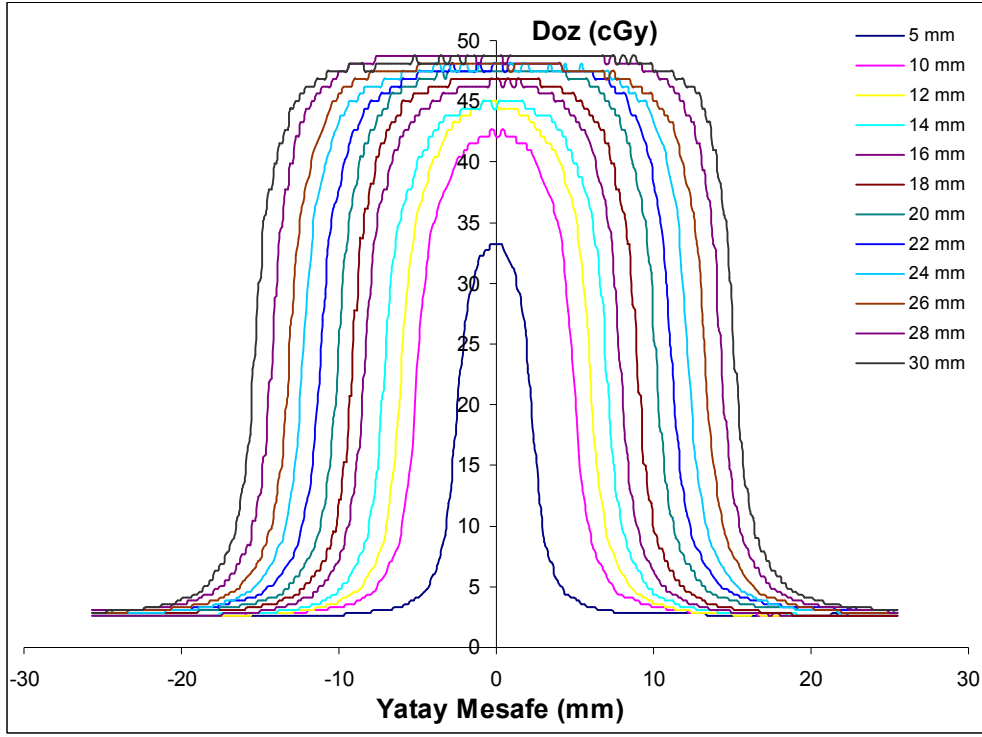
5x5'lik alan boyutunda tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülen derin doz eğrileri Şekil 4.9'da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi 5 mm'lik kolimatörle elde edilen eğride d_{max} derinliğinde doz yaklaşık olarak 28 cGy olarak ölçülmüştür. Alanın küçük olması nedeniyle yeterli elektron toplanmasının gerçekleşmemesi bu sonucu ortaya çıkarmıştır. Bu derinlikte radyocerrahi kolimatörü çapının artmasıyla derin doz değerlerinde artış gözlenmiştir. Kolimatör çapının 16 mm'nin üzerine çıkmasıyla derin doz değerlerinde artış hızı azalmıştır. 10x10'luk alandan küçük alanlarda doz verimi faktörünün küçülmesi nedeniyle doz maksimumunda hiçbir kolimatör ölçümü 50 cGy'e ulaşamamıştır. Derinliğin artmasıyla, alan genişlemesinin etkisiyle, derin doz eğrileri birbirine yaklaşmıştır.



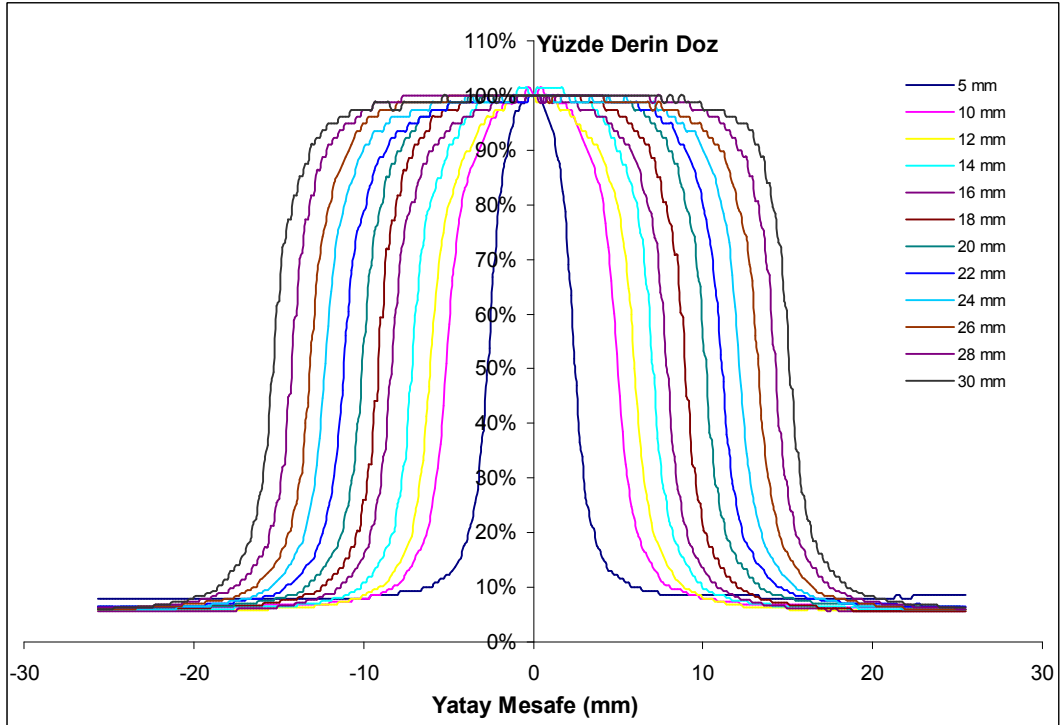
Şekil 4.9. Kodak X-OMAT film ile 5, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28 ve 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 5x5'lik alanda ölçülmüş derin doz değerleri

Şekil 4.10'da tüm radyocerrahi kolimatörleriyle alınan demet profilleri verilmiştir (ikincil kolimatör alan açıklığı 5x5 cm²). Derin doz ölçümlerinde gözlenen, doz verimi faktörüne bağlı olarak, alan artışıyla dozun artması demet profili ölçümlerinde de gözlenmiştir.

