

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

**CYBERKNİFE ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI
CİHAZINDA kV GÖRÜNTÜ ALMA SIKLIĞININ TÜM VÜCUDUN
ALDIĞI RADYASYON DOZUNA ETKİSİ**

Abdülmeçit CANBOLAT

**Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2012

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

CYBERKNİFE ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI
CİHAZINDA kV GÖRÜNTÜ ALMA SIKLIĞININ TÜM VÜCUDUN
ALDIĞI RADYASYON DOZUNA ETKİSİ

Abdulmecit CANBOLAT

Radyoterapi Fiziği Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. A. Faruk ZORLU

ANKARA

2012

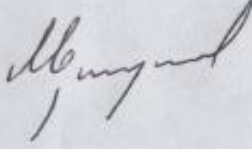
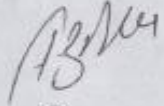

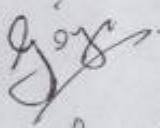
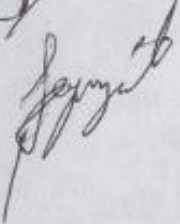
Program: Radyoterapi Fiziği

Tez Başlığı: Cyberknife Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı Cihazında kV Görüntü Alma Sıklığının Tüm Vücudun Aldığı Radyasyon Dozuna Etkisi

Öğrenci Adı-Soyadı: Abdulmecit Canbolat

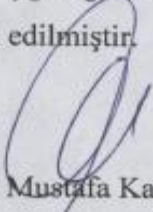
Savunma Sınavı Tarihi: 28.09.2012

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	<i>Prof. Dr. Murat Gürkaynak</i>	
	<i>H.Ü. Tıp Fakültesi</i>	
Tez danışmanı:	<i>Prof. Dr. A. Faruk Zorlu</i>	
	<i>H.Ü. Tıp Fakültesi</i>	
Üye:	<i>Prof. Dr. Mustafa Cengiz</i>	
	<i>H.Ü. Tıp Fakültesi</i>	
Üye:	<i>Prof. Dr. Gökhan Özyiğit</i>	
	<i>H.Ü. Tıp Fakültesi</i>	
Üye:	<i>Doç. Dr. Şeyda Çolak</i>	
	<i>H.Ü. Mühendislik Fakültesi</i>	

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Mustafa Kadri Altundağ
Müdür

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Faruk Zorlu'ya,

Anabilim Dalında görevli hocalarım, Sayın Prof. Dr. Fadıl Akyol' a, Sayın Prof. Dr. Murat Gürkaynak' a, Sayın Prof. Dr. Mustafa Cengiz' e, Sayın Prof. Dr. Ferah Yıldız' a, Sayın Prof. Dr. Gökhan Özyiğit' e,

Öğrenciliğim boyunca bana her zaman destek veren, bilgilerini paylaşan, bana yol gösteren Sayın Hayati Aytaç' a, Sayın Talip Yolcu' ya, Sayın Ali Doğan' a, Sayın Demet Yıldız' a, Sayın Mehmet Ertuğrul Ertürk' e, Sayın Yiğit Çeçen' e,

Tez çalışmam esnasında verdikleri destekten dolayı sevgili dostlarım Fazlı Yağız Yedekçi ve Hüseyin Kıvanç' a,

Çalışmamda kullanılan sistemlerin temini için maddi destek sağlayan Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar birimine,

Hayatımın her aşamasında beni destekleyen ve yanımda olan eşime, aileme ve arkadaşlarıma,

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET

CANBOLAT, A. CyberKnife® Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı Cihazında kV Görüntü Alma Sıklığının Tüm Vücudun Aldığı Radyasyon Dozuna Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2012. Bu çalışmada CyberKnife® cihazına ait görüntüleme sistemlerinden gelen doz katkısı incelendi. X-ışını tüplerinin dört farklı enerji ve pozlama (mAs) parametreleri için görüntü başına dozlar ölçüldü. Bu dozlar Alderson Rando fantomun yüzeyine TLD ve Gafkromik film yerleştirilerek ölçüldü ve birbirleriyle karşılaştırıldı. Ölçüm sistemlerinin duyarlılığını arttırmak için her ölçüm 40 ve 80 görüntü alınarak tekrarlandı ve tek bir görüntü dozu elde edildi. Görüntü sayısındaki iki katlık artışa karşı ölçüm sistemlerinin duyarlılığı incelendi. 90 kV enerji ile alınan TLD ölçümlerinde görüntü başına dozlar 10 ve 90 mAs için sırasıyla 0.12 ve 0.82 mGy' dir. 120 kV enerji ile alınan TLD ölçümlerinde görüntü başına dozlar 10 ve 90 mAs için sırasıyla 0.41 ve 2.68 mGy' dir. 90 kV enerji ile alınan Gafkromik film ölçümlerinde görüntü başına dozlar 10 ve 90 mAs için sırasıyla 0.17 ve 0.84 mGy' dir. 120 kV enerji ile alınan Gafkromik film ölçümlerinde görüntü başına dozlar 10 ve 90mAs için sırasıyla 0.46 ve 2.73 mGy' dir. Her iki ölçüm sisteminde de enerji arttıkça görüntü başına doz değerleri artmaktadır. Görüntü sayısı iki kat arttığında elde edilen görüntü başına doz değerlerinde anlamlı fark yoktur. Kullanılan ölçüm sistemleri düşük dozlara duyarlı cevap vermektedir. Gafkromik filmin uzaysal çözünürlüğü daha iyi olması ve doku eşdeğeri olmasından dolayı TLD ölçümlerinden daha yüksek değerler elde edilmiştir. Bu fark düşük enerjilerde daha belirgindir. Ölçümlerde mAs değerinin üç kat artması görüntü başına doz değerlerinde ortalama 2.45 (2.54-2.32) katlık bir artışa sebep olmaktadır. Sonuç olarak, X-ışını görüntülemesinden kaynaklı yüzey dozu, kV ve mAs parametrelerine bağlıdır. Gerekli görüntü sayısı hastalık bölgesinin yeri ve CKS tedavi seçeneklerine göre, yani nefes

(Synchrony Solunum Takibi), omur kemikleri (Xsight Omurga Takibi), ve kranial kemiklerin (6D-Skull Takibi) takibi ile değişir. Bölümümüzde, hasta için kullanılan kümülatif gerçek zamanlı görüntü sayısı genellikle 40 ile 150 aralığında değişmektedir. Bu durum görüntüleme işlemi tarafından oluşan ek yüzey dozunun dikkate alınması gerektiğini gösterir. Bu nedenle, görüntü kalitesinden ödün vermeden optimum düşük tüp parametreleri kullanarak, tedavinin kalitesinden ödün vermeden az sayıda görüntü kullanılması düşüncesindeyiz.

Anahtar Kelimeler: X-ışını tüpü, Görüntüleme dozu, Cyberknife®, Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B, Tez Destekleme (1 05 A 101 009 ve 011 D07 101 010).

ABSTRACT

CANBOLAT, A. The Effect of Kilovoltage (kV) Imaging Frequency on Total Body Integral Dose at CyberKnife® Robotic Arm Linear Accelerator Machine, Radiotherapy Physics Program of Oncology Institute at Hacettepe University, Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2012. In this study, dose contribution result from the imaging systems for CyberKnife® were analyzed. Dose per image values were measured for four different energy and exposure (mAs) parameters. These doses were measured and compared with each other by placing TLD and Gafchromik film on the Alderson Rando phantom surface. To increase the precision of measuring systems, each measurement was repeated two times on 40 and 80 image sets, and a single image dose was obtained. The sensitivity of measurement systems were evaluated against two-fold increase in the number of the images. Doses per image for TLD measurements taken by 90 kV energy are 0.12 and 0.82 mGy, respectively, for 10 and 90 mAs. For 120 kV energy, these values are 0.41 and 2.68 mGy, respectively, for 10 and 90 mAs. Doses per image for Gafchromic film measurements taken by 90 kV energy are 0.17 and 0.84 mGy, respectively, for 10 and 90 mAs. For 120 kV energy, these values are 0.46 and 2.73 mGy, respectively, for 10 and 90 mAs. The dose per image values, for both measurement systems, were increasing in case of the energy increase. When the energy was increased, the dose per image values were getting closer to each other. No significant change in dose per image even if the number of images were doubled. Measurement systems responded more sensitively in low doses. The higher values were obtained from measurements of the Gafchromic film because of the spatial resolution and the tissue equivalent was better than the TLD. This difference was more pronounced in low energies. The dose per image for each energy increased with the factor of 2.45 (2.54-2.32) while shifting the mAs parameter with the factor of three. As a result, the surface dose of X-ray imaging depends on the

parameter couple kV and mAs in CKS. The number of required image for each case varied with the location of a disease and CKS treatment options, i.e. breath (Synchrony Respiratory Tracking), vertebra bones (Xsight Spine Tracking), and cranial bones (6D-Skull Tracking) tracking. For our department, cumulative real-time images used for patient has changed in the range of 40 and 150. This situation revealed the requirement of consideration of additional surface dose exposed by imaging process. Therefore, while we choose the optimal lowest tube parameters without compromising from the quality of imaging, also we use minimum number of images without compromising from the quality of treatment.

Key Words: X-ray tube, Imaging dose, Cyberknife[®], Image Guided Radiotherapy

Supported by H.Ü.B.A.B, MSc Thesis Grant (1 05 A 101 009 and 011 D07 101 010).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1 StereotaktikRadyocerrahi	2
2.2 Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar	3
2.3 Radyografik Görüntüleme	5
2.4 Yüklü Parçacık Dengesi	6
2.5 Kavite Teorileri	6
2.6 Bragg-GrayKavite Teorisi	6
2.7 İyon Odaları	7
2.8 TermolüminesansDozimetri	7
2.8.1 Termolüminesans	7
2.8.2 Işıma Eğrisi	9
2.8.3 Azot Gazı	10
2.8.4 Genel Özellikler	10
2.8.5 TLD Uygulama Alanları	11
2.9 Film Dozimetri	12
2.9.1 Radyokromik Film	12

3. GEREÇ ve YÖNTEM	14
3.1 ARAÇ - GEREÇ	14
3.1.1 Accuray Marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi	14
3.1.2 X-Işını Tüpleri	15
3.1.3 Amorf Silikon Dedektörler	16
3.1.4 Elekta Synergy Platform Marka Lineer Hızlandırıcı	16
3.1.5 Varian Acuity Marka Dijital Simülatör Cihazı	17
3.1.6 PTW marka 30013 0.6 cc İyon Odası	18
3.1.7 PTW marka Unidos Weblin elektrometre	19
3.1.8 Alderson Rando Fantom	20
3.1.9 LiF Termolüminesans Dozimetri	21
3.1.10 Harshaw TLD Okuyucu	22
3.1.11 PTW-TLDO TLD Fırını	22
3.1.12 PTW RW-3 Katı Su Fantomu	23
3.1.13 International Speciality Products Marka Gafkromik EBT Film	23
3.1.14 Epson Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı	24
3.2 YÖNTEM	25
3.2.1 TPR 20, 10	25
3.2.2 Acuity Simülatör Cihazında Elde Edilen Doz Eğrileri	26
3.2.2.1 TermolüminesansDozimetri (TLD) İçin Doz Eğrisi	26
3.2.2.2 Gafkromik EBT İçin Doz Eğrisi	26
3.2.3 AldersonRando Fantomun Simülasyonu	26
3.2.4 TermolüminesansDozimetri (TLD)	27
3.2.5 Gafkromik Film Kalibrasyonu	28
4. BULGULAR	29
4.1 TPR 20, 10	29

4.2 Acuity Simülatör Cihazında Elde edilen Doz Eğrileri	29
4.2.1 Radyografi Modda Doz Değerleri	29
4.2.2 Gafkromik EBT İçin Doz Eğrisi	30
4.2.3 TermolüminesansDozimetri (TLD) Doz Kalibrasyonu	31
4.2.4 Gafkromik Film Kalibrasyon Eğrisi	32
4.3 Farklı Tüp Parametrelerinde 80 Görüntü Alınarak Elde Edilen Değerler	33
4.4 Farklı Tüp Parametrelerinde 40 Görüntü Alınarak Elde Edilen Değerler	49
5. TARTIŞMA	65
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	71
7. KAYNAKLAR	73

SİMGELER VE KISALTMALAR

GKRT:	Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi
SRC:	Stereotaktik Radyocerrahi
SRT:	Stereotaktik Radyoterapi
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
YART:	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
SBRT:	Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
AVM:	Arterio Venöz Malformasyon
MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
ALARA:	As Low As Reasonably Achievable (Mümkün olan en az doz)
kV:	kilovoltaj
YPD:	Yüklü Parçacık Dengesi
PMT:	Foto Çoğaltıcı Tüp
TLD:	Termolüminesans Dozimetri
LiF:	Lityum Florür
TL:	Termolüminesans
OD:	Optik Densite
Gy:	gray
cGy:	santi gray
mGy:	mili gray
mAs:	mili-Amper-saniye
mA:	mili-Amper
ms:	mili-saniye
MeV:	milyon elektron volt
ÇYK:	Çok Yapraklı Kolimatör
YART:	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
EPG:	Elektronik Portal Görüntüleme
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine
PMMA:	Poli Metil Metakrilat

EBT:	Eksternal Beam Therapy (Eksternal Demet Tedavisi)
TPR:	Tissue Phantom Ratio (Doku-Fantom Oranı)
SAD:	Source Axis Distance (Kaynak-Yüzey Mesafesi)
keV:	kilo elektron volt
DRR:	Dijitally Reconstruction Radiography (Dijital Olarak Rekonstrükte Edilmiş Radyografi)
RCF:	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
ECC:	Element Kalibrasyon Faktörü
KYM:	Kaynak Yüzey Mesafesi
μC :	micro coulomb
CKS:	CyberKnife Sistemleri
IAEA:	International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerji Ajansı)
TRS:	Technical Report Series
CBCT:	Cone Beam Computed Tomography

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. TLD kristalinin enerji düzeyleri	8
Şekil 2.2. TLD parametreleri	9
Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan TLD100H için ışınma eğrisi	10
Şekil 3.1.1. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sisteminin Genel Görüntüsü	15
Şekil 3.1.2 CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemine Ait X-ışını Tüplerinin Genel Görüntüsü	16
Şekil 3.1.3. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemine Ait Amorf Silikon Dedektörlerin Genel Görüntüsü	16
Şekil 3.1.4. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı	17
Şekil 3.1.5. Varian Acuity marka dijital simülatör cihazı	18
Şekil 3.1.6. PTW 30013 Farmer İyon Odası	18
Şekil 3.1.7. PTW Unidos Elektrometre	19
Şekil 3.1.8. Alderson Rando Fantom	20
Şekil 3.1.9. TLD-100H silindirik yongaları	21
Şekil 3.1.10. Harshaw 3500 marka TLD okuyucu	22
Şekil 3.1.11. PTW-TLDO marka TLD fırını	23
Şekil 3.1.12. PTW marka RW3 katı su fantomu	23
Şekil 3.1.13. Gafkromik EBT filmin yapısı	24
Şekil 3.1.14. EPSON marka Expression 10000 XL model tarayıcı	25
Şekil 3.2.1. Alderson Rando Fantomu için ölçüm düzeneği	27
Şekil 4.1. Radyografik modda doz eğrisi	31
Şekil 4.2. Floroskopik modda doz eğrisi	32
Şekil 4.3. Gafkromik film kalibrasyon eğrisi	33
Şekil 4.4. 90kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	35

Şekil 4.5.	90kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği	37
Şekil 4.6.	100kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	39
Şekil 4.7.	100kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği	41
Şekil 4.8.	110kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	43
Şekil 4.9.	110kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği	45
Şekil 4.10.	120kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	47
Şekil 4.11.	120kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği	49
Şekil 4.12.	90kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	51
Şekil 4.13.	90kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği	53
Şekil 4.14.	100kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	55
Şekil 4.15.	100kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği	57
Şekil 4.16.	110kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	59
Şekil 4.17.	110kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği	61
Şekil 4.18.	120kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği	63
Şekil 4.19.	120kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği	65

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 3.1.1. PTW 30013 Farmer İyon Odasının Genel Özellikleri	19
Tablo 3.2.1. Alderson Rando Fantom üzerindeki ölçüm noktalarının konumları	27
Tablo 4.1. TPR 20,10 için ölçülen değerler	29
Tablo 4.2. BJR Supplement 25 ile bulunan TPR 20,10 bulgusunun karşılaştırılması	30
Tablo 4.3. Radyografik modda ölçüm değerleri	30
Tablo 4.4. Floroskopik modda ölçüm değerleri	31
Tablo 4.5. Doz değerlerine karşılık optik yoğunluk (OD) değerleri	33
Tablo 4.6. 90kV enerjisinde TLD değerleri	34
Tablo 4.7. 90kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	36
Tablo 4.8. 100kV enerjisinde TLD değerleri	38
Tablo 4.9. 100kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	40
Tablo 4.10. 110kV enerjisinde TLD değerleri	42
Tablo 4.11. 110kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	44
Tablo 4.12. 120kV enerjisinde TLD değerleri	46
Tablo 4.13. 120kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	48
Tablo 4.14. 90kV enerjisinde TLD değerleri	50
Tablo 4.15. 90kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	52
Tablo 4.16. 100kV enerjisinde TLD değerleri	54
Tablo 4.17. 100kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	56
Tablo 4.18. 110kV enerjisinde TLD değerleri	58
Tablo 4.19. 110kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	60
Tablo 4.20. 120kV enerjisinde TLD değerleri	62
Tablo4.21. 120kV enerjisinde Gafkromik film değerleri	64

1. GİRİŞ

Radyoterapide temel amaç hedef hacime istenen dozu verirken, hedef hacim çevresinde bulunan kritik organ ve dokuları istenmeyen radyasyon dozu düzeyinden korumaktır. Bunun için hedef hacmin doğru belirlenmesi çok önemlidir.

Stereotaktik Radyo Cerrahi/Terapi (SRC/SRT) çok küçük radyasyon alanlarının farklı noktalardan hedef hacime yönlendirildiği bir tedavi yöntemidir. Konvansiyonel tedavi yöntemlerinde uygulanan fraksiyon dozlarından daha yüksek dozlarda tedaviler uygulanır. Bu tür cihazlarda hedefin doğru takibi önemini arttırmaktadır.

Tümörlerin sabit olmaması, tedavi aralarında ve sırasında hareket etmeleri radyasyon onkolojisinin hızla gelişen bir tekniğini, Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi'yi (GKRT) oluşturmaktadır. GKRT, günlük görüntüleme tekniklerinin kullanılması ile tedavi sırasında tümörün gerçek boyutunun, yerleşiminin ve koordinatlarının doğru olarak belirlenmesine olanak sağlamaktadır. Tümörün daha iyi hedeflenmesinin yanında, yumuşak doku görüntülenmesi avantajı ile tümör ve normal dokular arasındaki zamana bağlı değişiklikler belirlenebilmektedir.

Genel olarak konvansiyonel tedavi yöntemlerinde, hedef hacim ve risk altındaki organlara belirli emniyet sınırları verildikten sonra tedavi planlanmakta ve tümör hareketlerinin geniş radyoterapi sahaları içerisinde kalması sağlanarak, tümör hareketleri dengelenmeye çalışılmaktadır. Geniş emniyet sınırlarının kullanılması durumunda gereğinden fazla sağlıklı doku radyasyona maruz kalmakta, radyoterapi komplikasyonlarında artış olabilmekte veya dar emniyet sınırları kullanıldığında hedefin istenen dozda ışınlanmaması riski ortaya çıkmaktadır. Tüm bunlara bağlı olarak tümörün kontrol olasılığı azalabilmektedir. GKRT tüm bu problemlerin çözümü olarak görülmektedir (1, 2).