Şekil 4.11'de ise demet profilleri yüzde derin doz cinsinden verilmiştir. Demet profillerindeki dozun % 50'sine düştüğü noktalardaki demet genişlikleri Çizelge 4.3'de verilmiştir. Film dozimetresi sonuçları kullanılan kolimatör çapını oldukça iyi yansıtırken, Şekil 4.4.a'da verilen su fantomu ölçümlerinde küçük alanlarda gerçek alan boyutundan sapmanın arttığı gözlenmektedir (Şekil 4.12).



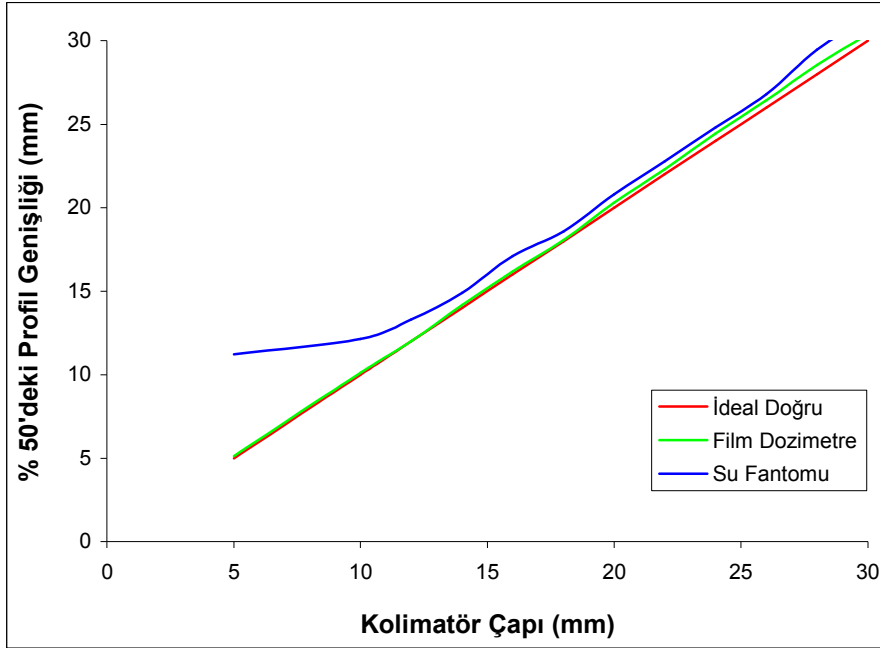
Şekil 4.10. 5x5'lik alanda tüm radyocerrahi kolimatörleriyle alınan doz cinsinden demet profilleri



Şekil 4.11. 5x5'lik alanda tüm radyocerrahi kolimatörleriyle alınan yüzde derin doz cinsinden demet profilleri

Çizelge 4.3. Demet profillerindeki dozun % 50'sine düştüğü noktadaki demet genişlikleri

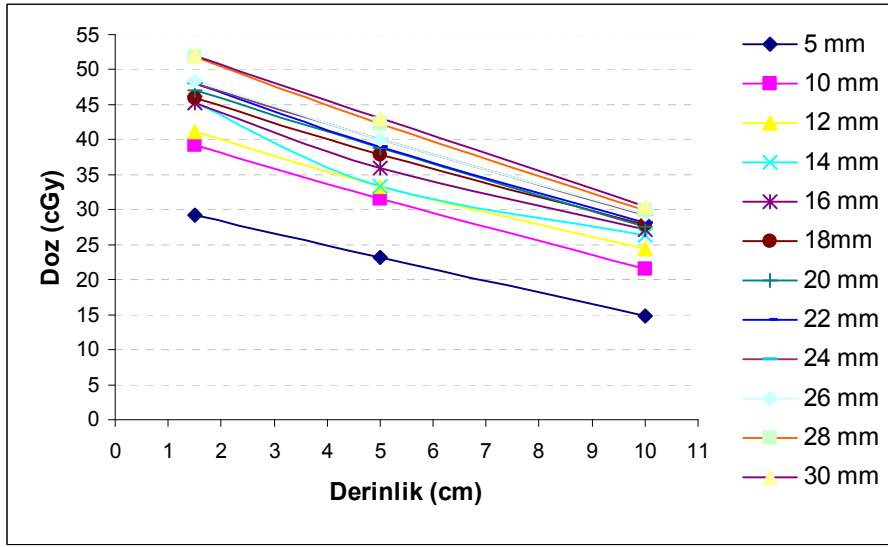
Radyocerrahi Kolimatörü	Profil Genişliği (mm)	
	Film Dozimetresi	Su Fantomu
5 mm	5,12	11,23
10 mm	10,11	12,14
12 mm	12,01	13,30
14 mm	14,17	14,90
16 mm	16,18	17,11
18 mm	18,07	18,58
20 mm	20,31	20,80
22 mm	22,29	22,77
24 mm	24,43	24,81
26 mm	26,45	26,81
28 mm	28,54	29,46
30 mm	30,39	31,37



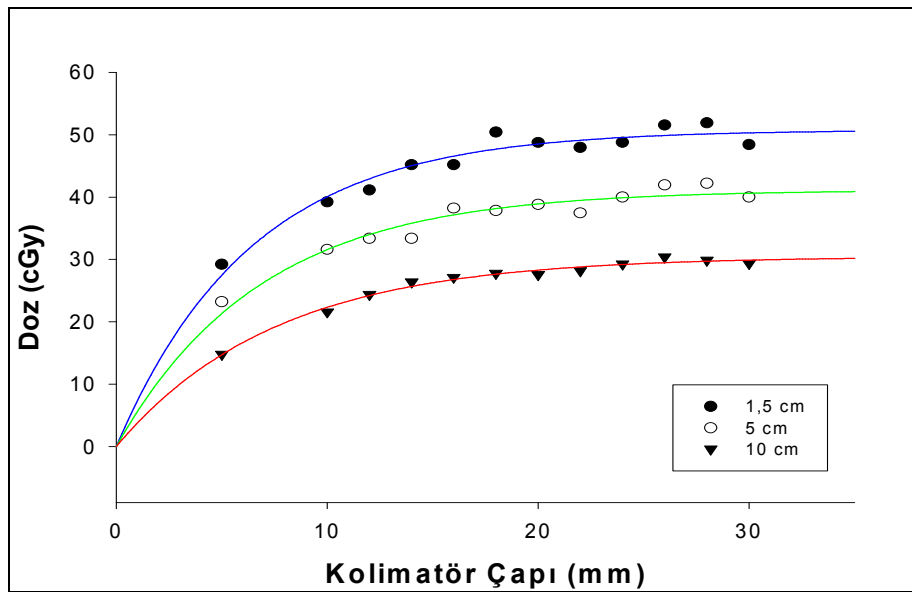
Şekil 4.12. Demet profillerindeki dozun % 50'sine düştüğü noktadaki demet genişlikleri

4.3. Termolüminesans Dozimetre Ölçümleri

Şekil 4.13’de TLD kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle 1,5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerde ölçülen derin doz değerleri verilmektedir. Küçük alanlarda doz verimi faktörünün azalması nedeniyle 5 mm’lik radyocerrahi kolimatörü ile alınan ölçüm sonuçları film dozimetresinde de gözleendiği gibi düşük bulunmuştur. Işın alanının artmasıyla ölçüm sonuçları doyuma (saturasyon) ulaşmaya başlamıştır. Bu davranış Şekil 4.14’de gösterilmektedir.

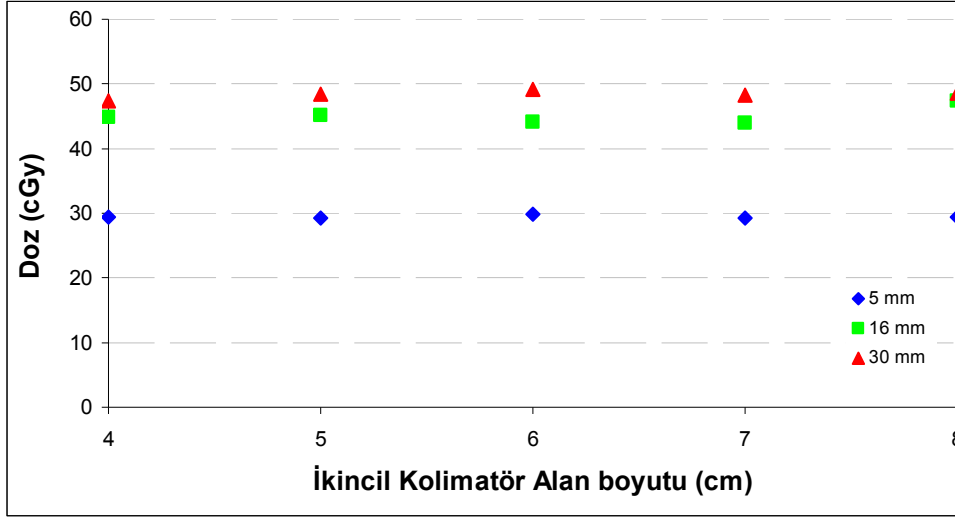


Şekil 4.13. Termolüminesans dozimetreye tüm radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1,5 (d_{max}), 5 ve 10 cm derinliklerinde ölçülmüş derin doz değerleri



Şekil 4.14. TLD okumalarının kolimatör çapına bağımlılığı

Şekil 4.15’de farklı ikincil kolimatör alan açıklığına bağlı olarak 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak TLD ile ölçülen değerler verilmektedir. Bu sonuçtan da ikincil kolimatörlerin ölçülen doz sonuçları üzerinde önemli bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür.