Bu çalışmada CyberKnife® Robotik SRC/SRT cihazında hedef hacmin pozisyon doğrulaması için kullanılan kilovoltaj X-ışını tüpleri ile görüntü alma sıklığının tüm vücudun aldığı radyasyon dozuna etkisi AldersonRando fantom üzerinde farklı dozimetrik sistemler kullanılarak saptanması amaçlanmıştır. Ayrıca X-ışını tüplerinin farklı ışınlama parametrelerinde elde edilen doz değerleri incelenerek optimum görüntüleme parametreleri incelenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

Radyasyon onkolojisi bölümleri teknolojinin parçası olarak sürekli bir gelişme ve ilerleme göstermektedir. Bu teknolojik gelişmelerin radyasyon onkolojisinde belirgin bir şekilde olumlu etkileri olmaktadır. Işınlanacak hedef bölge ve normal dokuların doğru bir şekilde belirlenmesinin yanı sıra tedavi süresince bu yapıların doğru bir şekilde takip edilmesi gelişebilecek komplikasyonların önlenmesi açısından önem kazanmaktadır. Kinzie ve ark. yalnızca radyoterapi alan Hodgkin hastalıkta hastaların %33'ünde alan içi rekürrens olduğunu belirtmiş ve günlük görüntü alınmasını önermişlerdir (3). Oda-içi görüntüleme geçtiğimiz yüzyılın ortalarında genellikle film kullanılarak yapılıyordu, fakat son yıllarda bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle birlikte X-ışını tüpleri ve bilgisayarlı tomografi (BT) ile tedavi pozisyonunda; cihaz entegre sistemlerle gerçek zamanlı görüntüleme alınabilmektedir. Ayrıca son yıllarda Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Stereotaktik Vücut Radyoterapi (SBRT) gibi tedavi teknikleri ile konvansiyonel radyoterapiden uzaklaşan yüksek tedavi dozları ve agresif tedavi şemaları uygulanmaktadır. Bu tedavi teknikleri hedef lokalizasyonundaki belirsizlikleri en aza indirgemeyi gerektirir. Bu bağlamda GKRT hedef bölge hareket takibi ile emniyet sınırlarında azalma, günlük değerlendirme sonucu hedef hacimde değişiklik sağlama, daha agresif tedavi şemaları uygulayarak radyobiyojik etkinliği artırma, normal dokulardaki komplikasyon riskini azaltma gibi birçok amaca hizmet eder (2).

2.1 Stereotaktik Radyocerrahi

Radyoterapinin bir başka uygulanış yöntemi olan SRC ise özel bir eksternal radyasyon tedavi çeşididir. Kelime olarak "stereotaksi" sözcüğü Yunanca'dır ve üç boyutlu dokunma anlamına gelmektedir. SRC ilk kez 1951 yılında İsveçli beyin cerrahı Lars Leksell tarafından uygulanmaya başlanmıştır (4).

SRC' de klinik hedef konvansiyonel uygulamalara göre daha küçük emniyet sınırlarıyla, 1 ile 5 fraksiyonda yüksek radyasyon dozuyla ışınlanır. SRC' de yüksek doz tedavisi ışınlanan normal dokunun hacminin küçük olduğu durumlarda tolere

edilebilir. Radyobiyojik ve radyofiziksel çalışmalar lezyon büyüklüğünün maksimum 4 cm olduğunda bu koşulun sağlanabileceğini göstermiştir (5).

Radyocerrahi tedavi başarısını tümöral büyümenin durdurulması, damarsal anormalliğin tıkanması ve sinir yollarının seçilerek harap edilmesiyle sağlar. Fonksiyonel stereotaktik radyocerrahi ağrıyı ortadan kaldırmak, irade dışı titreme (tremoru) veya bayılma sıklığını azaltmak için kullanılmaktadır.

Dünyada stereotaktik uygulamalardaki en büyük deneyim metastatik beyin tümörleri üzerinedir. Diğer endikasyonlar ise AVM, menenjiom, akustik nöroma, hipofiz adenomları, glial tümörler ve trigeminal nevraljidir (5). Bu tecrübeler lineer hızlandırıcılarda ve Gamma knife cihazında yapılan uygulamalar sonucu oluşmuştur. Bütün bu kafa içi lezyon tedavilerinin yanısıra son yıllarda vücudun diğer bölgelerinde de radyocerrahi kullanılmaya başlanmıştır. Etkinliği gösterilen tedavi endikasyonları içinde omurga, akciğer ve karaciğerin metastatik ve primer tümörleri, pankreas ve prostat kanserleri sayılabilir.

Radyocerrahinin 3 ana hedefi vardır.

1. Hedefin üç boyutlu olarak tanımlanması.
2. Hedef dokuya yeterli dozda radyasyonun verilmesi.
3. Hedefi çevreleyen sağlıklı dokunun yüksek doz radyasyondan korunması.

2.2 Stereotaktik Radyocerrahi Uygulamalarında Kullanılan Cihazlar

Stereotaktik radyocerrahi günümüzde Co-60 gamma ışınıyla, X ışınıyla ve proton ışınıyla uygulanabilmektedir. En sık kullanılanlar X ışını ve gamma ışını ile yapılan stereotaktik radyocerrahi sistemleridir. Proton ışınını kullanan radyocerrahi sistemleri maliyetleri nedeni ile sınırlı sayıda merkezde kullanılmaktadır.

Gamma ışınıyla uygulanan stereotaktik radyocerrahi için üretilen ilk cihaz Elekta firmasının ürettiği Leksell Gamma Knife cihazıdır. Gamma Knife cihazında 201 adet radyoaktif Co-60 kaynağı bulunmaktadır. Hastanın kafatası stereotaktik çerçeve ve

dört vida yardımıyla sabitlenir. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), BT veya anjio görüntüleriyle hedef kitlenin uzaysal koordinatları belirlenir. Hedef kitle küçük hacimlere bölünür ve referans noktadan uzaklık değerleri kaydedilir. Bu bilgilere dayanılarak tedavi planı hazırlanır. Hastanın kafasına sabitlenen çerçeve otomatik pozisyon sistemine takılır. Bu küçük hacimlerin her biri 201 adet kaynaktan yayılan ışınların kesiştiği izomerkeze getirilerek hedef kitlenin istenen radyasyon dozunu alması sağlanır.

Gamma Knife cihazı tarihsel olarak üretildiği günden bu yana ihtiyaçlar doğrultusunda 3 defa yenilenmiştir. "leksell gamma knife 4", "leksell gamma knife 4C" ve "perfection" modelleri vardır. Bu cihaz yalnızca kafa içi tedavilerde kullanılmaktadır. Perfection modeliyle servikal 1 ve 2 nolu vertebraların da tedavileri de yapılabilmektedir. Yine gama radyasyon tipini kullanan bir diğer cihaz "American Radiosurgery" firmasının ürettiği "Rotating Gamma System GammaART-6000™"dir. Gamma knife ve lineer hızlandırıcı tabanlı stereotaktik radyocerrahi sistemlerinin özelliklerini taşıyan bu cihaz az sayıdaki kaynakları bir düzlemde hareket ettirilerek Leksell gamma knife benzeri bir doz dağılımı sağlanmaktadır.

Linak tabanlı radyocerrahi X-ışını kullanılarak yapılan radyocerrahi uygulamasıdır. Günümüzde iki farklı X-ışını radyocerrahisi uygulaması vardır;

1. Lineer akseleratör tabanlı SRC

2. CyberKnife® robotik radyocerrahi (Accuray Ina. Sunnyvale, CA, ABD)

Lineer hızlandırıcı tabanlı SRC değişik firmalarca üretilen konvansiyonel radyoterapide de kullanılan lineer hızlandırıcılara eklenen stereotaktik radyocerrahi malzemeleri ve radyocerrahi planlama programlarıyla uygulanır. Hastanın kafasına hareketini sınırlayıcı bir çerçeve takılır. Bu çerçeve sayesinde, hastaların planlama görüntüsünün alındığı andaki ve tedavi anındaki hareketsizliği sağlanır. Konvansiyonel lineer hızlandırıcılarının ürettiği X ışını demeti cihaz kafasının farklı açılarda ve farklı masa açılarında izomerkez çevresinde dönmesi ile hastaya uygulanır.

CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi radyocerrahi uygulamalarına iki önemli yenilik getirmiştir. Bunlardan biri hastanın kafasına takılan sabitleme çerçevesi kullanmaması ve izomerkezli olmayan bir lineer hızlandırıcı sistemine sahip olmasıdır. CyberKnife® Sistemi hedefi sabitlemek yerine yani kafayı inzavif yöntemlerle fikse etmek yerine hedefi izlemektedir. Bu hedef izleme işlemini radyolojik alt birimleriyle yapmaktadır.

2.3 Radyografik Görüntüleme

Radyografik görüntüleme klavuzluğu radyoterapide hasta pozisyonlama, hedef lokalizasyonu ve eksternal demet hizalamada yaygınlık kazanmıştır. Buna rağmen hastaya verilen doz yüksek olabilir ve bu dozun bilinmesi önem taşımaktadır. Mümkün olan en düşük doz ilkesine göre çalışılmalıdır (ALARA). Bu genel düşüncenin aksine tanısal görüntüleme ve GKRT yüksek seviyelerdeki tedavi edici dozlara ilave doz yükü bindirir. Görüntülemenin artırılması ile tedavi edici doz konformalitesinin geliştirilmesi arasında karşılıklı ilişki vardır. Bu sebepten dolayı radyoterapideki görüntüleme dozu görüntü klavuzluğundaki cerrahi işlemler ve rutin tanısal görüntülemeden daha farklı bir problem olmaktadır. Radyoterapide ihmal edilen görüntüleme dozları işlem sıklığı ve görüntü kalitesi nedeniyle GKRT ile daha fazla gündeme gelmiştir (1).

Diagnostik X-ışını görüntüleri daha az ışınlama ile portal görüntülemeden daha iyi kontrast sağlar ve hasta hazırlığı (setup) ve tedavi süresince takibinde kolaylık sağlar. Bunun sebebi diagnostik görüntülemede kullanılan kV enerjisidir. kV enerjisinde gelen demetin ortamla etkileşme olasılığı ortamın elektron yoğunluğuyla doğru orantılıdır (Z^3). Fotoelektrik olayın baskın olduğu bu enerjilerde kemik yapılar daha belirgin olacağından hasta setuplarının daha kolay ve hızlı olmasını sağlar (4).

2.4 Yüklü Parçacık Dengesi

Yüklü parçacık dengesi (YPD), dozimetrik ölçüm ve hesaplamalarda gerekli olan fiziksel nicelikler arasındaki ilişkinin kurulabilmesi için sağlanması gereken fiziksel koşuldur. YPD, soğurulan doz ile çarpışma kerması arasındaki ilişkinin kurulmasını sağlar. Ortamda belirli bir hacime giren yüklü parçacık türü ve enerjisine karşılık aynı hacminden çıkan yüklü parçacık türü ve enerjisinin aynı olması durumudur (6). Bu olay ortamın homojen olduğu ve dışarıdan herhangi bir elektrik veya manyetik alanın uygulanmadığı durumlarda sağlanabilir.

2.5 Kavite Teorileri

Ortamda soğurulan doz ölçümü yapmak için radyasyona duyarlı bir sistemin ilgilenilen noktaya yerleştirilmesi ile gerçekleştirilebilir. Genellikle kullanılan ölçüm sistemlerinin radyasyona hassas hacimleri, ölçüm alınacak ortamla aynı yoğunluğa sahip değildir. Kavite teorileri, dedektörün hassas hacminde soğurulan doz ile dedektörün bulunduğu ortamda soğurulan doz arasında ilişki kurulmasını sağlar. Kaviteler, iyonizan radyasyon tarafından hassas hacimlerinde oluşturulan ikincil elektronların menziline göre küçük, orta veya büyük olarak sınıflandırılırlar. Eğer ikincil elektronların menzili kavite boyutlarından çok daha büyükse kavite küçük olarak kabul edilir. Bragg-Gray ve Spencer-Attix teorileri küçük kaviteler ile ilgilidir (7).

2.6 Bragg-Gray Kavite Teorisi

Bragg-Gray teorisi ortaya atılan ilk kavite teorisidir. Bu teorinin geçerli olabilmesi için iki şartın sağlanması gereklidir.

a)Kavite, hassas hacminde oluşan ikincil elektronların menziline daha küçük olmalıdır. Bu durumda kavitenin varlığının yüklü parçacıkların davranışını değiştirmedeği kabul edilir.

b) Kavite hassas hacminde soğurulan doz, kaviteden geçen yüklü parçacıklardan kaynaklanır. Kavite içerisinde gerçekleşen foton etkileşimleri ihmal edilir.

İlk koşul sadece yüklü parçacık dengesinin olduğu bölgede gerçekleşse de aslında bir kavitenin varlığı her zaman pertürbasyona neden olacaktır ve bundan gelecek hatanın pertürbasyon düzeltme faktörüyle düzeltilmesi gerekmektedir. İkinci koşulda kavite içerisinde doz bırakan bütün elektronların kavite dışında oluştuğu ve kaviteden geçtiği dolayısıyla kavite içerisinde ikincil elektron oluşmadığı ve dışarıda oluşan hiçbir elektronun kavitede durdurulmadığı kabul edilir.

2.7 İyon Odaları

Pozitif ve negatif parçacıkların yüklendiği iki elektrot, gazdan izole edilen bir oda içine konumlandırılır. Oda içine düşürülen foton ışınları veya yüksek enerjili yüklü parçacıklar gaz moleküllerini iyonlaştırarak pozitif ve negatif iyonları oluşturur. Bu iyonlar iyon çifti olarak adlandırılır. Negatif iyonlar pozitif elektroda (anot), pozitif iyonlar negatif elektroda (katot) giderler. İyon hareketlerinin bu akımı “iyonizasyon akımı” adını alır ve iyon odalarının iyonizasyon oranları ile gösterilir. Elektrotların voltajı, sabit voltaj sistemi ile sağlanır. Bu voltaj “polarizasyon voltajı” diye adlandırılır.

İyon odaları özellikle elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının doğru ölçümü için uygundur. İyon odaları elektron ve foton demetlerinin neden olduğu iyonizasyonu doğru olarak ölçmek için kalibrasyon cihazları olarak kullanılır.

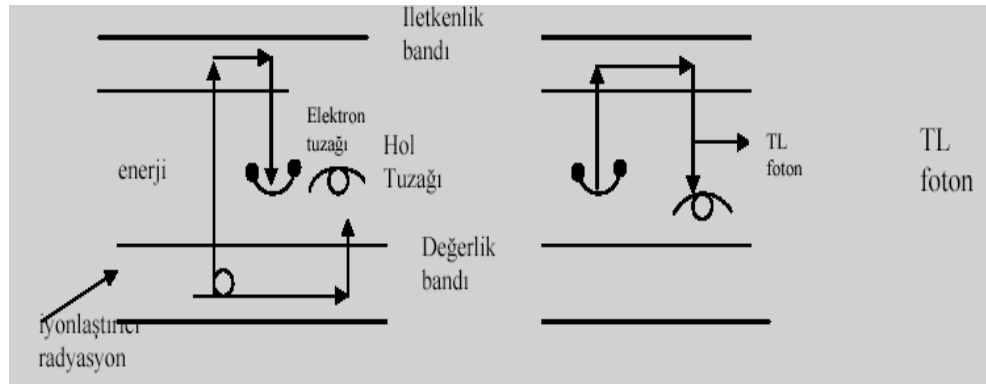
İyon odalarının duvar ve merkezi elektrot materyalleri genellikle plastik ve karbon gibi atom numaraları hava ve suya benzer maddelerden yapılır. İyon odalarının başlığı mümkün olduğu kadar ince, ancak elektron dengesini sağlamak için yeterli kalınlıkta üretilir.

2.8 Termolüminesans Dozimetri (TLD)

2.8.1 Termolüminesans

Maddenin yapısındaki safsızlıklardan dolayı değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji aralığında lokalize olmuş enerji seviyeleri bulunur. Bu enerji seviyeleri elektronlar için tuzak merkezlerini oluşturur.

Madde üzerine iyonize edici bir radyasyon geldiğinde değerlik bandındaki elektronlar aldıkları uyarma enerjisi nedeniyle iletkenlik bandına uyarılırlar. İletkenlik bandındaki elektronlar çarpışmalar nedeniyle enerjilerinin bir kısmını kaybederek değerlik bandına geri dönerken, iletkenlik bandının hemen altında çeşitli derinliklerdeki tuzaklara yakalanırlar. Bu tür geçişler değerlik bandının hemen üzerinde yer alan deşik (hole) tuzaklar için de mümkündür (Şekil 2.1). Tuzaklanan elektronların sayısı soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır. Oda sıcaklığında sığ tuzaklardaki elektronların bazıları iletkenlik bandına geri geçebilirler. Fakat derin tuzaklardaki elektronlar çok uzun süre burada kalabilirler. Madde ısıtıldığı zaman tuzaklardan kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları fazla enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayımlayarak geri verirler. Buna “termolüminesans” denir. Termolüminesans (TL) olayının gerçekleştiği maddelere TL ışığı (fosfor) denir (9).



a- Işınlama

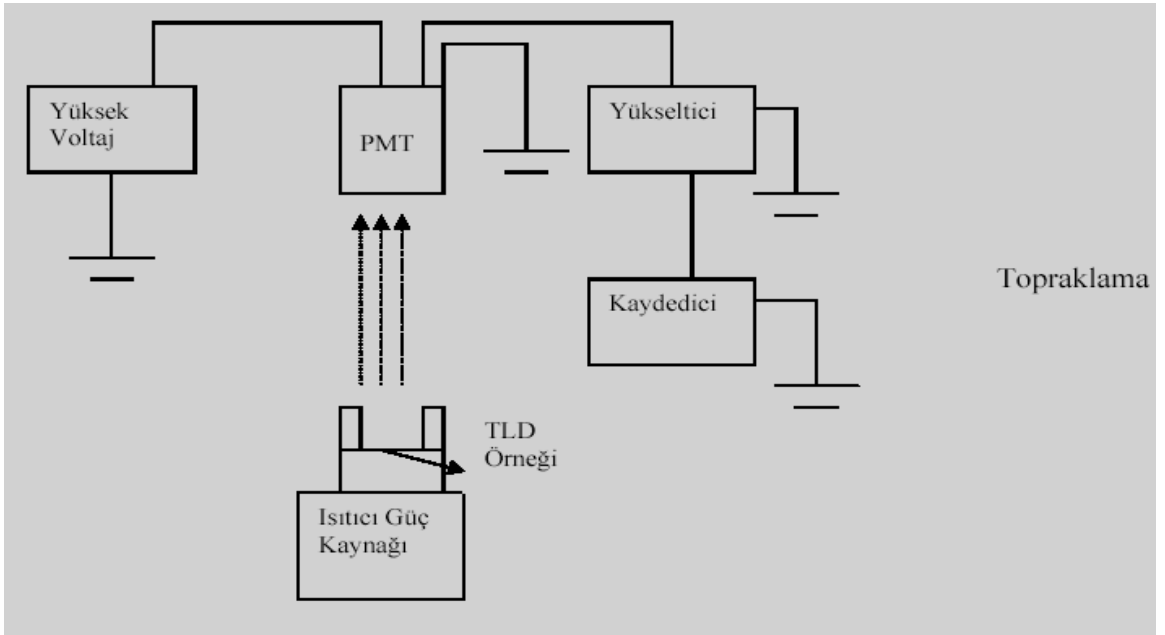
b- Isıtma

Şekil 2.1. TLD kristalinin enerji düzeyleri

TL çıkışının ölçüm parametresi Şekilde 2.2' de görülmektedir. Işınlanan TLD örneği ısıtılmaktadır. Soğurulan ışık fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ile ölçülmektedir. PMT bir elektrondan 10^6 tane elektron oluşturabilir, daha sonra ışık elektrik akımına çevrilir ve bu akım ölçülmekte ve kaydedilmektedir (4).

En çok kullanılan TLD kristali olan LiF' nin efektif atom numarası 8,2' dir. Yumuşak dokununki ise 7,4' tür. Klinik dozimetri için oldukça uygundur. LiF kristali tarafından soğurulan doz, yumuşak dokuda soğurulan doz gibidir.