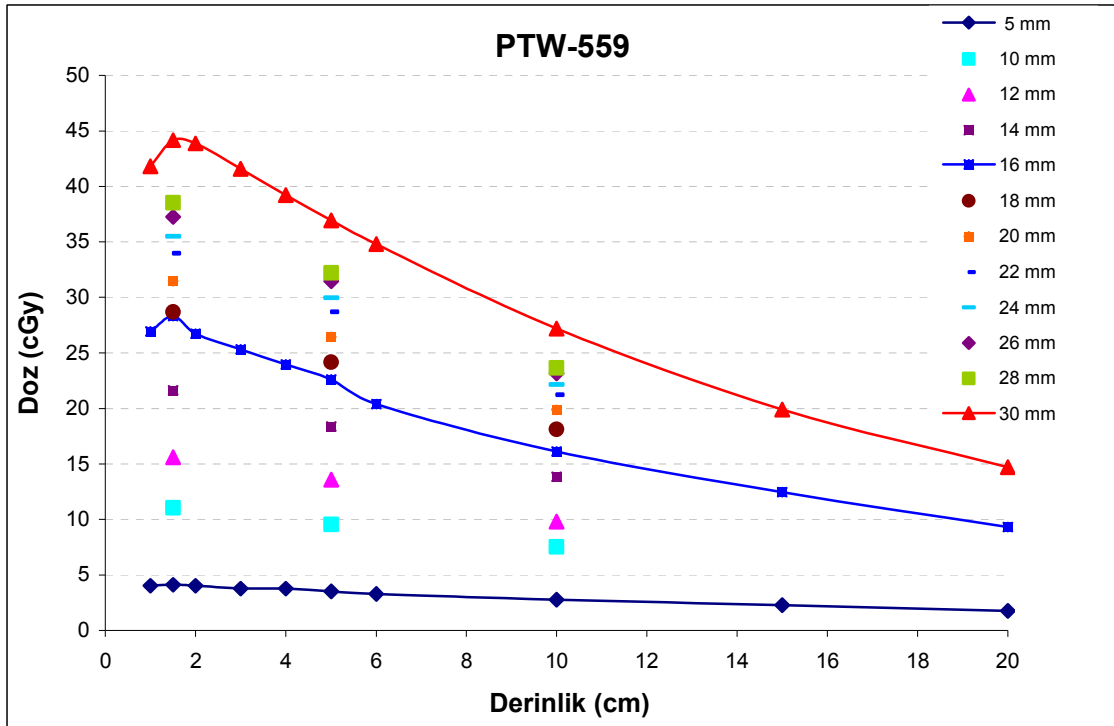


Şekil 4.15. 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleriyle d_{max} derinliğinde TLD kullanılarak 4x4, 5x5, 6x6, 7x7 ve 8x8 cm²’lik alan boyutlarında ölçülmüş doz değerleri

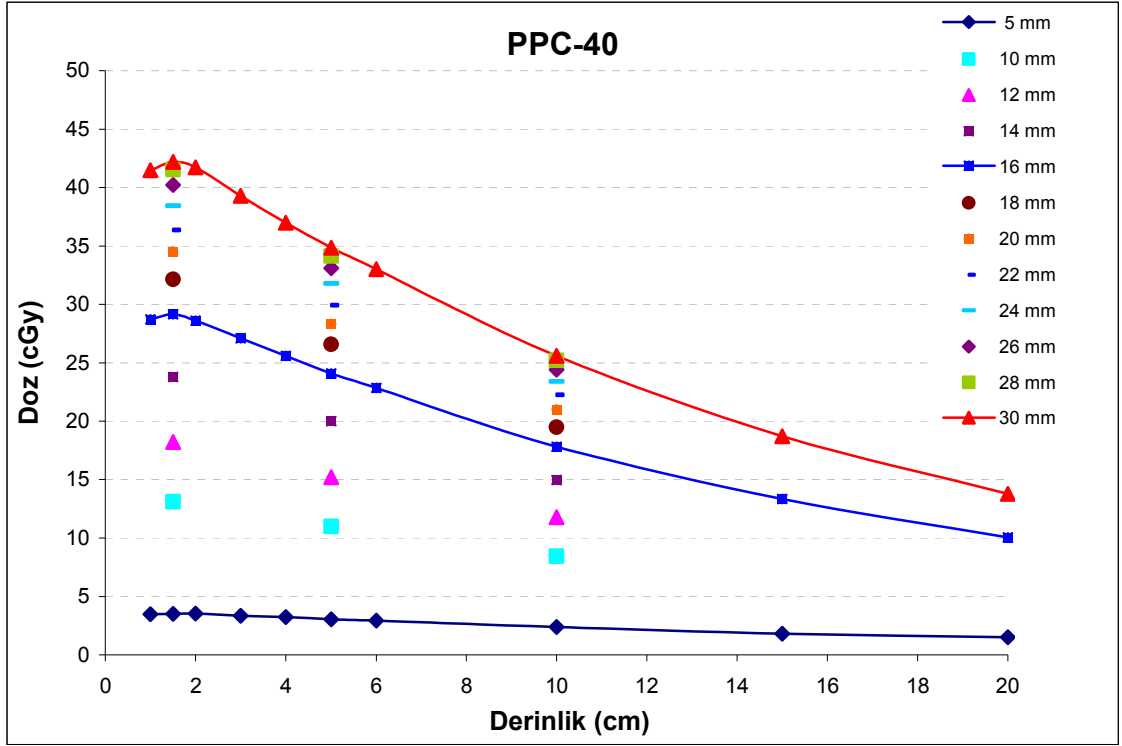
4.4. İyon Odası Ölçümleri

Şekil 4.16, 4.17 ve 4.18’de sırasıyla PTW-559, PPC-40 ve PTW-1305 iyon odaları kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar yer almaktadır. Sadece 5, 16 ve 30 mm’lik kolimatörlerde fazla sayıda ölçüm alınmıştır. İyon odalarının hacimleri sırasıyla 0,6 cc, 0,4 cc ve 0,125 cc’dir. Küçük alanlarda daha büyük hacimli iyon odaları ile ölçüm yapılırken elektronik dengenin sağlanamaması nedeniyle daha düşük dozların okunması beklenmektedir. Bu çalışmada PTW-559, PPC-40, PTW-1305 iyon odalarının Derin Doz eğrilerinin değerlendirilmesinde Gotoh *et al.* (1996), makalelerinde bu çalışmanın benzeri bir sonuç elde etmişlerdir. Kullanılan iyon odalarından en büyük hacimli olan PTW-559 ile yapılan ölçümlerde özellikle 5 mm’lik radyocerrahi kolimatörü için doz maksimumunda 4,1 cGy’lik doz ölçülmüştür. Radyocerrahi kolimatörü çapının artmasıyla küçük hacimli iyon odasında elektronik denge daha küçük alanlarda sağlanmış ve diğerlerine göre daha yüksek doz değerleri elde edilmiştir. En yüksek hacimli iyon odasında elektronik dengenin sağlanabilmesi için ise daha büyük alanlarda ışınlamalara ihtiyaç vardır. 0,6 cc hacimli PTW-559 iyon

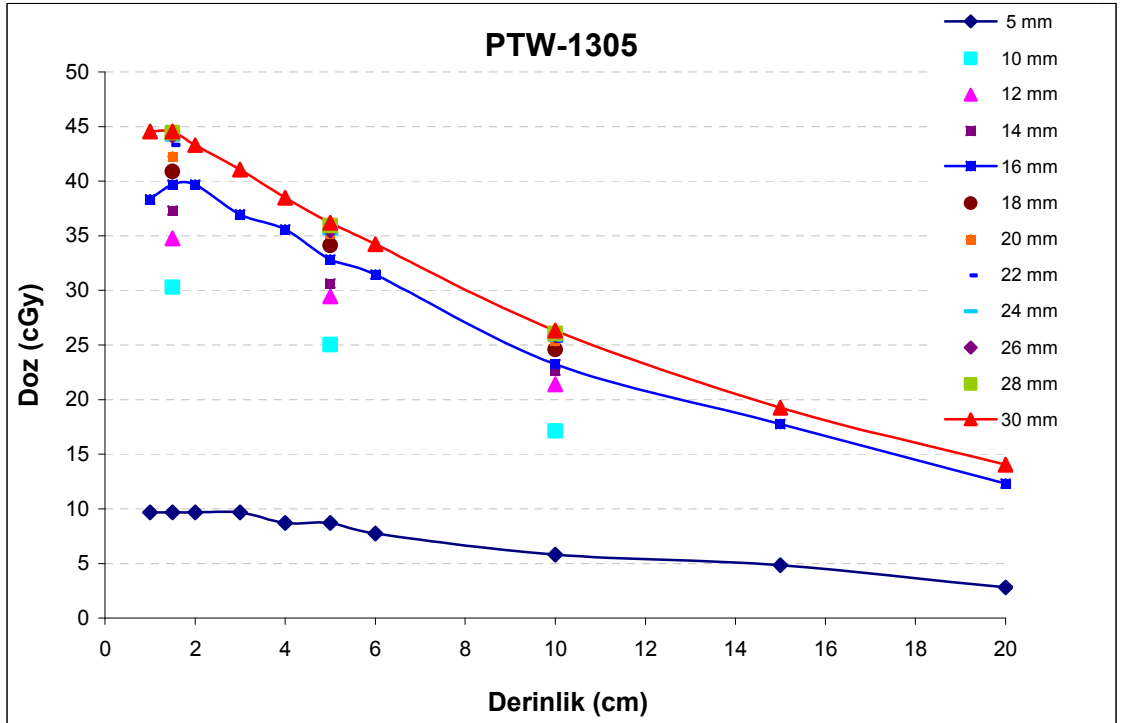
odası ve 0,4 cc hacimli PPC-40 iyon odasının hacmi PTW-1305 iyon odasının hacmine göre çok büyük olduğundan küçük radyocerrahi alanlarının ölçümü için uygun değildir. Serago ve arkadaşları da (1992) küçük alan dozimetresi için kullanılan konvansiyonel dedektörlerden özellikle Farmer tipi iyon odasının küçük alan dozimetresi için uygun olmadığını göstermiştir. Ölçüm sonuçlarına göre üç iyon odası okumalarındaki farkın 30 mm çaplı radyocerrahi kolimatörleri için azaldığı görülmüştür. Radyocerrahi dozimetresi için bu üç iyon odası arasında hacmi en küçük (0,125 cc) olan PTW-1305 iyon odasının en uygun olduğu belirlenmiştir.



Şekil 4.16. PTW-559 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar

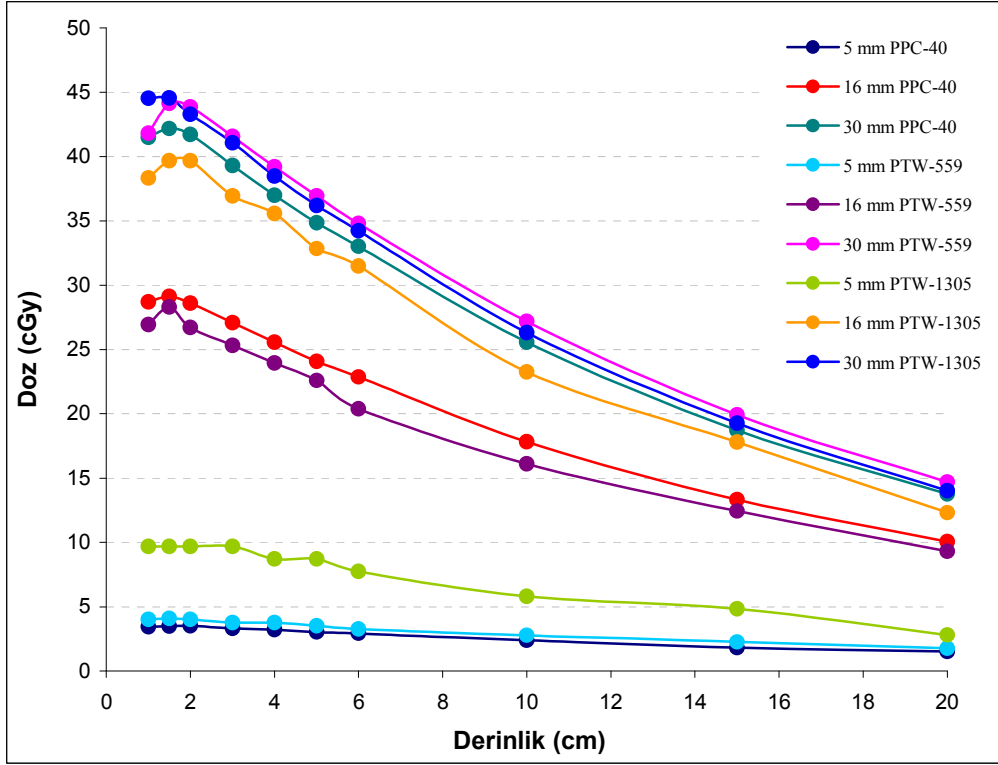


Şekil 4.17. PPC-40 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar



Şekil 4.18. PTW-1305 iyon odası kullanılarak tüm radyocerrahi kolimatörleriyle ölçülmüş derin dozlar

Şekil 4.19’da üç iyon odasıyla 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak elde edilen derin dozların karşılaştırılması verilmiştir. İyon odaları ile ilgili yukarıda verilen tartışma Şekil 4.19’da daha iyi görülmektedir.