TLD kalibre edilebilmekte ve buna göre bilinmeyen doz ölçülebilmektedir. Fakat TLD' nin daha önce maruz kaldığı etkilerden kurtulması gerekmektedir. Bunun için LiF ışınlanmadan önce standart olarak fırınlanmalıdır. Her TLD materyalinin farklı fırınlama sıcaklıkları vardır. TLD100H için bu $240^{\circ} C$ ' de 10 dakikadır.



Şekil 2.2. TLD parametreleri

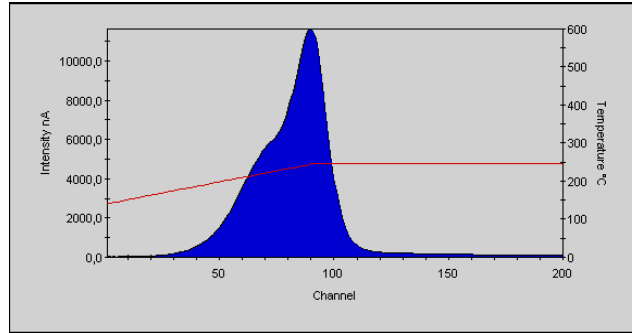
İyon odasının kullanılmadığı yerlerde TLD avantajlıdır. TLD yumuşak dokulara veya vücut boşluklarına direkt yerleştirme ile hasta dozimetrisinde idealdir.

2.8.2 Işıma Eğrisi

Işıma eğrisi, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termoluminesans ışıma şiddetinin bir grafiğidir.

Işıma eğrisinin şekli, yeri ve piklerin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Doğada LiF' den başka TLD malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florür, Kalsiyum Sülfat ve Alüminyum Oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendisine özgü ışıma eğrisi vardır. Işıma eğrisinin altında kalan toplam alan, fosforun maruz kaldığı radyasyon ve aynı zamanda fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık ile orantılıdır.

Işıma eğrisi belki de fosforun en önemli özelliğidir. Örneğin düşük sıcaklıklarda ortaya çıkan pikler, bu fosforun zamanla TL sinyalini kaybettiğini bu yüzdende uzun süreli ölçümlerde uygun olmayacağını, yüksek sıcaklıklarda ortaya çıkan pikler ise fosforun sıcaklık ile kırmızı ötesi ürettiğini ve zorunlu olarak TL bıraktığını ifade eder.



Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan TLD100H için ışıma eğrisi

2.8.3 Azot Gazı

Isıtıcı tepsi üzerinde düzenli olarak azot geçiriminin iki amacı vardır. Birincisi ısıtıcı tepsinin oksitlenmesini azaltmak, diğeri ise ısıtıcı tepsinin ve fosforun sıcaklıklarının artmasından sonra görülen, bazı istenmeyen sinyallerin en aza indirilmesini sağlamaktır. Fosfor azot atmosferinde okunduğunda sonuçlar daha kararlıdır ve özellikle düşük doz sıcaklıklarında bu hemen fark edilir.

Farklı TLD cihazlarının, azot gazı akış hızları da farklı olabilir. Satıcı firma tarafından cihaz için önerilen azot akış hızının altındaki değerlerde çalışmak herhangi bir fayda sağlamaz, çok üzerindeki değerlerde çalışmak ise, okuma esnasında fosfor soğurmaya başlayacağından, anormal ışımaya eğrisi ve sonuçları elde edilir.

Genelde TLD cihazlarında kullanılacak olan azot %99 saflıkta, kuru ve düşük basınçta olmalıdır. Azotun yerine bir soygazda kullanılabilir. Azot tavsiye edilmesinin nedeni ucuz ve kolay bulunmasıdır.

2.8.4 Genel Özellikler

- a) Soğurulan enerji uzun süre muhafaza edilebilir (zamanla meydana gelen enerji kaybı önemsizdir).
- b) Yeterli hassasiyet ve geniş bir kullanım aralığı vardır.
- c) Doz hızına bağımlılık yoktur.
- d) Enerjiden yeteri kadar bağımsızdır.
- e) Soğurduğu enerjiyi kayıp olmadan geri verir.
- f) Işınlama hızlı, basit ve tercihen otomatik olarak değerlendirilip kayıt edilebilir.
- g) Dozimetre küçüktür ve çok pahalı değildir.

2.8.5 TLD Uygulama Alanları

- a) Radyoterapide planlama ve değerlendirme
- b) Radyoterapi esnasında kritik organ dozunu belirlemek için
- c) Tanısal çalışmalarda
- d) Medikal araştırmalarda, hayvan deneylerinde
- e) Tüm vücut ışınlanması esnasında doz ölçümlerinde
- f) Bilgisayarlı tomografide kalite kontrol ölçümlerinde
- g) Kişisel radyasyon korunmasında (tüm vücut ve bazı organların doz ölçümlerinde)
- h) Çevresel dozimetride

2.9 Film Dozimetri

Film dozimetrisi, bilinen dozlarla bu dozların meydana getirdiği kararma derecelerinden elde edilen kalibrasyon eğrisini kullanarak, verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Işınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk film dozimetrisinin temelidir. Filmin kararma derecesi optik yoğunluk hesaplanarak ölçülür. Optik yoğunluk (OD) Formül 2.1' de verilen bağıntıya göre hesaplanır.

$$OD = \log \frac{I_0}{I} \quad (2.1)$$

I_0 = Başlangıçtaki ışık şiddeti, I = Filmden geçen ışık şiddeti

Dozimetrik ölçümler için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, cihazın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin yanlış olması, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, kullanılan kimyasalların durumu), film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdendir. Film dozimetrisinin avantajları; hem küçük hem de büyük alanlar için kullanılabilmesi, yüksek çözünürlüğe sahip olması, alınan ölçümlerin tekrar tekrar okunabilmesi, tek bir ışınlama ile iki boyutlu doz dağılımı gözlenmesi, radyasyon tipinden ve doz hızından bağımsız olmasıdır (12).

2.9.1 Radyokromik Film

Radyasyon dozimetrisi için ilk radyokromik film kullanımı 1965 yılında McLaughlin ve Chalkley tarafından yapılmıştır (8). Son yıllarda teknolojideki ilerlemelerle birlikte bu filmin üretiminin artmasıyla özellikle brakiterapi dozimetrisinde olmak üzere yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Polidiaktilen bazlı film, esnek polyester taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüştür. Filmin aktif bileşeni radyasyona duyarlı monomerlerdir (10). Doku eşdegeri olmaları, yüksek çözünürlüğe sahip olmaları, geniş doz aralığının olması (10^{-2} ile 10^6 Gy arası), enerji bağımlılığının düşük olması, görünür ışıktan etkilenmemeleri ve herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç

duyulmaması radyokromik filmlerin en büyük avantajlarıdır. En yaygın kullanılan türü gafkromik filmidir. Radyokromik film ışınlanmadan önce renksizdir. Radyasyona maruz kaldığında yapısında bulunan monomer adlı küçük moleküller kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen uzun moleküller oluşturur ve filmin çesidine bağlı olarak renk değiştirir (MD55, HS ve EBT Gafkromik film tipleri için mavi, XR-T, RTQA film tipleri için turuncu renk alır.) (8,11). Radyografik filmlerde olduğu gibi film üzerinde görüntü elde edebilmek için herhangi bir fiziksel, kimyasal ya da ısısız işlem yapmaya gerek yoktur (4,11). Kendi kendine gelişen filmlerdir. Radyokromik filmler taneciksiz oldukları için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve yüksek doz değişimlerinin olduğu YART, sterotaksi ve brakiterapi uygulamalarında dozimetrik amaçlı kullanılırlar (7). Renk değişikliği soğurulan dozla orantılıdır ve bu doz spektrofotometre, densiyometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm sistemleri ile ölçülebilir (11). Renk değişimi stabilizasyonu ışınlanmadan 24 saat sonra gerçekleşir. Radyokromik filmler yaklaşık doku eşdeğeridir (efektif atom numarası 6 ile 6.5 arasındadır). Enerji bağımlılığı radyografik filmlere göre daha düşüktür. Görünür ışığa duyarlı olmamasına karşın ultraviyole ışığa ve sıcaklığa duyarlıdır. Dozimetre olarak kullanılacakları ortam sıcaklığında ve neminde muhafaza edilmeleri önerilir (4).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araç ve Gereçler

1. Accuray marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi
2. X-Işını Tüpleri
3. Amorf Silikon Dedektörler
4. Elekta Synergy Platform marka lineer hızlandırıcı
5. Varian Acuity marka dijital simülâtör cihazı
6. PTW marka 30013 0.6 cc iyon odası
7. PTW marka Unidos Webline elektrometre
8. Alderson Rando Fantom
9. LiF Termoluminesans Dozimetri
10. Harshaw TLD Okuyucu
11. PTW-TLDO TLD Fırını
12. PTW RW-3 Katı Su Fantomu
13. International Speciality Products Marka Gafkromik EBT Film
14. Epson Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

3.1.1 Accuray Marka CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi hareketsiz lezyonların tedavisinin 0,5 mm' nin altında, hareketli lezyonların tedavisini ise 0,75 mm' nin altında bir doğrulukla uygulanabilmesini sağlamaktadır. Ana sistem altı eksen den oluşan bir robotun (KUKA Roboter, Augsburg, DE) ucuna monte edilmiş kompakt bir 6 MV foton enerjili ve 9,5 GHz X-band lineer hızlandırıcıdan oluşmuştur. 6 eksen den oluşan ve 3 doğrusal (x,y,z) ve 3 rotasyonel (roll, yaw, pitch) hareketlerini yapabilen bir karbon fiber tedavi masası mevcuttur. Tavana monte edilmiş kV mertebesinde foton üreten X-ışını tüpleriyle, bu tüplerin amorf silikon dedektörleri sistemi tamamlamaktadır (Şekil 3.1.1).

Vücutun herhangi bir yerindeki lezyonların tedavisi için üretilen sistem konvansiyonel tedavi cihazlarının aksine radyasyon tedavilerini lezyonun vücuttaki yerine göre geliştirilen özel izleme algoritmaları ile yapmaktadır. Tedavi süresince görüntü eşliğinde gerçekleştirilen tedaviler kullanıcılara ve hastalara maksimum güvenlik ve tedavi doğruluğu sunmaktadır.



Şekil 3.1.1. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sisteminin Genel Görüntüsü

3.1.2 X-Işını Tüpleri

X-ışını kaynakları tedavi masasının her iki yanında eşmerkez ile 45° açı yapacak şekilde tavana tutturulmuştur. 2.5 mm eşdeğer kalınlıkta alüminyum filtreye sahiptir. X-ışını jeneratörleri (Yüksek Frekanslı Jeneratörler olarak da adlandırılır) X-ışını kaynaklarına yüksek voltajda güç sağlar. X-ışını jeneratörleri tedavi odasında ya da ekipman odasında bulunabilir. 37.5 kW gücüne sahip X-ışını jeneratörleri 40-125 kV aralığında enerji, 25-300 mA akım ve 1-500 ms zaman aralığında X-ışını üretebilir. mA hedeften kopan elektron sayısının ve birim alandan geçecek foton akısının bir ölçüsüdür. ms ise foton akısının ne kadar zaman uygulanacağını bir ölçüsüdür (Şekil 3.1.2).



Şekil 3.1.2. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemine Ait X-ışını Tüplerinin Genel Görüntüsü

3.1.3 Amorf Silikon Dedektörler

Tedavi için hasta pozisyonunun doğrulanmasında X-ışını kaynakları ile birlikte kullanılırlar. Tedavi masasının her iki yanında X-ışını kaynaklarına dik, eşmerkezle 45° açı yapacak şekilde yere monte edilmiştir. Zemin üzerinde 512x512' lik piksele sahip dijital görüntü alabilen kamera sistemi vardır. Zeminin altına monte edilmiş amorf silikon dedektörler 1024x1024' lük piksele sahip dijital X-ışını görüntüsü alabilir (Şekil 3.1.3).



Şekil 3.1.3. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemine Ait Amorf Silikon Dedektörlerin Genel Görüntüsü

3.1.4 Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton; 6, 10, 12, 15 ve 20 MeV değerinde beş farklı elektron enerjili, 40 çift çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.4). ÇYK

sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümör şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. SSD= 100 cm mesafede açılabilen alan boyutları minimum $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, maksimum $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ' dir. İzomerkezde yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm' dir. Cihaz kafası içinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm, ÇYK' ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi gören X diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm' dir. Yaprakların merkezi eksenden karşı tarafa geçme mesafesi 12.5 cm' dir. Yaprakların hareketi, herbir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından yapılır. Konformal radyoterapi için planlanan bu cihaz aynı zamanda yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) opsiyonuna da sahiptir. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (13) (Şekil 3.1.4).



Şekil 3.1.4. Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı

3.1.5 Varian Acuity Marka Dijital Simülatör Cihazı

Tedavi simülatörü, diagnostik x-ışını tüpü kullanılan bir düzenektir. Fakat geometrik, mekanik ve optik özellikler olarak tedavi ünitesinin benzeridir. Simülatörün ana fonksiyonu, çevre normal dokularla sınırlandırılmış hedef hacmin olduğu tedavi alanının görüntülenmesidir. İç organların radyografik olarak görüntülenmesi ile alanların pozisyonları doğrulanmaktadır. Kullanılan simülatör cihazı ile $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$ den $44 \text{ cm} \times 44 \text{ cm}$ ' ye kadar asimetrik ve simetrik alanlar açılabilir. Dijital projeksiyon özelliğine sahip olan cihaz ÇYK simülasyonlarında hasta üzerine

düşürdüğü ÇYK projeksiyon ile gantride ÇYK liflere ihtiyaç duymamaktadır. Floroskopik görüntüleme sistemi amorf silisyum panelden oluşmaktadır ve sintilatör olarak sezyum iyodür kristali kullanılmaktadır. Görüntüleme alan boyutları 397 mm x 298 mm dir. DICOM sistemi sayesinde planlama sistemlerinden görüntü alma ve tedavi cihazlarına görüntü gönderme özelliklerine sahiptir. Yazılım yükseltilmesi ile BT simülasyon opsiyonu bulunmaktadır (14) (Şekil 3.1.5).



Şekil 3.1.5. Varian Acuity marka dijital simülasyon cihazı

3.1.6 PTW Marka 30013 0,6 cc İyon Odası

Radyoterapide yüksek enerjili foton, elektron ve proton demetlerinin mutlak doz ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan iyon odalarından birisidir. Çalışmada kullanılan 30013 PTW 0.6 cc iyon odası 23 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapına sahiptir (Şekil 3.1.6). Duvar materyali grafit malzemesinden üretilmiştir. Orta elektrodu 1 mm çapındadır ve grafit malzemesinden üretilmiştir. Havada ölçüm yapılırken kullanılan yükseltme başlığının (build-up cap) malzemesi polimetil metakrilattır (PMMA). Çalışma voltajı 400V'tur (15) (Tablo 3.1.1).



Şekil 3.1.6. PTW 30013 Farmer İyon Odası

Tablo 3.1.1. PTW 30013 Farmer İyon Odasının Genel Özellikleri

Duvar Malzemesi	0,335 mm PMMA 1,19 g/cm ³ 0.09 mm grafit 1,85 g/cm ³
Total duvar alanı yoğunluğu	56,5 mg/cm ²
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 3.05 mm Uzunluk 23.0 mm
Orta elektrot	Alüminyum Çap 1.1 mm
İyon toplama süresi	140 µs
Oda voltajı	±100-400 V
Radyasyon ölçüm aralığı	30 keV- 50 MV foton 10-45 MeV elektron
Polarite etkisi	< %0.5
Kayıp akım	< 4 fA

3.1.7 PTW Marka Unidos Webline Elektrometre

PTW marka Unidos elektrometrenin radyoterapide, diagnostik radyolojide ve sağlık fiziğinde hasta dozimetrisi ve cihaz kalibrasyonu olmak üzere geniş bir kullanım alanı

vardır (Şekil 3.1.7). İyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz, doz hızı, yük ve akım değerlerini okuyabilir. Okuma birimleri Gy, Gy/dak, R, R/dak, C ve A. Aynı anda doz ve doz hızını ölçebilmektedir. Oluşturulan iyon odası kütüphanesiyle birlikte tüm faktörler elektrometrenin hafızasına girilmiştir. LAN' dan veri alışverişine imkan sağlamaktadır. Yük üzerinden ölçüm aralığı 2 pC – 9 C, akım çözünürlüğü 1 fA' dir. Elektrometre şekil 3.1.7' de görülmektedir. Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir (15).



Şekil 3.1.7. PTW Unidos Elektrometre

3.1.8 Alderson Rando Fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson Rando Fantomlardır (Şekil 3.1.8). Rando fantom insan vücudunu taklit eder. Vücut dokusu, kemik, akciğer ve vücut boşluklarına benzer materyallerden oluşmuştur. Bu materyaller X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğeridir. Rando fantomun radyasyona karşı eşdeğerliliği, en düşük teşhis enerjisinden en yüksek tedavi enerjisine kadar bütün aralığı içermektedir. Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastiktir. Etkin atom numarası $7.30 \pm \% 1.25$ ve kütle yoğunluğu $0.985 \pm \%1.25 \text{ g/cm}^3$ tür. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi 7.30' tür. Rando kemikleri doğal insan

iskeletidir ve insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. Fantom kalınlıkları 2.5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır (16). Rando plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır. Çalışmamızda kullanılan 100 cm uzunluğunda ve 50 kg ağırlığındaki fantomun kol ve bacakları bulunmamaktadır.



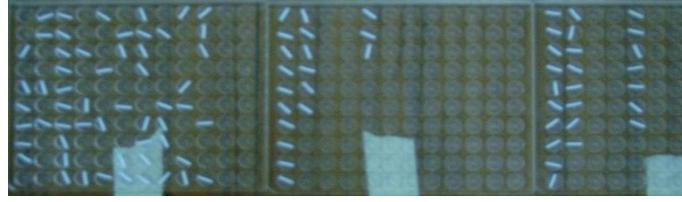
Şekil 3.1.8. Alderson Rando Fantom

3.1.9 LiF Termolüminesans Dozimetri

Kullanılan dozimetre yongası TLD-100H' tır (Şekil 3.1.9). Yoğunluğu 2.64 gr/cm^3 tür. Foton etkin atom numarası 8.2' dir. Li, F, Mg, Cu ve P atomlarından oluşur. Ana ışımaya piki sıcaklığı $190 - 210 \text{ }^\circ\text{C}$ ' dir. Fırınlama şartı $240 \text{ }^\circ\text{C}$ ' de 10 dakikadır.

Optik ışımaya piki 400 nm ' dir. Normal çevre sıcaklığında dozimetri pikinin doz kaybı 3-12 ayda % 5/10' dur. Fiziksel şekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk biçimlerinde bulunabilmektedir. Kimyasal olarak kararlıdır. Uygun soğurulan doz aralığı $1 \mu\text{Gy}$ ' den 10 Gy ' e kadardır (17).

Bu çalışmada kullanılan beyaz teflon ile kaplanmış 1mm çapında yuvarlak ve $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$ boyutlarında 200 adet TLD yongası, üzerlerinde karışmalarını engelleyen harf ve sayılardan oluşan kodlanmış küçük TLD cepleri içerisinde kullanılmıştır.



Şekil 3.1.9. TLD-100H silindirik yongaları

3.1.10 Harshaw TLD Okuyucu

Çalışmamızda, beyaz teflon ile kaplanmış 1 mm çapında silindirik TLD çipleri kullanılmıştır. TLD'lerin okunmasında kullanılan Harshaw marka okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan WinREMS' in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır (Şekil 3.1.10).



Şekil 3.1.10. Harshaw 3500 marka TLD okuyucu

3.1.11 PTW –TLDO TLD Fırını

Dozimetri fırını TLD yongalarını tavlama için kullanılır. Kullanılan dozimetri fırını termosoft programı sayesinde istenilen her TLD için fırınlama yapabilme özelliğine sahiptir. Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama özelliğine sahiptir (Şekil 3.1.11).