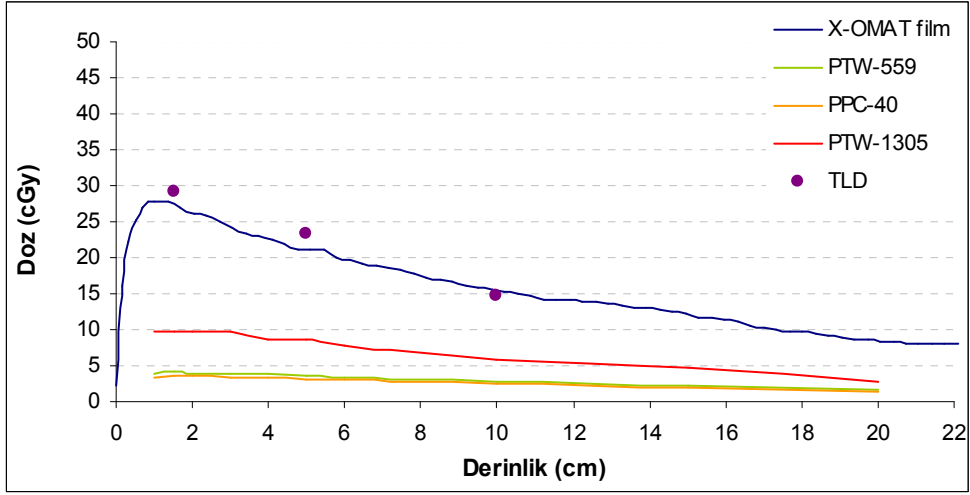


Şekil 4.19. PPC-40, PTW-1305 ve PTW-559 iyon odalarıyla 5,16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak 1, 1.5, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 15 ve 20 cm derinliklerinde ölçülmüş derin dozların karşılaştırılması.

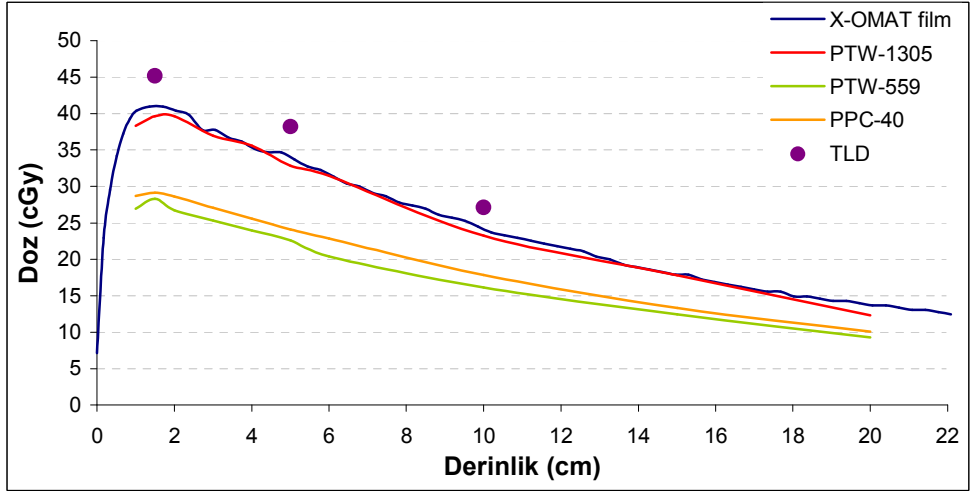
4.5. Dozimetre Sistemlerinin Karşılaştırılması

Dozimetre sistemlerinin karşılaştırılması $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ’lik ikincil kolimatör sabit tutularak 5, 16 ve 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak derinliğe bağlı film, TLD-100 ve iyon odaları kullanılarak ölçülen mutlak doz değerleri ile yapılmıştır. Su fantomunun göreceli doz okumaları vermesi nedeniyle dozimetre sistemlerinin karşılaştırılması yapılırken su fantomu sonuçları değerlendirilmeye alınmamıştır.

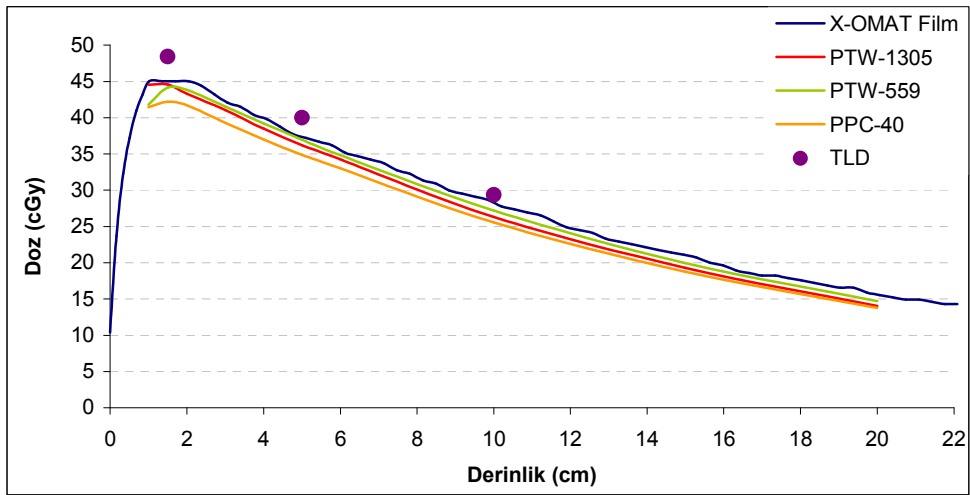
Şekil 4.20’de 5×5 ’lik ikincil kolimatör alanında 5, 16, 30 mm’lik radyocerrahi kolimatörleri kullanılarak film, TLD-100 ve iyon odaları ile alınan derinliğe bağlı doz ölçüm değerleri.