Termosoft programıyla TLD-100H için oluşturulan tavlama işlemi, oda sıcaklığından başlanarak 240 °C' e kadar ısıtılma, 240 °C' de 10 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma işlemlerinden oluşur.

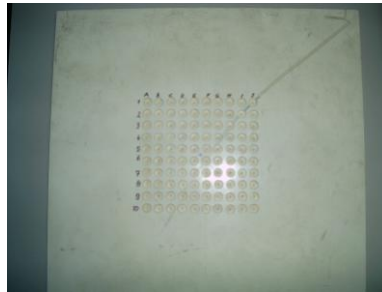


Şekil 3.1.11. PTW-TLDO marka TLD fırını

3.1.12 PTW RW-3 Katı Su Fantomu

Yoğunluğu 1.045 gr/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir (Şekil 3.1.12). Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir (18).

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresinde standart referans materyal sudur. Ancak pratik bir yöntem olmadığından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. Dozimetrik olarak eşdeğer materyalin anlamı her iki materyalde foton ve elektronların soğurulması ve saçılmasının aynı olması demektir. (19) .



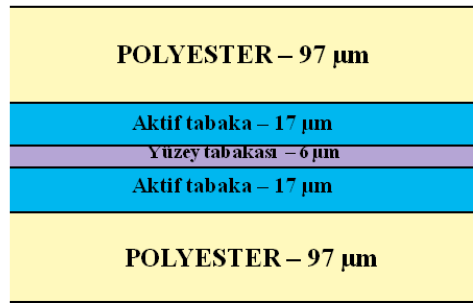
Şekil 3.1.12. PTW marka RW3 katı su fantomu

3.1.13 International Speciality Products Marka Gafkromik EBT Film

Özellikle brakiterapi ve YART tekniklerinin dozimetrisinde kullanımı hızla artan radyokromik filmler, kısa zaman içinde sürekli yenilenmişlerdir. Kısa bir zaman önce

kullanılan MD55 ve EBT radyokromik filmler yerini EBT2 radyokromik filmlere bırakmıştır. Çalışmada günümüzde iyi bir dozimetrik film olarak kabul gören EBT2 filmleri kullanılmıştır.

Radyasyona maruz kaldığında polimer yapısı nedeniyle görüntüsü mavi rengini alır. Gafkromik EBT2 filmler toplam kalınlığı 34 μm olan iki aktif katmandan oluşmaktadır. Arada 6 μm kalınlığında yüzey tabakası vardır. Bu katmanlar kalınlığı 97 μm olan iki tane polyester tabaka ile sarılıdır. Filmin toplam kalınlığı 234 μm ' dir (Şekil 3.1.13)



Şekil 3.1.13. Gafkromik EBT2 filmin yapısı

Film malzemesinin atomik yapısı % 42.3 C, % 39.7 H, %16.2 O, %1.1 N, % 0.3 Li, % 0.3 Cl içermektedir. Efektif atom numarası 6.98' dir (10,11).

Duyarlı olduğu doz aralığı 1-800 cGy' dir. Kendinden gelişen, görünür ışıktan etkilenmeyen, yaklaşık doku eşdeğeri radyokromik filmidir (19). Gümüş tanecikleri içermediği için radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. İstenilen şekilde kesilip kullanılabilme avantajı vardır. Gafkromik filmler dalga boyu 600-700 nm arasında olan bölgede maksimum soğurma gösterirler. Bu yüzden dansitometre ile çalışılırken kırmızı kanalın tercih edilmesi önerilmektedir (11).

3.1.14 Epson Marka Expression 10000 XL Model Tarayıcı

2400 dpi çözünürlüğe ve 3.8 DMaks optik yoğunluğa sahip A3 grafik tarayıcısıdır. A3 tarama alanı 48 x 35 mm çerçeve alabilmektedir. Zenon gazlı floresan lamba ışık kaynağına sahiptir. Ön izleme hızı 15 sn' dir (20) (Sekil 3.1.14).



Şekil 3.1.14. EPSON marka Expression 10000 XL model tarayıcı

3.2 YÖNTEM

Bu çalışmada, CyberKnife® Robotik Kollu lineer hızlandırıcı cihazına ait X-ışını tüplerinin farklı kV ve mAs değerleri için elde edilecek radyasyon dozunun TLD-100H ve Gafkromik film kullanılarak ölçülmesi amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmanın doğru verilerle analizi açısından kullanılan cihazların doğruluğu sağlanmıştır. Bunun için aşağıdaki temel parametrelere bakılmıştır.

Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazında ilk önce kalibrasyon işlemi yapılmıştır. Kalibrasyon için RW3 katı su fantomu ölçüm seti ile standart koşullarda, yani SSD 100 cm ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ lik alan boyutunda 6 MV X-ışını enerjisi için maksimum doz derinliği olan $d=1.5 \text{ cm}$ ' de $1 \text{ MU}=1 \text{ cGy}$ verecek şekilde kalibrasyonu yapılmıştır. Kalibrasyon için RW3 katı su fantomu ve 0.6 cm^3 iyon odası kullanılmıştır ve ölçümler IAEA TRS 277 doz protokolü esasları çerçevesinde yapılmıştır (21).

3.2.1 TPR 20, 10

Lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen yüksek enerjili X-ışınlarında doku fantom oranı, TPR20, 10 değeri ile belirlenmektedir.

TPR20, 10 değerlerinin en önemli özelliği gelen demetin elektron kontaminasyonundan bağımsız olmasıdır (4, 21). TPR20,10 iki farklı derinlikteki

dozların oranı olduğundan yer değiştirme düzeltme faktörünün kullanılmasına gerek yoktur.

Ölçümler RW3 katı su fantomda 0,6 cm³ PTW marka iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı için sabit SAD=100 cm mesafesinde 10x10 cm² alan boyutunda ilk önce d=10 cm, daha sonra d=20 cm mesafede 100 cGy verilerek ölçüm yapılmıştır. Tedavi cihazındaki ardı ardına yapılan 5 ölçüm sonucunun ortalaması alınmıştır. Aşağıdaki 3.2.1 bağıntısı kullanılarak TPR 20,10 değerleri belirlenmiştir.

$$\text{TPR } 20,10 = \frac{\text{20cm derinlikteki soğurulmuş doz}}{\text{10cm derinlikteki soğurulmuş doz}} \quad (3.2.1)$$

3.2.2 Acuity Simülatör Cihazında Doz Eğrisi

Düşük enerjili X-ışınlarına sahip simülatör cihazında TLD ve gafkromik film kalibrasyon ölçümlerinin güvenilir bir şekilde yapılabilmesi için artan ışınlama ile doz değerleri ölçüldü. İki farklı ölçüm sistemi olan TLD ve Gafkromik film için bu eğriler elde edildi.

3.2.2.1 Termoluminesans dozimetri (TLD) için doz eğrisi

Düşük enerjili X-ışınlarına duyarlı PTW marka 0.6 cc iyon odasının (30keV-50MeV) efektif noktası 100 cm olacak şekilde havada build-up kabı olmaksızın ölçümler alındı. Ölçümler simülatör cihazının fuloroskopy modunda 100 kV, 80 mA ve 100 ms enerji parametrelerinde ışınlamalar yapılarak elektrometreden okunan mutlak doz değerleri kaydedildi. Ölçülen doz değerleri grafik haline getirildi.

3.2.2.1 Gafkromik EBT için doz eğrisi

Düşük enerjili X-ışınlarına duyarlı PTW marka 0.6 cc iyon odasının (30 keV-50 MeV) efektif noktası 100 cm olacak şekilde havada build-up kabı olmaksızın ölçüm alındı. Ölçümler simülatör cihazının radyografi modunda 120 kV, 100 mA ve 100 ms enerji

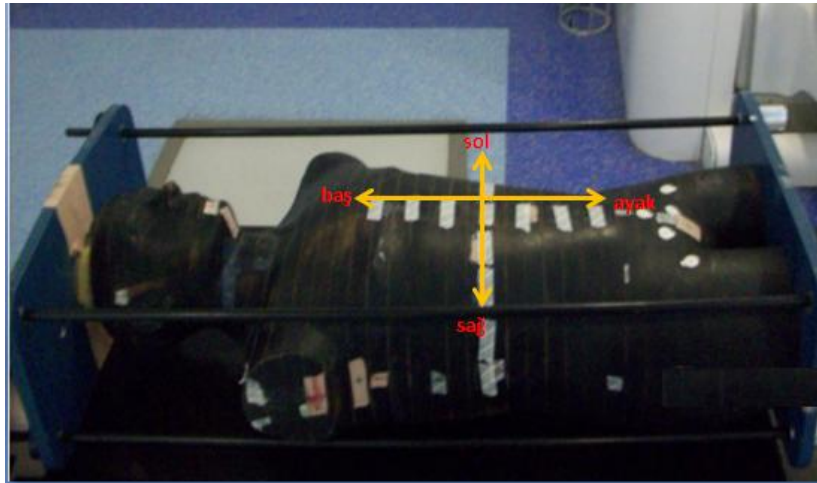
parametrelerinde 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21 dakikalık ışınlamalar yapılarak elektrometreden okunan mutlak doz değerleri kaydedildi. Ölçülen doz değerleri grafik haline getirildi.

3.2.5 Alderson Rando Fantomun simülasyonu

Fantomun dış yüzeyinin daha düzgün kontura sahip olması nedeniyle ölçüm alınacak bölge abdomen bölgesi seçilmiştir. Tedavi odasında robotik masa üzerine Alderson Rando fantom yerleştirilmiştir. X-ışını tüpleriyle alınan görüntüler planlama sisteminden gelen fantomun DRR görüntüleriyle karşılaştırılarak fantomun doğru pozisyonda olması sağlanmıştır. Eşmerkez abdomen bölgesinin tam orta noktasına getirilerek görüntüleme merkeziyle aynı noktada olması sağlanmıştır. Sagittal, transvers ve koronal düzlemde lazerlerin çakıştığı noktalar işaretlenerek ölçümler süresince kullanılmıştır (Şekil 3.2.1).

Tablo 3.2.1. Alderson Rando Fantom üzerindeki ölçüm noktalarının konumları

	Merkez	Cranio-caudal (baş-ayak)		Lateral (sağ-sol)	
Konum (cm)	0	+5, +10, +15	-5, -10, -15	+5, +10, +15	-5, -10, -15



Şekil 3.2.1. Alderson Rando Fantomu için ölçüm düzeneği

3.2.3 Termoluminesans dozimetri (TLD)

TLD-100H yongaları önce TLD fırınında termosoft programı kullanılarak 240°C' de 10 dakika süre ile tavlama işleminden geçirildi. Kullanılan 100 adet TLD-100H yongaları, özel olarak hazırlanmış PTW marka RW3 katı su fantomu kullanılarak Elekta Synergy Platform cihazında, 20x20 cm² alanda, 1,8 cm derinlikte, her birine 200 cGy verilecek şekilde lineer hızlandırıcıda ışınıldı. Bu işlem her TLD-100H için üçer defa tekrarlanmıştır. Yüzde 3 içerisinde kalan TLD-100H yongaları çalışmada kullanılmıştır.

Pratik olarak her TLD'nin absorbe etmiş olduğu doz 200 cGy olması gerekirken, TLD okuyucusuna, TLD'lerin kristal yapısına ve ışınlama sırasında set-up hatalarına bağlı çeşitli nedenlerle TLD'lerden okunan dozlar 200 cGy' den (\pm) sapmalar göstermişlerdir. Okumalarda %3 içerisinde kalan aynı TLD'ler ayrılmıştır. Her bir grup için ortak bir okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) bulunmuştur.

TLD'ler aynı grup içerisinde bile olsa, her bir TLD'nin aynı doz cevabı vermesi için özel element kalibrasyon faktörü (ECC) bulunmuştur. TLD'lerin aynı şartlarda üçer defa ışınlanarak okumaları yapılmıştır.

TLD-100H yongaları için 300 keV üstündeki enerjilerden sonra enerji bağımlılığı olmadığı için (22), tek bir grup için aynı işlemler simülatör cihazında da yapılmıştır. Simülatör cihazında yapılan kalibrasyon işlemiyle, lineer hızlandırıcı için yapılan kalibrasyon işlemi arasında TLD-100H yongaları için düzeltme faktörü elde edilmiştir. Bu sonuçtan dolayı simülatör cihazında kalibre edilen bütün TLD-100H grupları X-ışını tüpleri ile yapılan ölçümlerde de kullanılmıştır.

$$C_{x,g,i} = \frac{D_{x(kV),g,i} \times D_{TLD(MV),g,i}}{D_{TLD(kV),g,i} \times D_{l(MV),g,i}} \quad (3.2.2)$$

Yukarıdaki 3.2.2 eşitliğinde g ; alan boyutunu, i ; TLD'lerin yerleştirileceği konumu, $x(kV)$; simülatör cihazında kullanılan kV enerjisindeki X-ışınlarını, $l(MV)$; lineer hızlandırıcıda kullanılan MV enerjisindeki X-ışınlarını ifade etmektedir.

Alderson Rando Fantomunun görüntüleme alanı içindeki yüzeyinde belirlenen ve Tablo 3.2.1' de konumları belirtilen 13 farklı noktaya TLD-100H yongaları

yerleştirilmiştir. Okuma değerlerinin ortalamasının alınabilmesi için her bir kesitte aşağıda belirtilen noktalara üçer adet TLD-100H yerleştirilmiştir.

3.2.4 Gafkromik Film Kalibrasyonu

Ölçümlerde kullanılan filmlerin kalibrasyonu Acuity marka simülatör cihazında yapılmıştır. RW3 katı-su fantom yüzeyine kaynak yüzey mesafesi (KYM) 100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Filmlere 3 cGy ile 21 cGy arasında dozlar verilerek filmler pozlanmıştır. Filmlerin taratılması sonucu elde edilen optik densiteler (OD) tablo haline getirilmiştir.

Alderson Rando Fantomunun görüntüleme alanı içindeki yüzeyinde belirlenen ve Tablo 3.2.1’ de konumları belirtilen 13 farklı noktaya aynı şekilde gafkromik filmler yerleştirilmiştir. Gafkromik filmlerin okuma duyarlılığını arttırmak için tüm ölçümlerde üç kat ışınlama yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 TPR 20,10

TPR20,10 değerleri 3.2.1 bağıntısı ile belirlenmiştir. Buna göre Elekta Synergy Platform tedavi ünitesi için 6 MV X-ışını enerjisinde, 10x10 cm²’ lik alanda SAD=100 cm’ de TPR20,10 değerlerinin belirlenmesi için ölçülen soğurulmuş doz değerleri, Tablo 4.1’deki gibidir.

Tablo 4.1. TPR20,10 için ölçülen değerler

Derinlik (cm)	Okuma1 (mGy)	Okuma2 (mGy)	Okuma3 (mGy)	Okuma4 (mGy)	Okuma5 (mGy)	Okuma Ort(mGy)
D=10	823,7	825,6	825,7	824,7	823,6	824,7
D=20	559,1	560,1	561,0	559,0	558,5	560,5

Tablo 4.2. BJR Supplement 25 (23) ile bulunan TPR_{20,10} bulgusunun karşılaştırılması

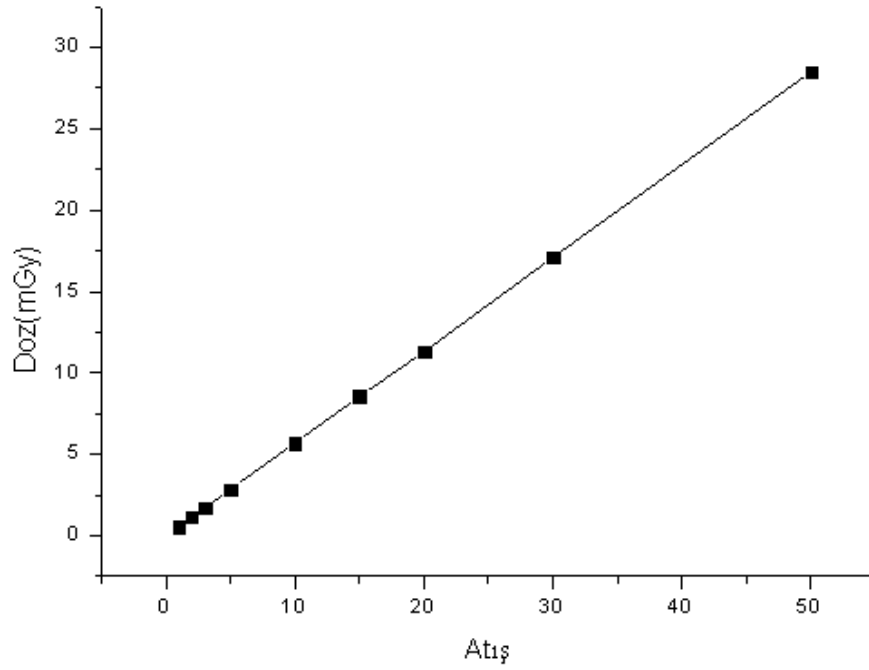
Enerji	Ölçülen TPR 20,10	Suplement 25 TPR 20,10 değeri
6MV	0,679	0,677

4.2 Acuity Simülatör Cihazında Elde Edilen Doz Eğrileri

4.2.1 Radyografi Modda Doz değerleri

Tablo 4.3. Radyografi modda ölçüm değerleri

Atışlar	Doz (mGy)
1	0.57
2	1.14
3	1.71
5	2.85
10	5.70
15	8.55
20	11.30
30	17.10
50	28.50

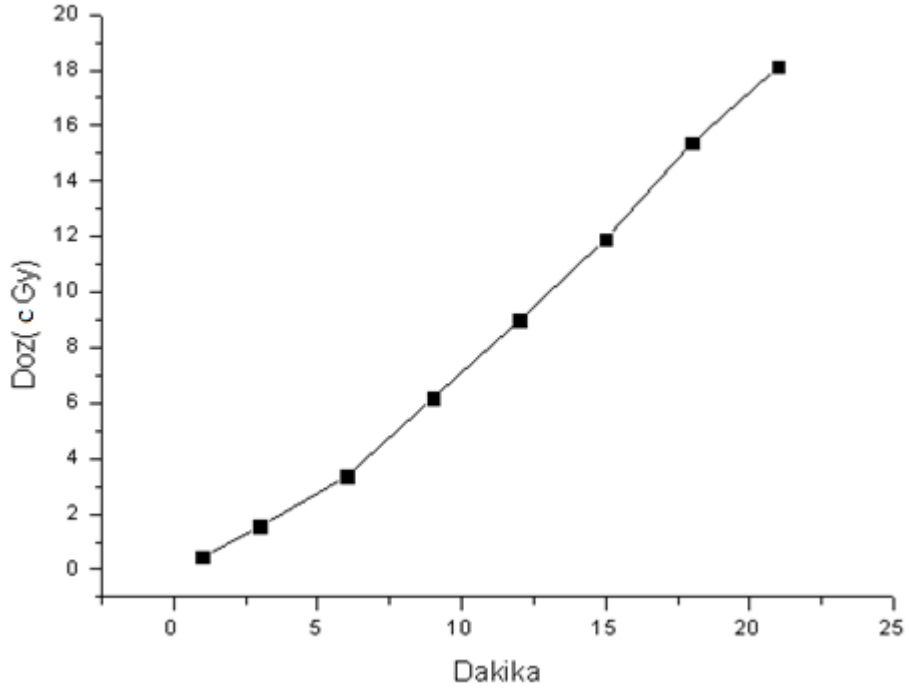


Şekil 4.1. Radyografik modda doz eğrisi

4.2.2 Gafkromik EBT için doz eğrisi

Tablo 4.4. Floroskopik modda ölçüm değerleri

Dakika	Doz(cGy)
1	0.45
3	1.55
6	3.36
9	6.17
12	8.98
15	11.92
18	15.38
21	18.12



Şekil 4.2. Floroskopik modda doz eğrisi

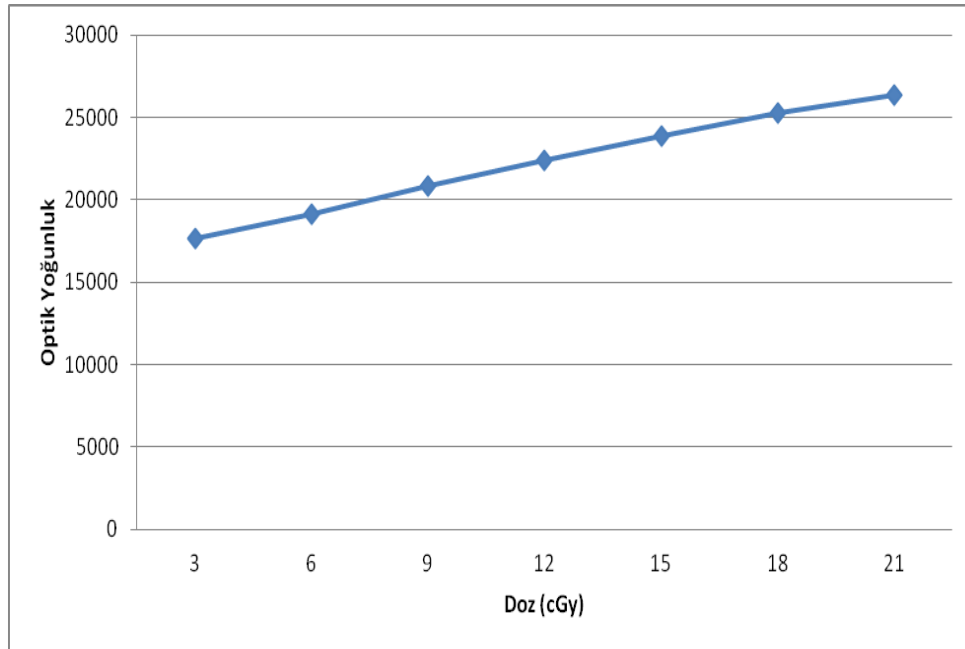
4.2.3 Termoluminesans dozimetri (TLD)

6 MV enerji ile 200 cGy' lik doz için kalibre edilen 39 adet TLD' nin ortalama yük değeri 669.1 μC bulunmuştur. 100 kV ve 8 mAs enerji parametrelerinde 30 atış yapılarak 17.1 mGy' lik doz 39 adet TLD' ye uygulanmış ve ortalama yük değeri 5.185 μC bulunmuştur. Formül 3.2.2 kullanılarak elde edilen düzeltme faktörü 1.103 olarak bulunmuştur. Düzeltme faktörü kV mertebesinde elde edilen tüm TLD okumalarına uygulanmıştır.

4.2.4 Radyokromik Film Kalibrasyon Eğrisi

Tablo 4.5. Doz değerlerine karşılık optik yoğunluk (OY) değerleri

Doz (cGy)	Optik Yoğunluk (OY)
3	17675.5
6	19139.4
9	20811.8
12	22411.0
15	23860.5
18	25274.8
21	26374.3



Şekil 4.3. Gafkromik film kalibrasyon eğrisi

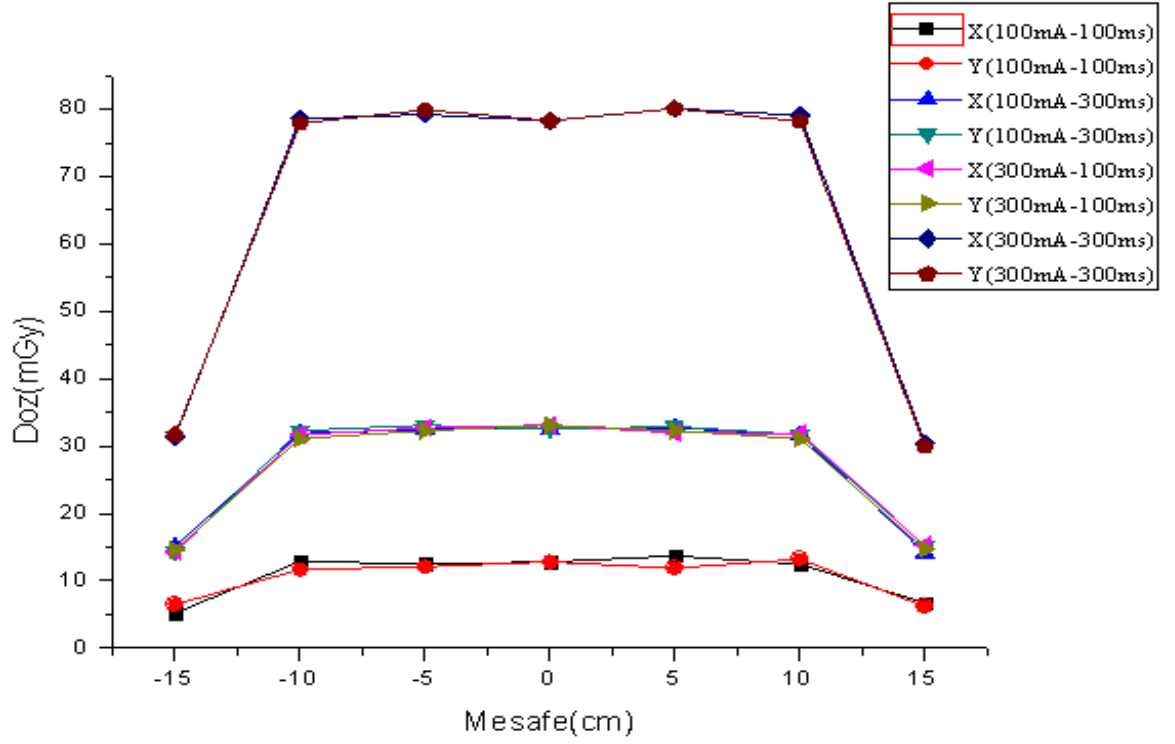
4.3 Farklı enerji parametrelerinde 80 görüntü alınarak elde edilen değerler

160 demet ile ışınlanacak bir planda iki nodda bir görüntü alınarak 80 görüntü ile Alderson Rando fantom ışınılandı. Farklı enerji parametreleri ile farklı doz değerleri elde edildi.

90 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 12.6 mGy (11.7-13.7 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 32.4 mGy (31.7-33.1 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 32.0 mGy (31.1-33.1 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 79.0 mGy (77.9-80.1 mGy)' dir (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. 90kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	12.8	32.5	33.1	78.3
X (baş-ayak)	+5	13.7	32.7	32.0	80.1
	+10	12.5	31.7	31.9	79.1
	+15	6.7	14.1	15.3	30.4
	-5	12.5	32.5	32.7	79.2
	-10	12.9	31.9	31.7	78.6
	-15	5.2	15.1	14.3	31.4
Y (sol-sağ)	+5	11.9	32.9	32.3	80.1
	+10	13.2	31.7	31.1	78.2
	+15	6.2	15.1	14.7	29.9
	-5	12.1	33.1	32.3	79.9
	-10	11.7	32.3	31.1	77.9
	-15	6.5	14.3	14.6	31.7

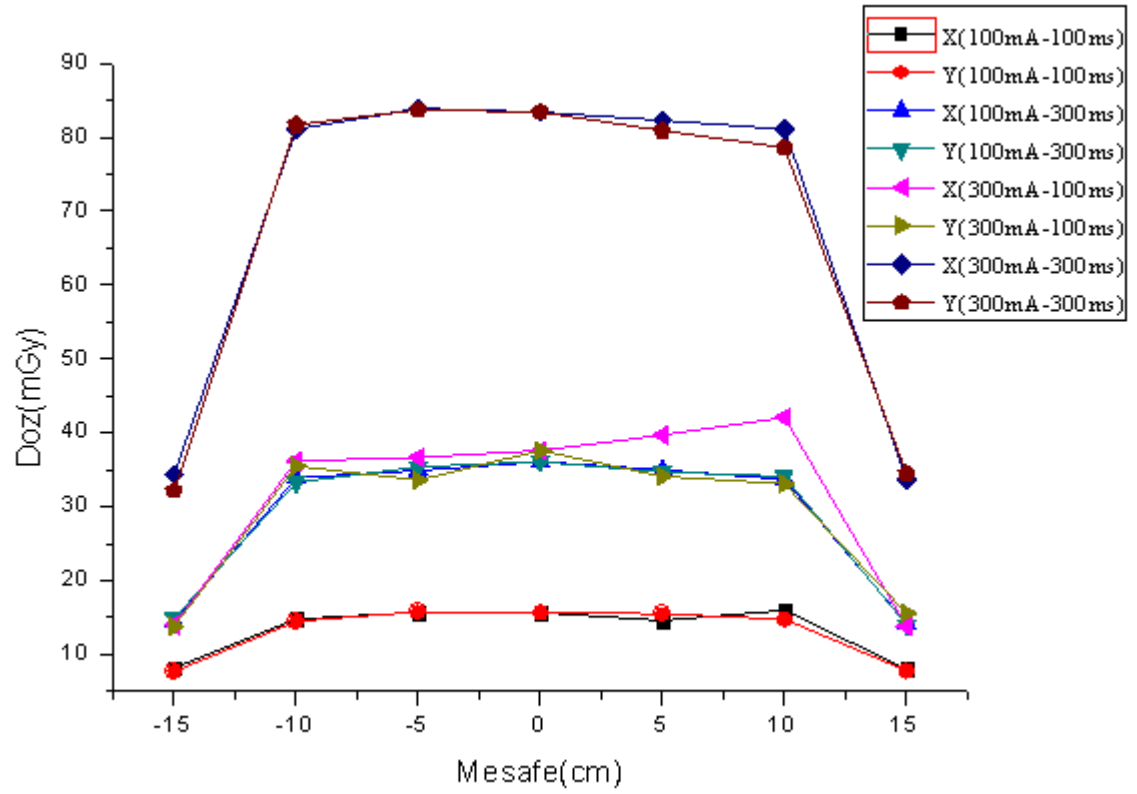


Şekil 4.4. 90kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

90 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 15.3 mGy (14.5-16.0 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 34.6 mGy (33.3-36.1 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 36.5 mGy (33.1-42.1 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 81.9 mGy (78.6-83.9 mGy)' dir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. 90kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	15.7	36.1	37.6	83.4
	+5	14.6	35.0	39.7	82.3
X (baş-ayak)	+10	16.0	33.7	42.1	81.1
	+15	8.0	14.2	13.8	33.7
	-5	15.7	34.9	36.7	83.9
	-10	14.8	33.9	36.2	81.1
	-15	8.2	14.5	14.0	34.4
	+5	15.5	34.7	34.1	80.9
Y (sol-sağ)	+10	14.8	34.1	33.1	78.6
	+15	7.8	14.0	15.6	34.5
	-5	15.8	35.4	33.6	83.7
	-10	14.5	33.3	35.5	81.7
	-15	7.7	14.9	13.8	32.2

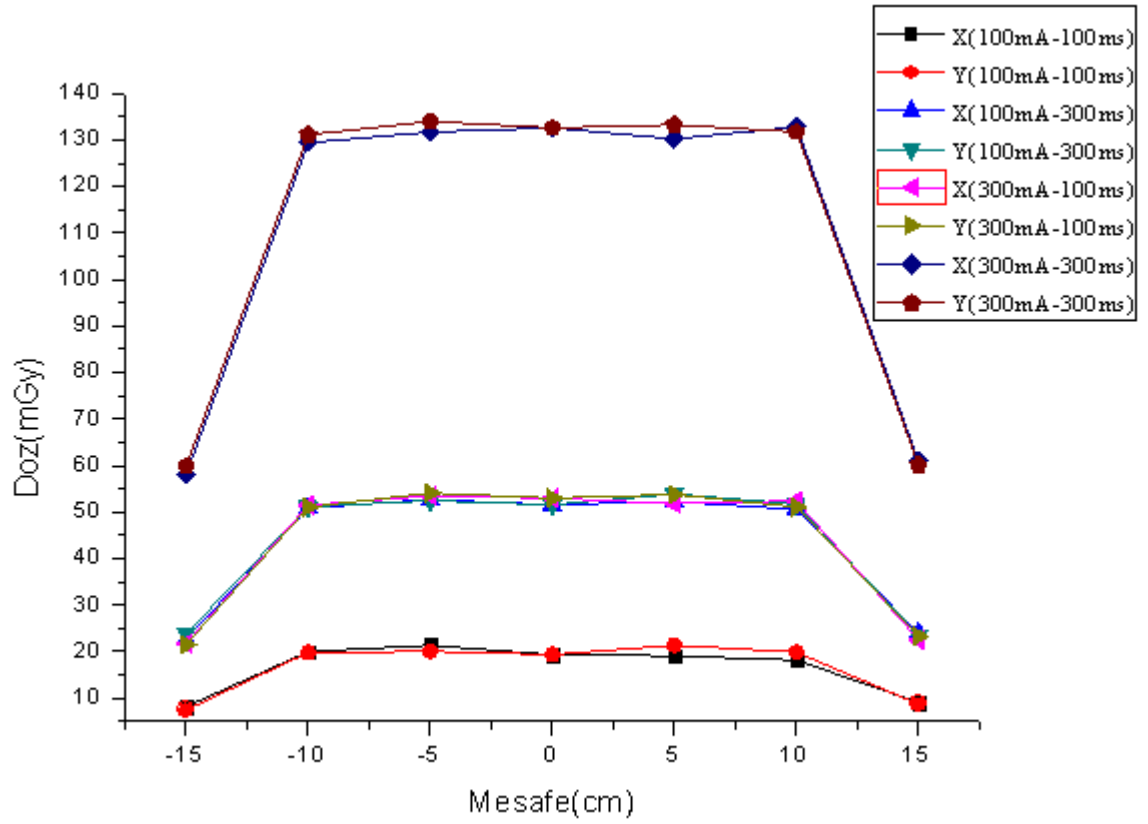


Şekil 4.5. 90kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği

100 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 19.9 mGy (18.2-21.4 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 51.9 mGy (50.9-53.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 52.5 mGy (51.1-54.1 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 131.9 mGy (129.4-134.0 mGy)' dir (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. 100kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		<i>DOZ (mGy)</i>			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	19.4	51.6	53.0	132.6
X (baş-ayak)	+5	19.1	52.3	51.8	130.2
	+10	18.2	50.6	52.4	132.8
	+15	9.1	24.1	22.5	61.0
	-5	21.4	52.7	53.5	131.7
	-10	20.0	50.9	51.5	129.4
	-15	8.2	22.7	21.7	58.1
Y (sol-sağ)	+5	21.4	53.9	53.8	133.3
	+10	19.9	51.7	51.1	131.7
	+15	8.7	23.5	23.3	60.1
	-5	20.1	52.5	54.1	134.0
	-10	19.8	51.2	51.1	131.1
	-15	7.5	23.9	21.5	59.9

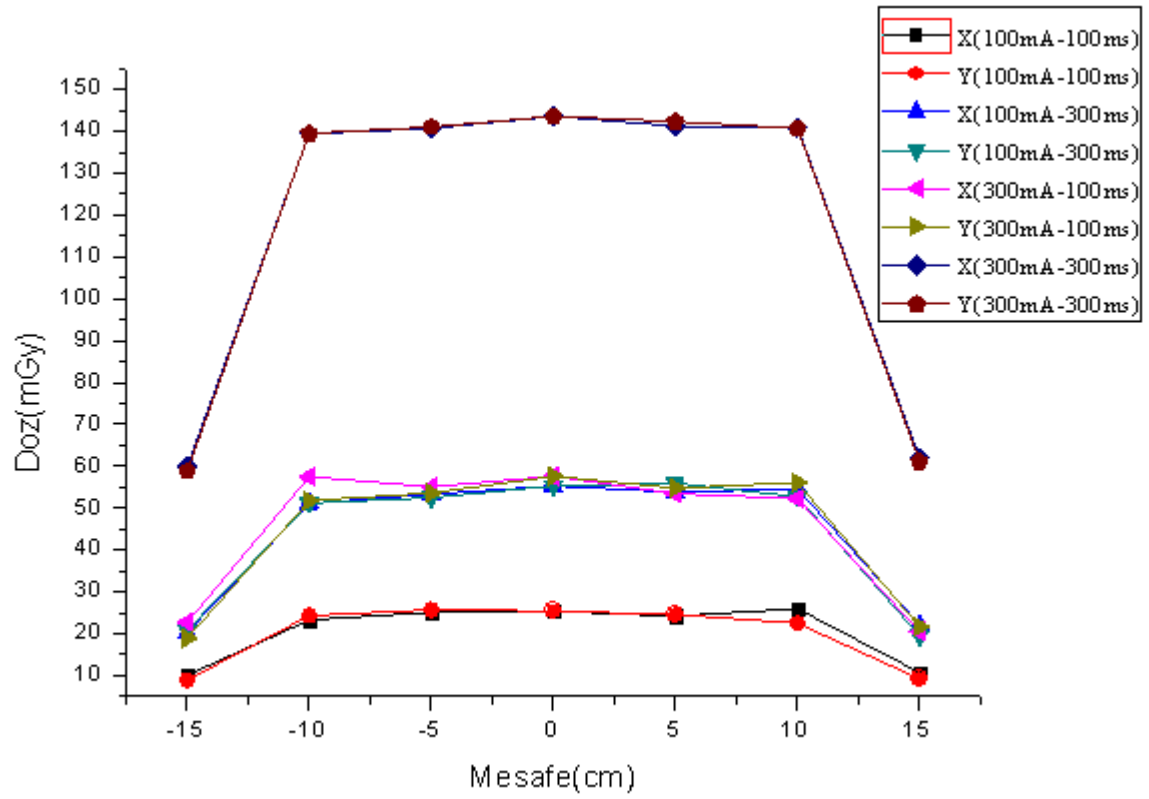


Şekil 4.6. 100kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

100 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 24.6 mGy (22.5-26.0 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 53.4 mGy (51.1-55.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 54.5 mGy (51.8-57.6 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 141.0 mGy (139.4-143.6 mGy)' dir (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. 100kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	25.4	55.3	57.6	143.6
	+5	24.2	53.8	53.4	141.2
X (baş-ayak)	+10	26.0	54.6	52.3	140.8
	+15	10.7	22.1	20.5	62.0
	-5	25.1	53.3	55.1	140.7
	-10	23.3	51.1	57.5	139.4
	-15	10.1	20.3	22.7	59.9
Y (sol-sağ)	+5	24.6	55.9	54.8	142.3
	+10	22.5	52.7	56.1	140.7
	+15	9.2	19.5	21.7	61.1
	-5	25.7	52.5	53.6	141.0
	-10	24.3	51.2	51.8	139.5
	-15	8.9	20.8	18.9	58.8