(a)



(b)



(c)

Şekil 4.20. Film, TLD, PTW1305, PTW-559 ve PPC-40 iyon odalarının a) 5 mm, b) 16 mm c) 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörleri için derinliğe bağlı doz değerlerinin karşılaştırılması

5. SONUÇ

Son yıllarda beyin lezyonlarının tedavisi için Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahinin kullanımı hızla yaygınlaşmıştır. Sterotaktik Radyocerrahi ameliyat edilemeyen lezyonların tedavisinde kullanılır. Radyocerrahide en fazla 3 cm çaplı lezyonlar dar radyasyon demetleri kullanılarak tedavi edilir. Bu dar radyasyon demetleri, 5 mm ile 30 mm çapı arasında değişen özel radyocerrahi kolimatörleri ile sağlanır. Kolimatör seçimi lezyonun boyutuna bağlı olarak Radyasyon Onkoloğu ve medikal fizikçi tarafından belirlenir.

Radyocerrahi dozimetrisi alan boyutlarının çok küçük olmasından dolayı önemlidir. Hedef hacme yüksek doğrulukla ölçülmüş dozun verilmesi ve bunun için de doğru dozimetre sistemiyle ölçüm yapılması ve dozimetrik parametrelerin doğru olarak belirlenmesi gerekir. Birçok konvansiyonel dozimetre sistemi, küçük alanlarda bu parametrelerin ölçülmesi için uygun değildir. Çünkü 30 mm'den küçük bu alanların boyutları iki yönden problem oluşturur. İlki merkezi ekseninde ölçüm yapılırken dedektörün sonlu boyutlu olması ve dozun merkezden çevreye doğru önemli ölçüde azalabileceği için lateral elektronik dengenin yokluğu ölçülen değer doğruluğunu güçleştirmektedir. Bu etkinin azaltılması için küçük çaplı dedektör kullanılmalıdır. İkincisi merkezi eksenden uzakta ölçüm alınırken büyük doz değişimleri mevcuttur ve dedektör bu değişimleri yeterli oranda algılayamayabilir. Yüksek ayırma gücü elde etmek için de küçük dedektörler gereklidir.

Bu tez çalışmasında Nucletron marka su fantomunda 0,12 cc hacimli iki iyon odası, X-OMAT Radyografik film, TLD dozimetreler, 0,125 cc hacimli PTW-1305 ve 0,6 cc hacimli PTW-559 silindirik iyon odaları ve 0,4 cc hacimli PPC-40 paralel levhalı iyon odası kullanılarak sterotaktik radyocerrahi alanları demet profilleri, yüzde derin dozlar ve derinliğe bağlı mutlak dozlar farklı dozimetre sistemleri kullanılarak ölçülmüştür. Bu tez çalışmasında özellikle lateral elektronik dengenin tamamlanmadığı küçük alanlardaki ölçümün doğrulukla belirlenmesi ve dar x-ışını demetleri için doz ölçümünü tanımlamak hedeflenmiştir.

Demet profili, bir ortamda iyon odası ile ölçülen, merkezi eksene dik bir doğrultuda aynı derinlik boyunca dozun mesafe ile değişimini veren eğrilerdir. Merkezi eksene dik doğrultuda alanın bir kenarından diğerine doz, demet-kolimatör sistemine ve düzleştirici filtre tasarımına bağlı olarak farklılık gösterebilir. Dozun alanın bir kenarından diğerine ne kadar değiştiğini belirlemek için demet profilleri kullanılır.

Radyasyon demetinin bir ortamdan geçerken maddenin atom ve molekülleri ile etkileşerek enerjisini ona aktarması ve soğurulması sonucu radyasyon ortamda ilerlerken giderek enerjisini kaybeder ve doz derinlikle değişir. Bu değişimi belirlemek için derin doz kavramı tanımlanmıştır. Derin Doz, demet enerjisiyle artar. Bu artış, demet giriciliğinin artması demektir. Derin dozun alan bağımlılığı saçılan elektron ve fotonlardan dolayı ortaya çıkar. Alan büyüklüğü artarken saçılan radyasyonun soğurulan doza katkısı artar. Saçılan dozdaki bu artış, büyük derinliklerde fantom saçılmasının da katkısıyla d_{max} 'takinden daha büyük olacağından derin doz artan alan büyüklüğüyle artar. Alan büyüklüğüne bağlı derin dozda ki bu artış demet kalitesine yani enerjiye bağlıdır. Derin doz eğrileri, merkezi eksen doğrultusunda su ya da eşdeğeri bir ortamda ölçülen ve dozun derinlikle değişimini veren eğrilerdir.

Sınırlı alan dozimetrisinde alan boyutları küçük olduğundan dolayı soğurulmuş dozun ölçümü zordur. Çünkü radyocerrahi de kullanılan alan boyutları konvansiyonel ışınlamalarda kullandığımız alanlardan çok küçüktür. Radyocerrahide dozimetrik parametrelerin ölçümü için kullanılan dedektörler demet yarıçapından çok daha küçük olmalıdır. Konvansiyonel dedektörler örneğin farmer tipi iyon odası küçük radyasyon alanlarında doğru dozu ölçmek için oldukça büyüktür. Çünkü dar demetler için kenar elektronik dengeyi saptamak mümkün değildir. X-ışını filmi mükemmel bir ayırma gücüne sahip olduğundan dolayı küçük alanlarda doz ölçümleri için uygun bulunmuştur. Küçük alanlarda standart iyon odaları çok büyük kalmaktadır. Küçük alanlarda yatay elektronik dengenin eksikliğinden dolayı dozimetri işlemi karmaşık bir hale gelmektedir. Yapılan bir çok çalışma sonucu çok küçük alan dozimetresi için ideal dedektörün olmadığını göstermiştir.

Çalışma sonucunda Serago *et al.* (1992) tarafından ortaya konan sonuca benzer olarak küçük alan dozimetresi için kullanılan konvansiyonel dedektörlerden Farmer tipi iyon odasının küçük alan dozimetresi için uygun olmadığı görülmüştür. Bununla beraber film yüksek ayırma gücüne sahip olması ve TLD'ler küçük kesitli olmalarından dolayı küçük alan boyutlarında dozu belirlemek için uygun bulunmuştur.