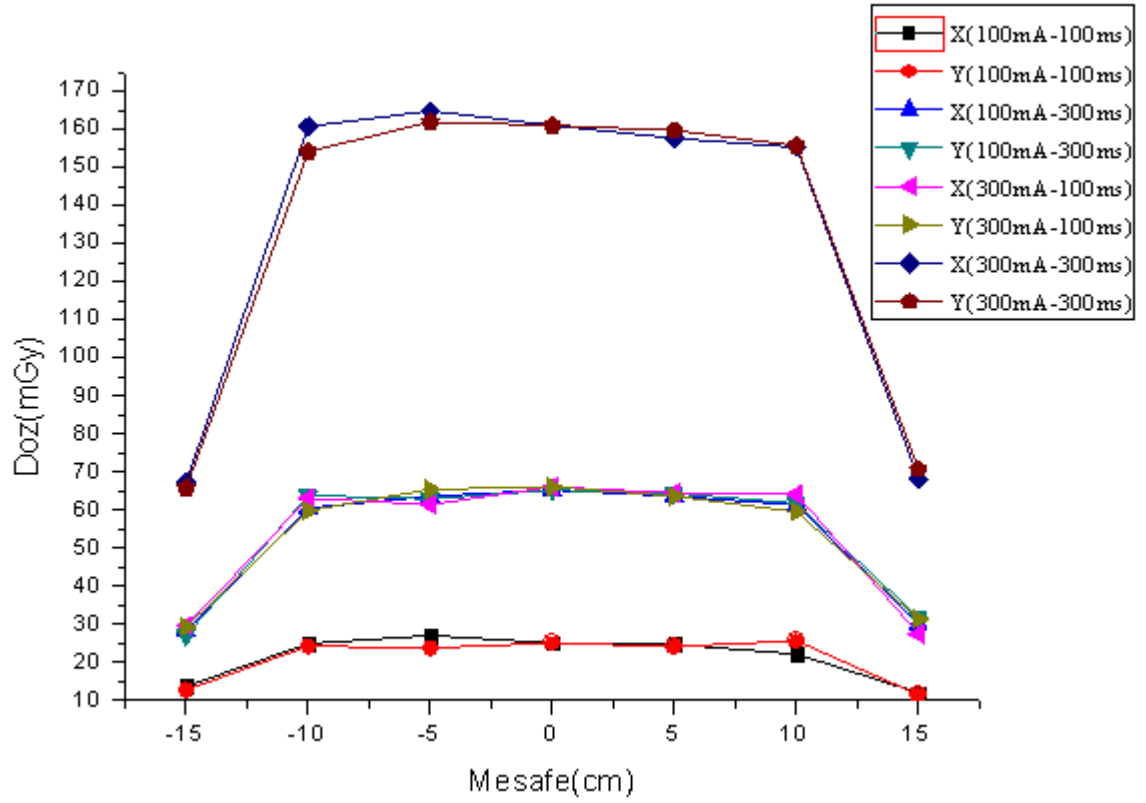


Şekil 4.7. 100kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği

110 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 24.7 mGy (22.2-27.1 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 63.1 mGy (60.6-65.3 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 63.1 mGy (59.6-66.1 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 159.1 mGy (154.2-164.9 mGy)' dir (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. 110kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		<i>DOZ (mGy)</i>			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	25.1	65.3	66.1	161.1
X (baş-ayak)	+5	24.8	63.7	64.5	157.7
	+10	22.2	61.4	64.2	155.3
	+15	12.1	30.2	27.5	68.2
	-5	27.1	63.7	61.5	164.9
	-10	24.9	60.6	63.1	160.8
	-15	13.7	28.5	29.6	67.3
Y (sol-sağ)	+5	24.2	64.4	63.7	159.8
	+10	25.7	61.8	59.6	155.8
	+15	11.5	31.8	31.4	70.7
	-5	23.8	62.9	65.5	162.0
	-10	24.5	63.9	59.9	154.2
	-15	12.8	27.1	29.3	65.8

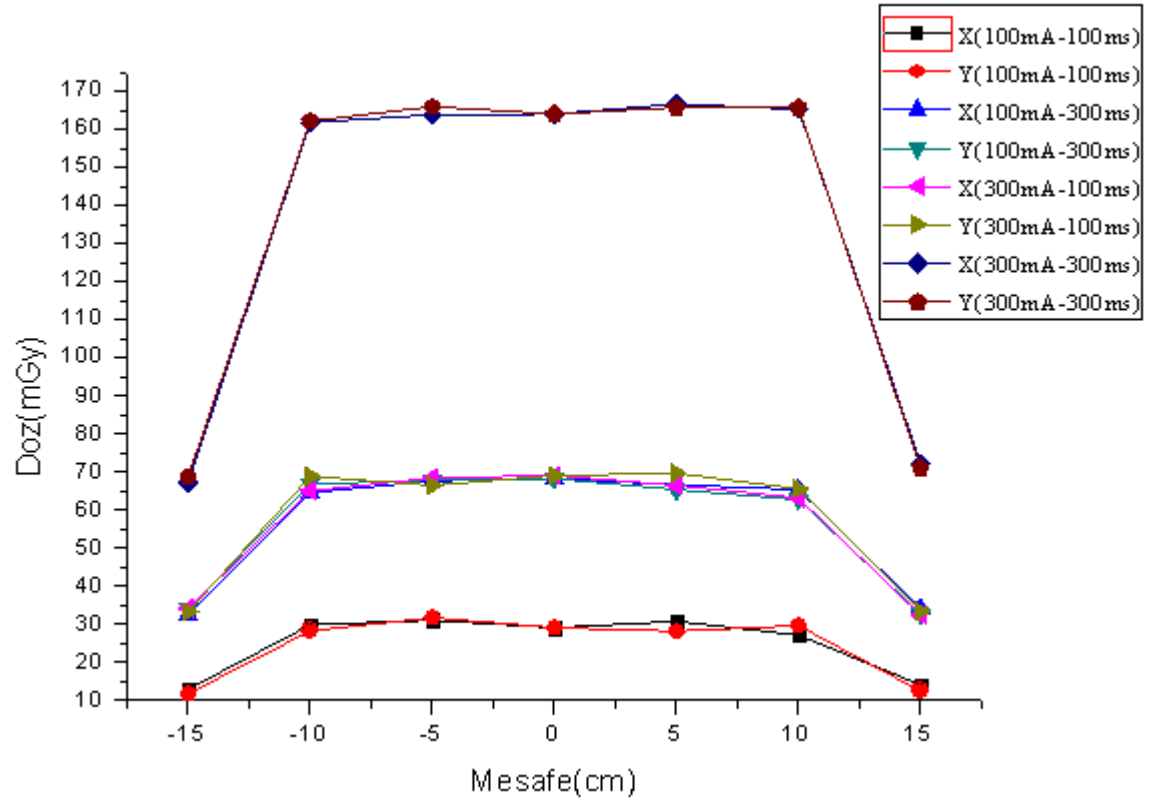


Şekil 4.8. 110kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

110 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 29.6 mGy (27.2-31.8 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 66.2 mGy (62.8-68.3 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 67.0 mGy (63.2-69.7 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 164.6 mGy (161.8-166.7 mGy)' dir (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. 110kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	29.1	68.3	69.1	164.1
	+5	30.8	66.7	66.5	166.7
X (baş-ayak)	+10	27.2	65.4	63.2	165.3
	+15	14.1	34.2	32.5	72.2
	-5	31.1	67.7	68.5	163.9
	-10	29.9	64.6	65.1	161.8
	-15	13.0	32.5	34.2	67.3
	+5	28.2	65.4	69.7	165.8
Y (sol-sağ)	+10	29.7	62.8	65.6	165.8
	+15	12.5	32.8	33.4	71.1
	-5	31.8	67.9	66.5	166.0
	-10	28.3	66.9	68.9	162.2
	-15	11.8	34.1	33.3	68.8

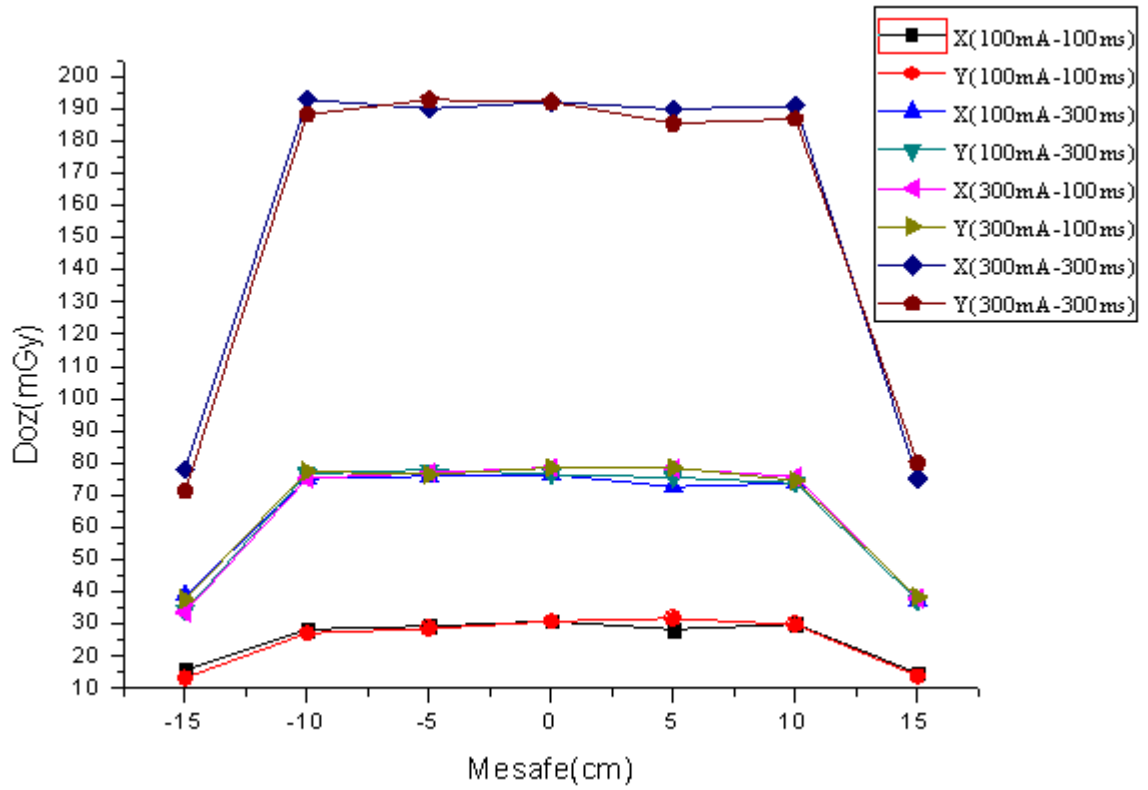


Şekil 4.9. 110kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği

120 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 29.4 mGy (27.2-31.8 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 75.3 mGy (72.6-77.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 76.9 mGy (74.6-78.6 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 189.9 mGy (185.5-192.8 mGy)' dir (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. 120kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	30.9	76.5	78.6	192.1
	+5	28.4	72.6	78.3	189.9
X (baş-ayak)	+10	30.0	73.8	75.7	190.9
	+15	14.8	37.3	38.0	75.2
	-5	29.4	75.9	77.0	190.0
	-10	28.4	75.1	75.2	192.8
	-15	15.8	38.9	33.6	78.0
	+5	31.8	75.5	78.6	185.5
Y (sol-sağ)	+10	29.8	73.8	74.6	186.8
	+15	13.9	37.3	38.4	80.1
	-5	28.6	77.9	76.4	192.8
	-10	27.2	76.7	77.4	188.2
	-15	13.3	34.1	37.7	71.4

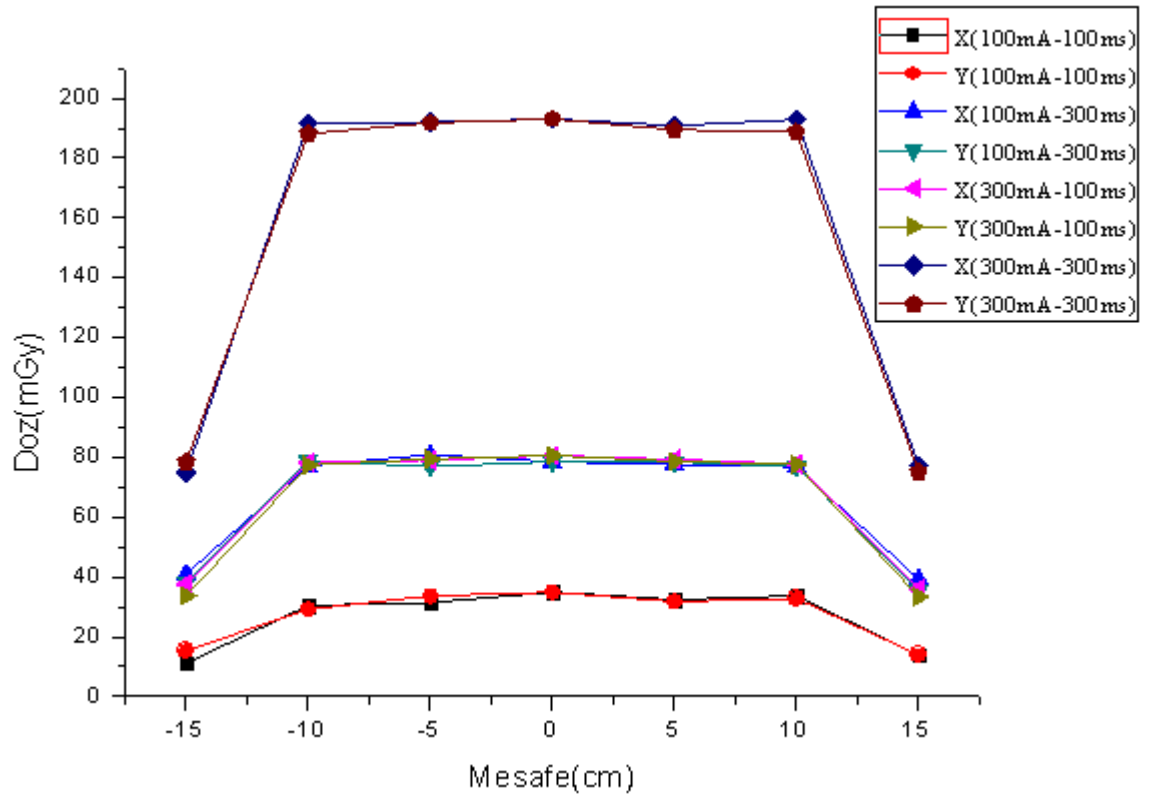


Şekil 4.10. 120kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

120 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 33.8 mGy (29.2-33.7 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 78.0 mGy (76.8-80.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 78.6 mGy (77.4-80.6 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 191.0 mGy (188.2-193.1 mGy)' dir (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. 120kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	34.9	78.5	80.6	193.1
X (baş-ayak)	+5	32.4	77.6	79.3	190.9
	+10	33.7	76.8	77.7	192.9
	+15	13.8	39.3	36.0	77.2
	-5	31.4	80.9	79.0	192.0
	-10	30.4	77.1	78.2	191.8
	-15	11.2	40.9	37.6	75.0
Y (sol-sağ)	+5	31.8	78.5	78.6	189.5
	+10	32.8	76.8	77.6	188.8
	+15	13.9	35.3	33.4	75.1
	-5	33.6	76.9	79.4	191.8
	-10	29.2	78.7	77.4	188.2
	-15	15.3	38.1	33.7	78.4



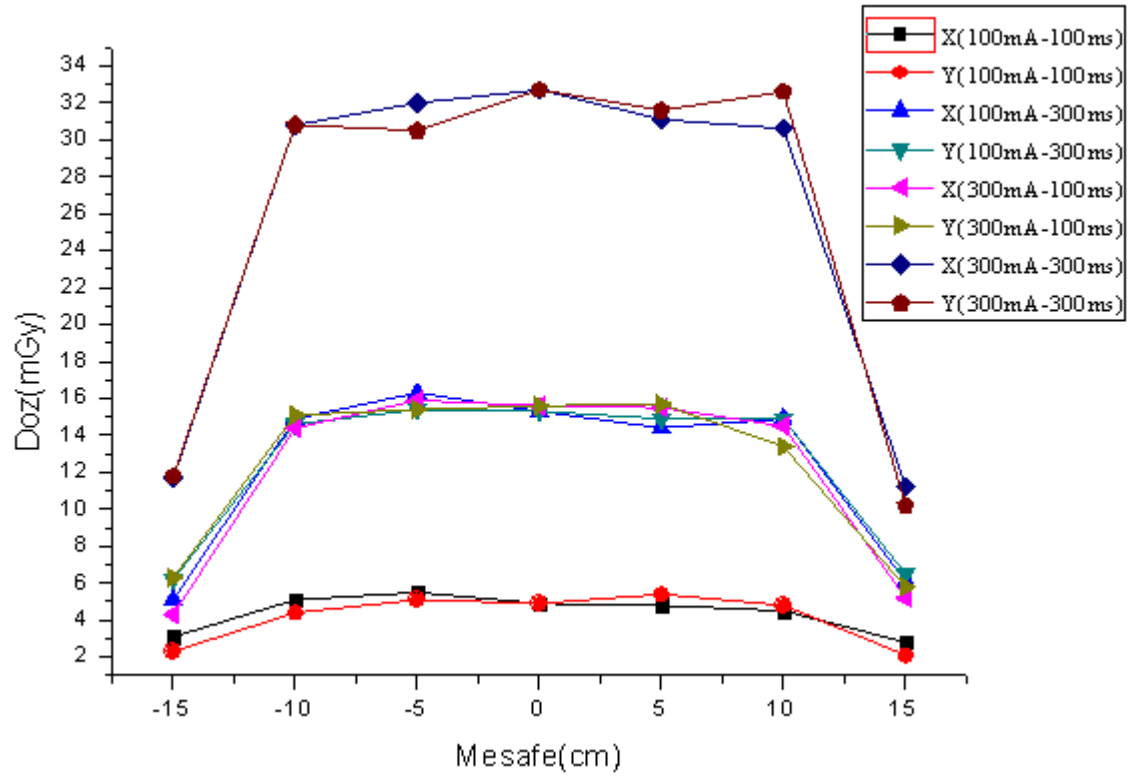
Şekil 4.11. 120kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği

4.4 Farklı enerji parametrelerinde 40 görüntü alınarak elde edilen değerler

90 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 4.9 mGy (4.4-5.5 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 15.1 mGy (14.4-16.3 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 15.1 mGy (13.4-15.9 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 31.4 mGy (30.5-32.7 mGy)' dir (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. 90kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	4.9	15.3	15.6	32.7
	+5	4.8	14.4	15.5	31.1
X (baş-ayak)	+10	4.5	14.9	14.5	30.6
	+15	2.8	6.1	5.2	11.2
	-5	5.5	16.3	15.9	32.0
	-10	5.1	14.9	14.4	30.8
	-15	3.1	5.1	4.3	11.7
	+5	5.4	14.9	15.7	31.6
Y (sol-sağ)	+10	4.8	14.9	13.4	32.6
	+15	2.1	6.5	5.8	10.2
	-5	5.1	15.4	15.4	30.5
	-10	4.4	14.6	15.1	30.8
	-15	2.3	6.2	6.3	11.8

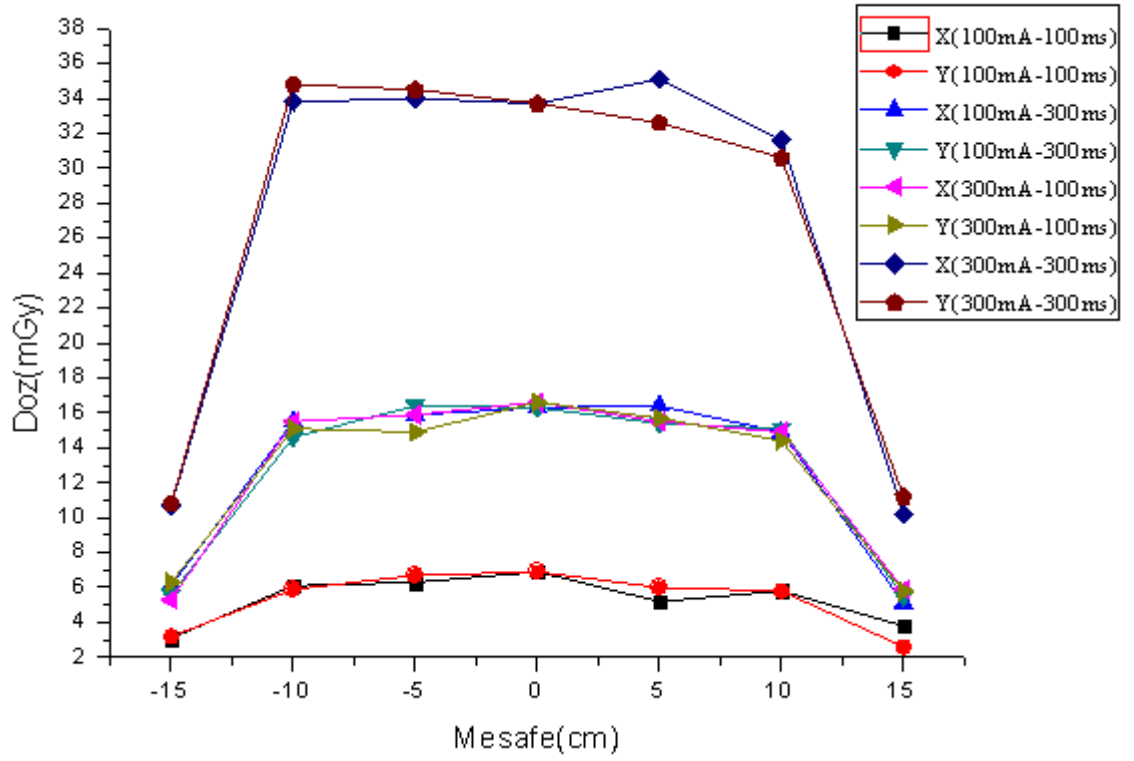


Şekil 4.12. 90kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

90 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 6.1 mGy (5.2-6.9 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 15.6 mGy (14.6-16.4 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 15.4 mGy (14.4-16.6 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 33.4 mGy (30.6-35.1 mGy)' dir (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. 90kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	6.9	16.3	16.6	33.7
	+5	5.2	16.4	15.5	35.1
X (baş-ayak)	+10	5.8	14.9	14.9	31.6
	+15	3.8	5.1	5.9	10.2
	-5	6.3	15.9	15.9	34.0
	-10	6.1	15.5	15.5	33.8
	-15	3.1	6.1	5.3	10.7
Y (sol-sağ)	+5	6.0	15.4	15.7	32.6
	+10	5.8	15.1	14.4	30.6
	+15	2.6	5.5	5.8	11.2
	-5	6.7	16.4	14.9	34.5
	-10	5.9	14.6	15.1	34.8
	-15	3.2	5.6	6.3	10.8

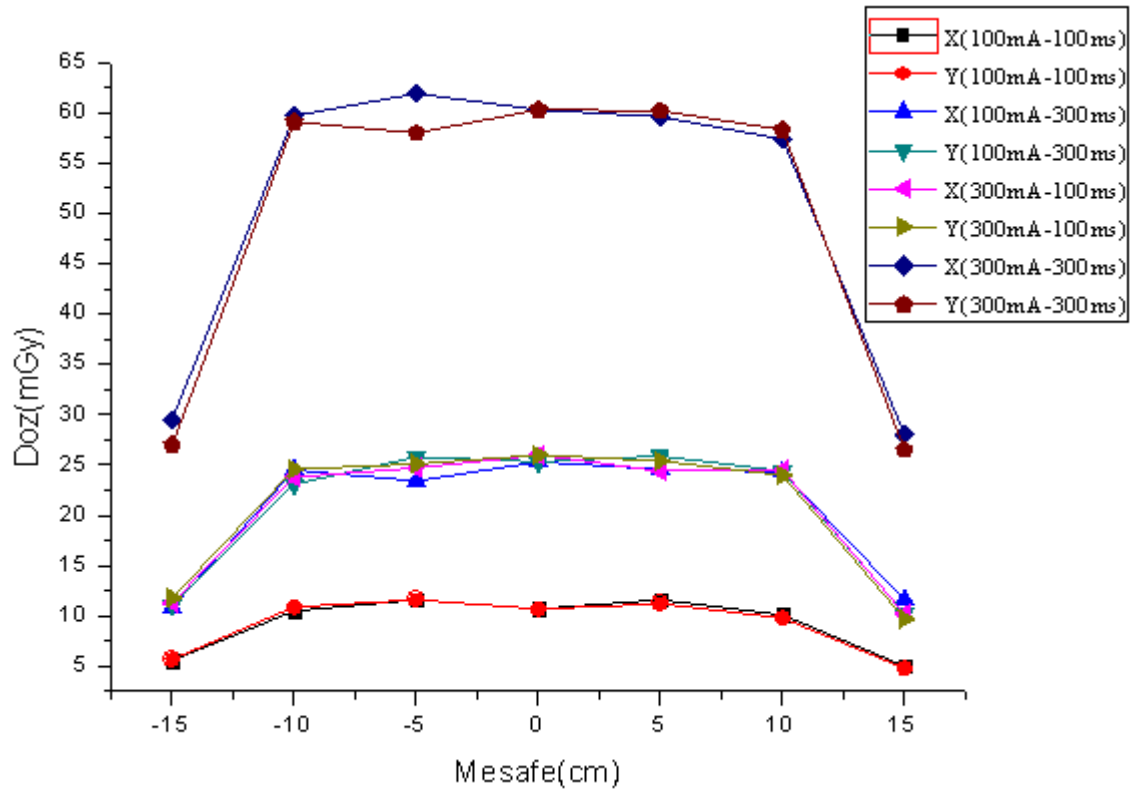


Şekil 4.13. 90kV enerjisinde Gafkromik film ölçüm grafiği

100 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 10.9 mGy (9.8-11.6 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 24.6 mGy (23.1-25.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 24.7 mGy (23.8-26.0 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 59.4 mGy (57.4-61.9 mGy)' dir (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. 100kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	10.7	25.3	26.0	60.3
	+5	11.6	24.6	24.4	59.6
X (baş-ayak)	+10	10.1	24.3	24.5	57.4
	+15	5.0	11.6	10.2	28.0
	-5	11.6	23.4	24.7	61.9
	-10	10.5	24.5	23.8	59.7
	-15	5.6	10.8	11.3	29.5
Y (sol-sağ)	+5	11.2	25.9	25.4	60.2
	+10	9.8	24.4	24.0	58.3
	+15	4.8	10.2	9.7	26.5
	-5	11.6	25.8	25.1	58.0
	-10	10.9	23.1	24.6	59.1
	-15	5.7	11.1	11.8	27.0

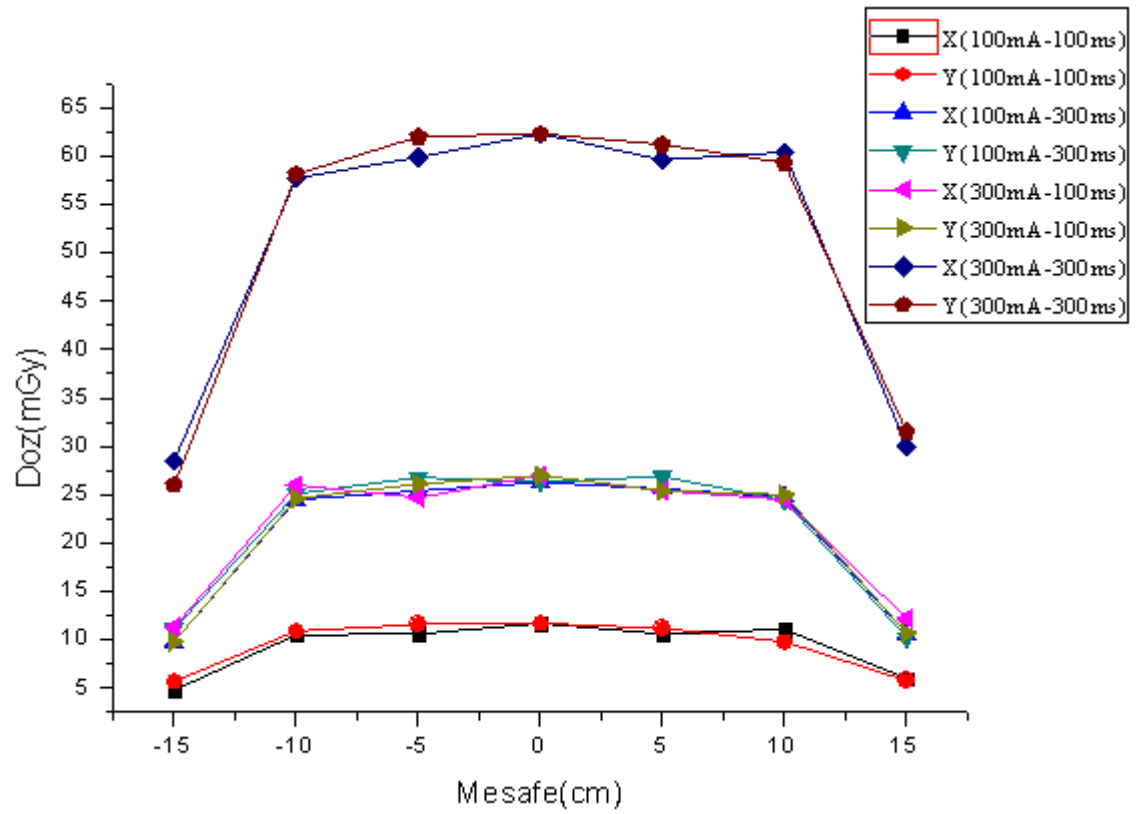


Şekil 4.14. 100kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

100 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 10.9 mGy (9.8-11.7 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 25.5 mGy (24.4-26.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 25.4 mGy (24.5-27.0 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 60.1 mGy (57.7-62.3 mGy)' dir (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. 100kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	11.7	26.3	27.0	62.3
	+5	10.6	25.6	25.4	59.6
X (baş-ayak)	+10	11.1	24.8	24.5	60.4
	+15	6.0	10.6	12.2	30.0
	-5	10.6	25.4	24.7	59.9
	-10	10.5	24.5	26.0	57.7
	-15	4.8	9.8	11.3	28.5
Y (sol-sağ)	+5	11.2	26.9	25.4	61.2
	+10	9.8	24.4	25.0	59.3
	+15	5.8	10.2	10.7	31.5
	-5	11.6	26.8	26.1	62.0
	-10	10.9	25.1	24.6	58.1
	-15	5.7	11.1	9.8	26.0

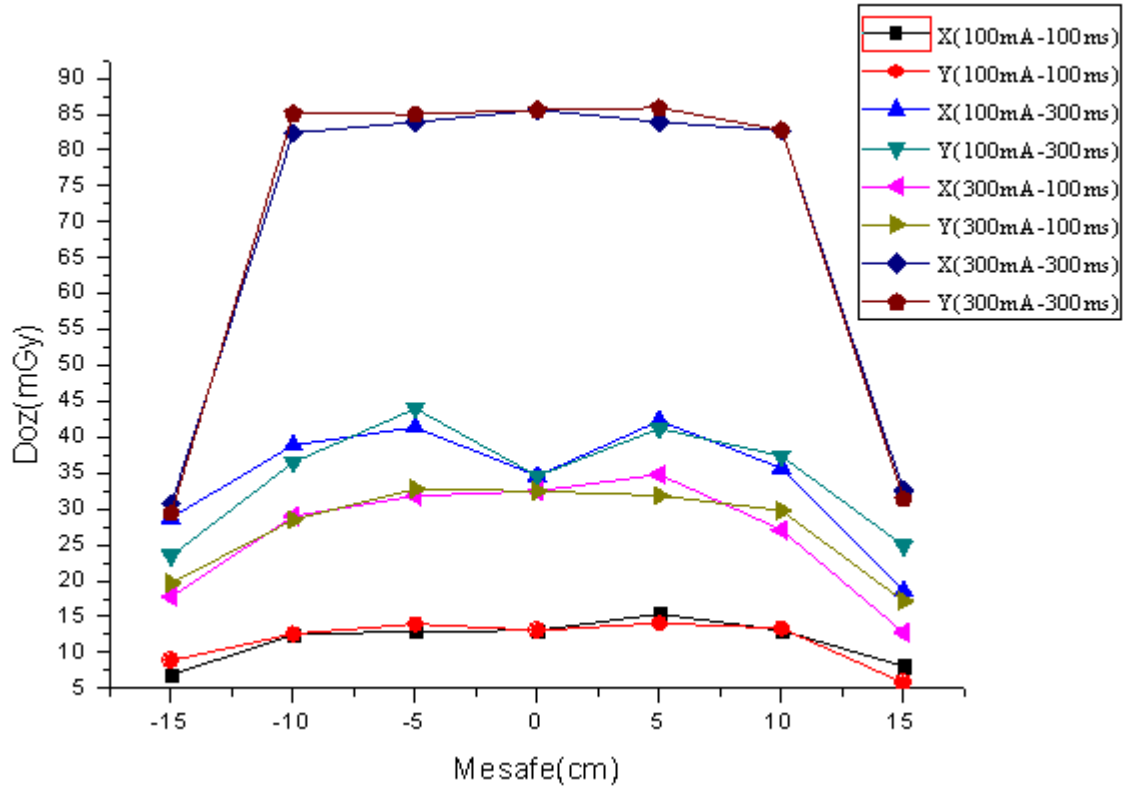


Şekil 4.15. 100kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği

110 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 13.5 mGy (12.5-15.4 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 39.1 mGy (34.6-44.0 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 30.9 mGy (27.1-34.8 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 84.1 mGy (82.4-85.9 mGy)' dir (Tablo 4.18).

Tablo 4.18. 110kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		<i>DOZ (mGy)</i>			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	13.1	34.6	32.5	85.6
	+5	15.4	42.3	34.8	83.9
X (baş-ayak)	+10	13.1	35.7	27.1	82.7
	+15	8.1	18.6	12.8	32.6
	-5	13.0	41.4	31.8	83.9
	-10	12.5	38.9	29.0	82.4
	-15	6.9	28.8	17.8	30.7
Y (sol-sağ)	+5	14.1	41.2	31.9	85.9
	+10	13.4	37.4	29.8	82.8
	+15	5.8	24.9	17.2	31.4
	-5	14.0	44.0	32.8	85.0
	-10	12.6	36.5	28.5	85.1
	-15	8.9	23.5	19.7	29.4

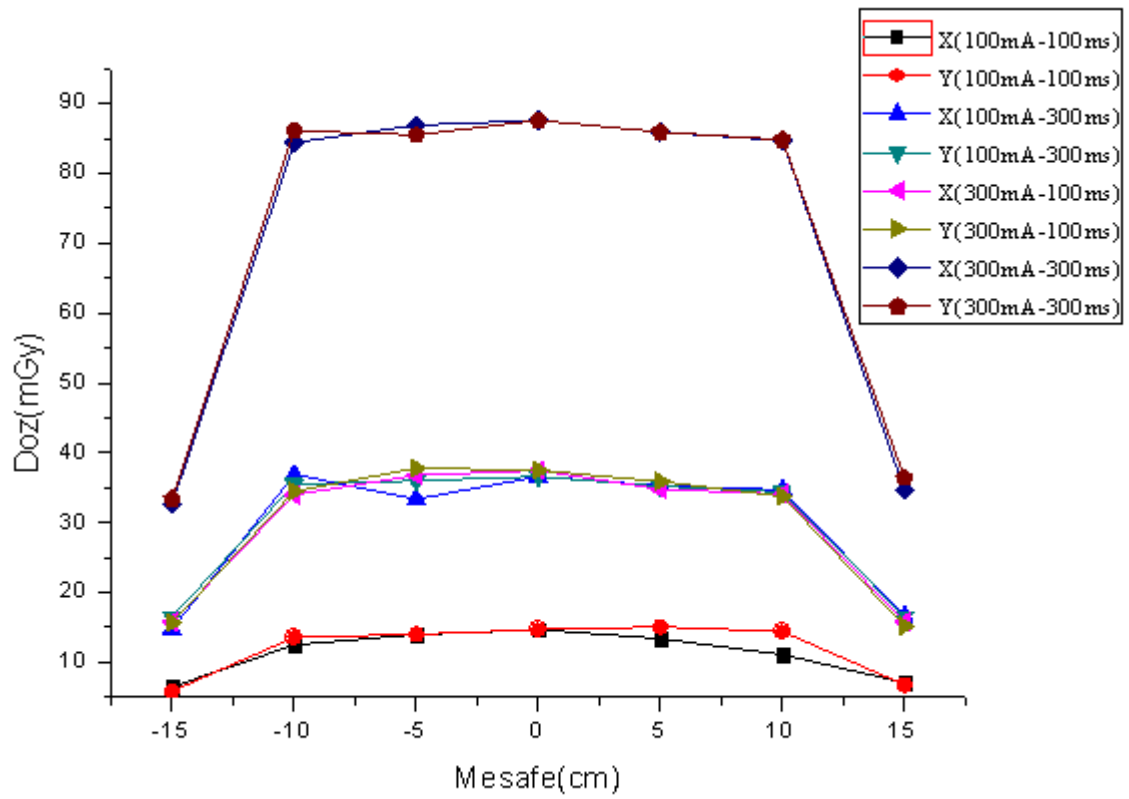


Şekil 4.16. 110kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

110 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 13.6 mGy (11.1-15.1 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 35.3 mGy (33.4-36.9 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 35.5 mGy (33.8-37.8 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 85.6 mGy (84.4-887.6 mGy)' dir (Tablo 4.19).

Tablo 4.19. 110kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	14.7	36.6	37.5	87.6
	+5	13.4	35.3	34.8	85.9
X (baş-ayak)	+10	11.1	34.7	34.1	84.7
	+15	7.1	16.6	15.8	34.6
	-5	14.0	33.4	36.8	86.9
	-10	12.5	36.9	34.0	84.4
	-15	6.5	14.8	15.8	32.7
Y (sol-sağ)	+5	15.1	35.2	35.9	85.9
	+10	14.4	34.4	33.8	84.8
	+15	6.8	16.5	15.2	36.4
	-5	14.0	36.0	37.8	85.5
	-10	13.6	35.5	34.5	86.1
	-15	5.9	16.5	15.7	33.4

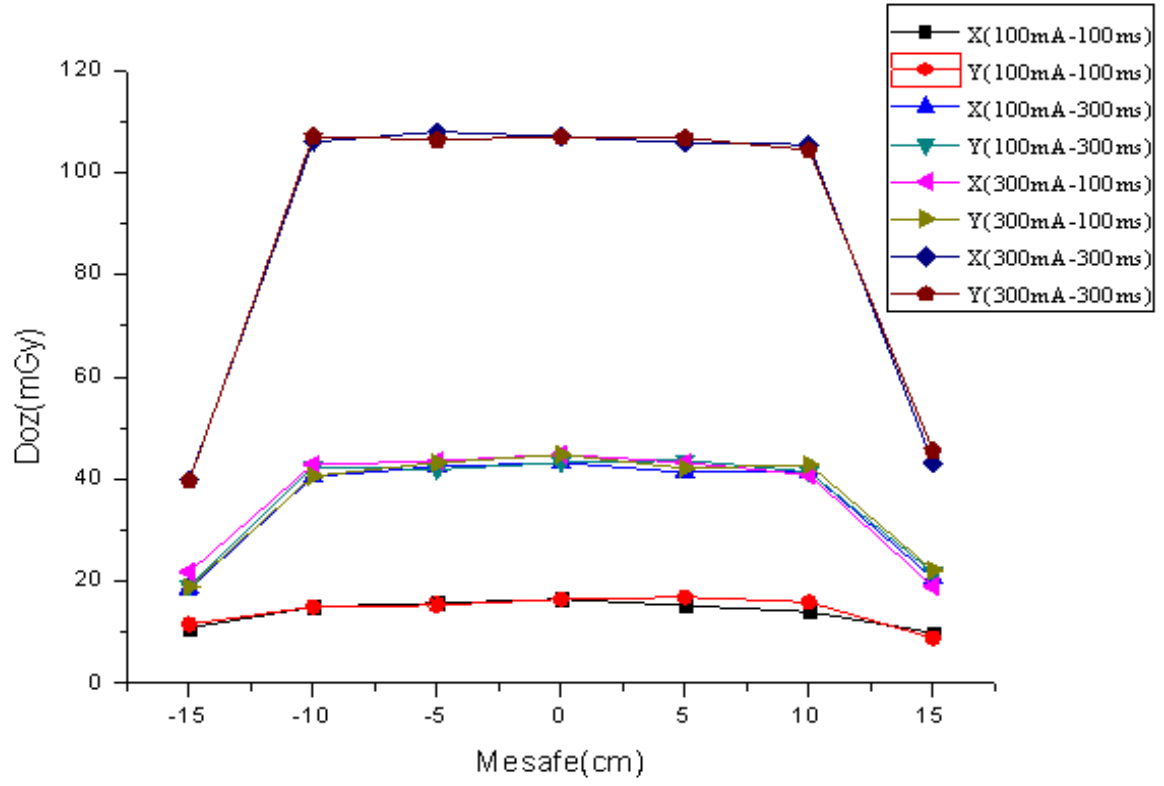


Şekil 4.17. 110kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği

120 kV enerjili TLD ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 15.5 mGy (14.0-16.9 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 42.0 mGy (40.5-43.7 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 42.6 mGy (40.6-44.8 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 106.3 mGy (104.4-107.1 mGy)' dir (Tablo 4.20).