Dar Radyocerrahi demetlerinin dozimetrisinde kullandığımız PTW-559, PPC-40 ve PTW-1305 iyon odalarından hacmi en küçük (0,125 cc) olan PTW-1305 iyon odası küçük alan ölçümlerinde elektronik dengenin sağlanması nedeniyle dozu en iyi belirlemiştir. Kullanılan iyon odalarından PTW-559 ve PPC-40'ın özellikle 5 mm'lik üçüncül radyocerrahi kolimatörlerinin ölçümünde eksik doz okuduğu, kolimatör çapı arttıkça bu farkın azaldığı ve ancak 30 mm'lik kolimatörler için PTW-559'un uygun bir dozimetre sistemi haline geldiği belirlenmiştir. 5 mm'lik radyocerrahi kolimatör için aynı soğurulan doza karşılık bu iyon odalarının kullanılmasıyla 1,5 (d_{max})'de ölçülen doz değerleri 3,50 cGy (0,4 cc hacimli PPC-40); 4,10 cGy (0,6 cc hacimli PTW-559) ve 9,69 cGy (0,125 cc hacimli PTW-1305) bulunmuştur. Aynı ölçümler 16 mm'lik radyocerrahi kolimatörü için aynı derinlikte yapıldığında sırasıyla 29,13 cGy, 28,31 cGy, 39,68 cGy olarak bulunmuştur. Tüm iyon odalarının yeterli doğrulukta ölçüm yapabildiği 30 mm'lik radyocerrahi kolimatörü için aynı ölçümler yapıldığında ölçülen doz değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Doz değerleri sırasıyla 42,19 cGy, 44,15 cGy ve 44.57 cGy bulunmuştur.

Kullanılan bütün dozimetre sistemlerinde ikincil kolimatör alan açıklığının doza belirgin bir katkısının olmadığı görülmüştür.

Radyoterapide klinik uygulamalarda mutlak doz ölçümü elektrometre ve iyon odalarının kullanımı ile yapılır. Radyasyon demetinin gerektirdiği özellikte iyon odaları kullanılır. Radyocerrahi uygulamaları için radyasyon demetlerinin dar oluşu iyon odalarının seçimini daha da önemli hale getirir. Yapılan bu çalışma çapı 30 mm'den daha dar olan radyasyon demetlerinin dozimetresi için mutlaka standart olarak kullanılan 0,6 cc'den çok daha küçük hacimli iyon odalarının kullanılması gerekliliğini ortaya koymuştur.

KAYNAKLAR

- Al-Najjar, W.H., Prasad, S.G., Parthasaradhi, K., Bloomer, W.D. and Nanda, R.K. 1998. Dosimetric Aspects of Small Circular Fields Of 10 Mv Photon Beam. *Medical Dosimetry*, 23(1); 39-42.
- Duggan, D.M. and Coffey, C.W. 1998. Small Photon Field Dosimetry for Stereotactic Radiosurgery. *Medical Dosimetry*, 23(3); 153-159.
- Gotoh, S., Ochi, M., Hayashi, N. and Matsushima, S. 1996. Narrow Photon Beam Dosimetry For Linear Accelerator Radiosurgery. *Radiotherapy and Oncology*, 41; 221-224.
- Heydarian, M., Hoban, P.W. and Beddoe, A.H. 1996. A Comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Physics in Medicine and Biology*, 41; 93-110.
- Khan, F.M. 2003. *The Physics Of Radiation Therapy*. Williams&Williams, 560, USA.
- Knoll, G.F. 2000. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley&Sons, 796, USA.
- Lee, H.R., Pankuch, M. And Chu, J.C. Evaluation and characterization of parallel plate microchamber's functionalities in small beam dosimetry. *Medical Physics*, 29(11); 2489-2496.
- Madcalse, P., Kron, T. and Hoban, P. 2002. *The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators*. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wisconsin.
- Paskalev, K.A., Seuntjens, J.P., Patrocino, H.J. and Podgorsak, E.B. 2003. Physical Aspects of Dynamic Stereotactic Radiosurgery With Very Small Photon Beams. *Medical Physics*, 30(2); 111-118.
- Prasad, S.G., Parthasaradhi, K., Rosiers, C.D., Bloomer, W.D. and Lacombe, M.A. 1997. Dosimetric Analysis and Clinical Implementation of 6 Mv X-Ray Radiosurgery Beam. *Medical Dosimetry*, 22(2); 127-133.
- Rice, R.K., Hansen, J.L., Svensson G.K. and Siddon, R.L. 1987. Measurement of Dose Distributions in Small Beams of 6 MV X-Rays. *Physics in Medicine and Biology*, 32(9); 1087-1099.
- Robar, J.L. and Clark, B.G. 1999. The Use Of Radiographic Film For Linear Accelerator Stereotactic Radiosurgical Dosimetry. *Medical Physics*, 26(10); 2144-2150.
- Serago, C.F., Houdek, P.V., Hartmann, G.H., Saini, D.S., Serago, M.E. and Kaydee, A. 1992. Tissue Maximum Ratios (And Other Parameters) Of Small Circular 4, 6, 10, 15 and 24 Mv X-Ray Beams for Radiosurgery. *Physics in Medicine and Biology*, 37(10); 1943-1956.
- Vach, Y.W., Chung, W.K., Park, K.R., Lee, J.Y., Lee, Y.H., Kwon, O. and Kim, S. 2001. The Properties of The Ultramicrocylindrical Ionization Chamber for Small Field Used In Stereotactic Radiosurgery. *Medical Physics*, 28(3); 303-309.
- Zhu, X.R., Allen, J.J., Shi J. and Simon, W.E. 2000. Total Scatter Factors And Tissue Maximum Ratios For Small Radiosurgery Fields: Comparison Of Diode Detectors, A Parallel-Plate Ion Chamber And Radiographic Film. *Medical Physics*, 27(3); 472-477.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : **Hande BAŞ**
Doğum Yeri : **Edirne**
Doğum Tarihi : **17.10.1979**
Medeni Hali : **Bekar**
Yabancı Dili : **İngilizce**

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Edirne Süper Lisesi
Lisans : Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

2002-2005 Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Bölümü
2005- Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisi Bölümü

Yayınları (SCI ve diğer)