Tablo 4.20. 120kV enerjisinde TLD değerleri

Konum (cm)		<i>DOZ (mGy)</i>			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	16.5	43.2	44.8	107.0
X (baş-ayak)	+5	15.2	41.3	43.2	105.8
	+10	14.0	41.4	40.8	105.5
	+15	9.9	20.6	19.0	43.1
	-5	15.7	42.4	43.5	108.0
	-10	15.0	40.5	42.8	106.0
	-15	10.9	18.5	21.8	40.0
Y (sol-sağ)	+5	16.9	43.7	42.1	106.8
	+10	15.9	41.4	42.8	104.4
	+15	8.9	21.7	22.2	45.5
	-5	15.3	41.9	43.2	106.4
	-10	15.0	42.4	40.6	107.1
	-15	11.6	19.1	18.9	39.7

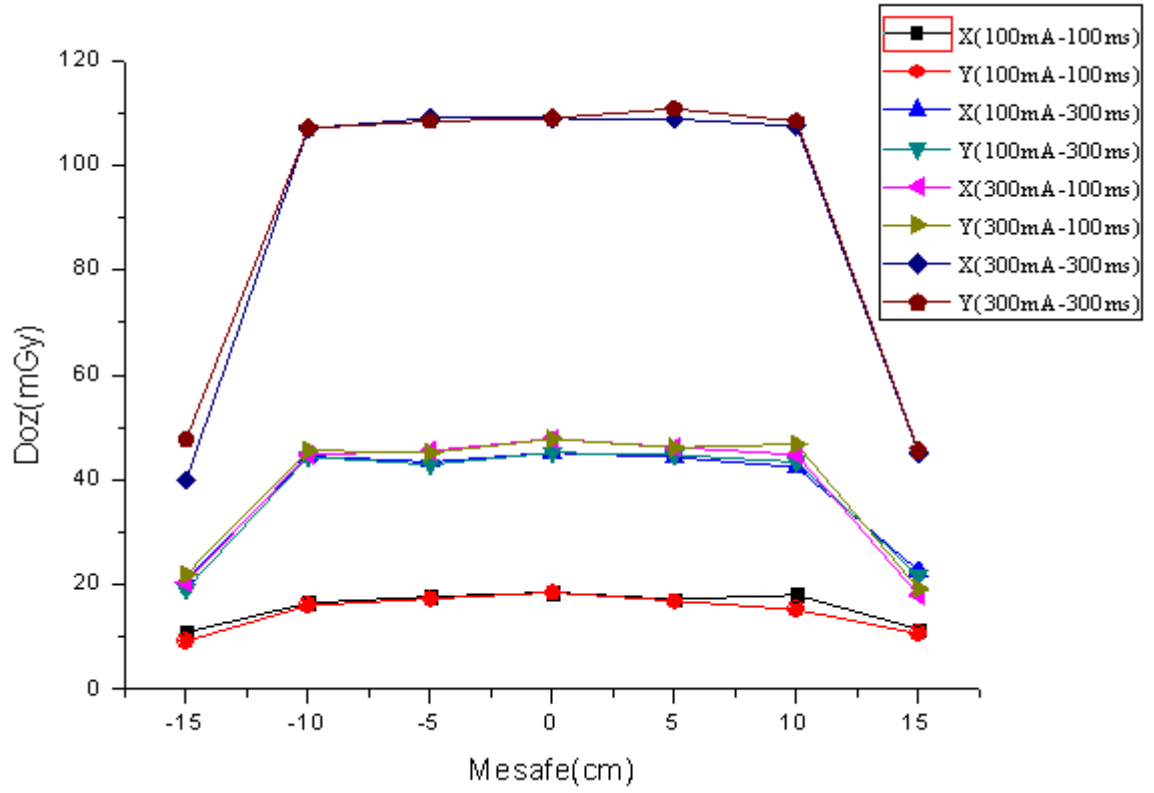


Şekil 4.18. 120kV enerjisinde TLD ölçüm grafiği

120 kV enerjili gafkromik film ölçümlerinde, görüntü alanı içinde farklı konum ve aynı mAs için ölçülen değerler uyumludur. 100mA-100ms değerleri için ortalama değer 17.0 mGy (15.2-18.5 mGy), 100mA-300ms değerleri için ortalama değer 43.9 mGy (42.9-45.2 mGy), 300mA-100ms değerleri için ortalama değer 45.9 mGy (44.8-47.8 mGy) ve 300mA-300ms değerleri için ortalama değer 108.4 mGy (107.1-110.8 mGy)' dir (Tablo 4.21).

Tablo 4.21. 120kV enerjisinde Gafkromik film değerleri

Konum (cm)		DOZ (mGy)			
		100-100 (mA-ms)	100-300 (mA-ms)	300-100 (mA-ms)	300-300 (mA-ms)
M (merkez)	0	18.5	45.2	47.8	109.0
	+5	17.2	44.3	46.2	108.8
X (baş-ayak)	+10	18.0	42.4	44.8	107.5
	+15	11.5	22.6	18.0	45.1
	-5	17.7	43.4	45.5	109.0
	-10	16.5	44.5	44.8	107.0
	-15	10.9	20.9	20.4	40.0
	+5	16.9	44.7	46.1	110.8
Y (sol-sağ)	+10	15.2	43.4	46.8	108.4
	+15	10.6	21.7	19.2	45.5
	-5	17.3	42.9	45.2	108.4
	-10	16.0	44.4	45.6	107.1
	-15	9.2	19.1	21.9	47.7



Şekil 4.19. 120kV enerjisinde gafkromik film ölçüm grafiği

5. TARTIŞMA

Yaptığımız çalışmalar doğrultusunda, Alderson Rando Fantom üzerinde CyberKnife® görüntüleme sisteminden gelen doz katkısı, TLD ve Gafkromik film dozimetri sistemleri kullanılarak elde edilmiştir ve bulgular karşılaştırılmıştır.

Kullanılacak dozimetrik sistemlerin kalibrasyonları, doz cevabına etki edebilecek hataları en aza indirmek için çalışma enerjisinde ve iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Yüksek enerjiler (>1MeV) için kalibrasyon işleminde iyon odaları kullanılacaksa elektronik dengenin sağlandığı bölgelerde çalışılması tavsiye edilmektedir (31). Bu nedenle kV enerjisinde yaptığımız kalibrasyon işlemlerinde build-up kabına ihtiyaç duyulmamıştır. Ayrıca iyon odalarının geniş doz aralığında doğrusal cevap vermesi düşük dozlarda yapılan kalibrasyon eğrisinde de elde edilmiştir. TLD kalibrasyonunda kullanılan lineer hızlandırıcı cihazı için demet kalitesi değeri 0.679 olarak ölçülmüştür. Bu değer BJR Supplement 25' te belirtilen değer ile uyumludur (<%0.3).

TLD kullanımı zaman alıcı ve zahmetli işlemler gerektirir. Kullanılan dedektörlerin doz cevaplarının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istendiğinde ise TLD sistemleri en uygun in-vivo dozimetri sistemlerdir. Tedavi alanı dışındaki dozlar düşük olduğu için ölçüm sonuçları tam doğru olmayabilir. Bu yüzden birçok fizikçi tedavi alanı dışındaki doz ölçümünde foton enerjisine, doz hızına ve açığa bağlılığı minimuma indirmek için TLD kullanmayı tercih etmektedir (25). Literatürde TLD' nin düşük enerjilerde ve çevresel dozlarda kullanıldığı birçok çalışma vardır (1, 26, 28, 29, 30).

Perks ve ark. (26) yaptığı çalışmada kV CBCT ile GKRT uygulanan prostat tedavisinde görüntümeden kaynaklı alan içi ve alan dışı dozlar TLD kullanılarak elde edilmiştir. TLD yongaları için 300 KeV altındaki enerjilerde enerji bağımlılığı olduğundan (22), TLD okumalarındaki azalmaya karşı düzeltme faktörünün elde edilmesi gerektiği belirtilmiştir. 6MV enerjide kalibre edilen TLD' lere uygulanan

düzeltilme faktörü 1.300 olarak elde edilmiştir. Görüntülemeye gelen en yüksek katkıyı belirlemek için maksimum tarama enerjisi olan 120 kV' de çalışılmıştır. TLD' lere yeterli doz yüklemesi yapmak için 10 kez tarama yapılarak okuma değerleri 10' a bölünmüştür.

Bizim çalışmamızda da TLD referans ölçüm sistemi olarak alınıp Gafkromik film ölçüm sistemleriyle karşılaştırılmıştır. Bu yüzden TLD' ler öncelikle lineer hızlandırıcıda 6MV enerjide kalibre edilmiştir ve daha sonra 100 kV enerjide kalibre edilerek düşük enerjilerdeki TLD okumaları için düzeltme faktörü 1.103 olarak elde edilmiştir. Düşük enerjilerde kullanılacak TLD' ler için elde ettiğimiz düzeltme faktörü literatürde belirtildiği gibi enerjiye bağımlıdır. Fakat, Perks ve ark. yaptığı çalışmada 120 kV – 16 mAs parametrelerinde TLD kalibrasyonu yapılmıştır. Çalışmamızda ise 100 kV - 80 mAs enerji parametrelerinde kalibrasyon yapıldığı için düzeltme faktörünün daha düşük çıkması beklenen bir sonuçtur.

Perks ve ark. (26) görüntülemeye kaynaklı doz katkısını, görüntüleme merkezinde 7.2 cGy, görüntü alanı kenarından 7 ve 13 cm' de sırasıyla 0.5 ve 0.2 cGy olarak elde etmişlerdir. YART tedavisi uygulanan prostat hastaları için alan içi görüntülemeye kaynaklı doz fraksiyon başına reçetelendirilen dozun %1' i kadardır. Klinik açıdan düşünüldüğünde bu düşük radyasyon dozlarının ilişkili olduğu komplikasyonlar (32); erkeklerde yaşayan spermatitlerin sayısında azalma (azoospermia, kısa dönemde 0.1 Gy, uzun dönemde >2.5 Gy) (33), kadınlarda yumurtalık fonksiyon kaybı ve oosit ölümü (<2.0 Gy) (34), ayrıca hipotiroidizm/tiroid nodülleri (35, 36)' dir. Görüntüleme tekniklerinden gelen ek doz katkısı yukarıda belirtilen bazı komplikasyonların oluşmasına katkı sağlarlar.

120 kV enerji ile alınan TLD ölçümlerimiz sonucunda elde ettiğimiz görüntü başına dozlar, alan merkezinde 2.68 mGy ve alan kenarından 5 cm uzaklıkta 1.04 mGy' dir. Fraksiyon başına en az 50 görüntü alındığı düşünüldüğünde, alan merkezinde 13.4 cGy ve alan kenarından 5 cm uzaklıkta 5.2 cGy doz olacaktır. Bu dozlar yukarıda

bahsedilen komplikasyonların oluşmasına katkıda bulunacak değerlerdir. Çalışmamızda SRC tedavilerinde gerekli olan görüntüleme sistemlerinden ek doz katkısı geldiği gösterilmiştir.

Kullandığımız ölçüm sistemlerinin duyarlılığını arttırmak ve görüntü başına dozu daha hassas elde etmek için ard arda 40 görüntü alınarak ölçüm sistemlerine doz yüklemesi yapılmıştır. Tüm ölçümler 80 görüntü alınarak tekrar edilmiş ve ölçüm sistemlerinin doğrusallığı incelenmiştir. 40 görüntü alınarak elde edilen TLD ölçümlerinde görüntü başına en yüksek doz değerleri, görüntü alanı merkezinde 2.68 mGy, görüntü alanı kenarından 5 cm uzaklıkta (baş-ayak yönünde) 1.04 mGy' dir. Gafkromik film ölçümlerinde görüntü başına en yüksek doz değerleri, görüntü alanı merkezinde 2.73 mGy, görüntü alanı kenarından 5 cm uzaklıkta (baş-ayak yönünde) 1.08 mGy' dir. 80 görüntü alınarak elde edilen TLD ölçümlerinde görüntü başına en yüksek doz değerleri, görüntü alanı merkezinde 2.40 mGy, görüntü alanı kenarından 5 cm uzaklıkta (baş-ayak yönünde) 0.94 mGy' dir. Gafkromik film ölçümlerinde görüntü başına en yüksek doz değerleri, görüntü alanı merkezinde 2.41 mGy, görüntü alanı kenarından 5 cm uzaklıkta (baş-ayak yönünde) 0.96 mGy' dir. Elde edilen doz değerleri incelendiğinde TLD ve Gafkromik film ölçüm sistemleri düşük dozlara doğrusal cevap vermekte ve birbirleriyle uyum göstermektedir. Bildiğimiz kadarıyla yaptığımız bu çalışma CyberKnife® görüntüleme sistemlerinden gelen doz katkısını iki farklı ölçüm sistemiyle inceleyen ilk çalışmadır. Yine bildiğimiz kadarıyla görüntümeden kaynaklı çevresel doz ölçümlerinde Gafkromik filmin TLD' ye alternatif olabileceğini gösteren ilk çalışmadır.

Butson ve ark. (29) yaptığı bir çalışmada 50 ve 150 kV enerji uygulanan yüzeyel X-ışını tedavilerinde göz korumasının altındaki dozlar TLD ve Gafkromik film ölçümleriyle elde edilmiştir. Gafkromik film ölçümlerinin TLD ölçümleriyle uyum içinde olduğu belirtilmiştir (<2%). İki ölçüm sisteminde düşük dozlara duyarlı olduğu, ancak gafkromik filmin iki boyutlu doz dağılımı sağlamasından dolayı daha avantajlı olduğu belirtilmiştir.

Murphy ve ark. (1) yaptığı bir çalışmada TLD ölçüm sistemleri kullanılarak CyberKnife® görüntüleme sistemlerinden kaynaklanan görüntü başına doz 105-125 kV ve 10 mAs için 0.25 mGy olarak belirtilmiştir. TLD ölçümlerimiz sonucu 10 mAs' de görüntü başına doz 90 kV' de 0.16 mGy, 100 kV' de 0.24 mGy, 110 kV' de 0.31 mGy ve 120 kV' de 0.39 mGy' dir. Gafkromik ölçümlerimizde ise görüntü başına doz 90 kV' de 0.20 mGy, 100 kV' de 0.32 mGy, 110 kV' de 0.36 mGy ve 120 kV' de 0.44 mGy' dir. Yapılan bu çalışmada ayrıca 120-125 kV ve 10-90 mAs aralığındaki tüp parametrelerinde görüntü başına doz 0.25-2.00 mGy olarak belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda 120 kV ve 10-90 mAs tüp parametrelerinde görüntü başına doz TLD ölçümlerinde 0.39-2.40 mGy, Gafkromik ölçümlerinde ise 0.44-2.41 mGy aralığındadır. Her iki ölçüm sistemiyle elde ettiğimiz doz değerleri yukarıda değindiğimiz çalışmanın sonuçları ile uyumludur.

Kliniğimizde SRC ile tedavi edilen intrakraniyel yerleşimli kitleler için tedavi boyunca fraksiyon başına ortalama 50 kez görüntü alınmaktadır. Tüp parametreleri 90-110 kV ve 10-30 mAs aralığında değişmektedir. Bu durumda görüntülemekten gelen doz katkısı alan merkezinde 0.8-4.6 cGy, alan kenarından 5 cm uzaklıkta 0.4-1.8 cGy aralığında değişmektedir. Ekstraniyel yerleşimli (abdomen, pelvis, akciğer, vb...) kitleler için tedavi boyunca fraksiyon başına ortalama 80-100 kez görüntü alınmaktadır. Tüp parametreleri 100-120 kV ve 30-90 mAs aralığında değişmektedir. Bu durumda da görüntülemekten gelen doz katkısı alan merkezinde 5.4-27.3 cGy, alan kenarından 5 cm uzaklıkta 2.2-10.8 cGy aralığında değişmektedir. Yukarıda belirtilen ortalama görüntü sayılarının fraksiyon başına olduğu unutulmamalıdır ve artan fraksiyon sayısı kadar görüntülemekten gelen doz katkısının artacağı açıktır. Bu doz aralıkları görüntü alanı içinde ya da dışında düşük doz değerlerine duyarlı kritik yapılar için göz ardı edilmemesi gereken değerlere sahiptir.

Bölümümüzde yapılan bir tez çalışmasında CyberKnife® cihazında farklı yerleşimli tümörler için gonadların aldığı dozlar incelenmiştir. Testis dozlarına bakıldığında,

intrakraniyel ve extrakraniyel yerleşimli tümörler için elde edilen ölçümler sonucu en yüksek değerler prostat tedavisinde elde edilmiştir. Testis dozu 100 cGy' in üzerinde (150 cGy) olan bu hasta grubu için geçici sterilite beklenmektedir. Bu çalışmada görüntümeden gelebilecek doz katkısının da gonadlar üzerindeki risk açısından bilinmesi gerektiği vurgulanmıştır (27).

Maarouf ve ark. (28) yaptığı bir çalışmada SRC uygulanan intrakraniyel kitleler için alan dışı riskli organların aldığı dozlar incelenmiştir. Çalışmaya 21 hasta dahil edilmiş ve lens, tiroid, meme, over ve testislerin aldığı dozlar incelenmiştir. En yüksek reçetelendirilen dozun 36 Gy olduğu bu çalışmada, TLD ölçümleri sonucu lens dozları 276 ± 200 mGy, tiroid dozları 155 ± 83 mGy, meme dozları 47 ± 22 mGy, over dozları 20 ± 12 mGy ve testis dozları 9 ± 3 mGy olarak elde edilmiştir. SRC uygulanan iyi huylu (benign) tümörler ve AVM hastalarının uzun yaşam beklentilerinden dolayı kritik yapıların mümkün olan en düşük dozlara maruz kalmaları istenmektedir. Görüntümeden gelen ek doz katkısı da düşünüldüğünde bu riskin arttığı belirtilmektedir.

Literatürde var olan çalışmalar incelendiğinde, hepsinin izosentrik tedavi prensibi üzerine kurgulanan doz incelemelerine dayandığı görülmektedir. Tedavi alanı dışında kalan riskli organların (lens, gonad, meme, tiroid, vb...) aldığı dozlar, tedavi cihazı kafasından sızan ve saçılan, hastadan saçılan radyasyondan kaynaklanmaktadır. CyberKnife® cihazı, “non- gantry” yaklaşımını kliniğe sunan ilk cihaz olma niteliğindedir. Bu nedenle ışın demetlerinin vücudun her noktasından geçebilecek tarzda planlama yapılabilmesi mümkündür. Tedavi alanı dışında ya da uzak bölgelerde yerleşen kritik yapıların “gantry” yaklaşımli tedavi tekniklerine göre daha yüksek doza maruz kalmaları kaçınılmazdır. Bu durumda görüntümeden gelen ek doz katkısı çok daha anlamlı hale gelmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1) Son yıllarda gelişen ve karmaşıklaşan tedavi şekilleriyle birlikte ışınlanacak bölgenin doğru bir şekilde tespiti ve takibi çok büyük önem taşımaktadır. Bu yüzden GKRT gerekliliği artmaktadır. GKRT hastaya geniş bir bölgede görüntümeden kaynaklı ek doz sağlar. MV görüntüleme kullanan birçok tedavi cihazı görüntümeden kaynaklı dozu tedavi dozundan çıkarabilme özelliğine sahiptir. Fakat tedavi cihazından bağımsız görüntüleme sistemleri kullanan cihazlar henüz böyle bir teknolojiye sahip değildir. Tedavinin güvenilirliği açısından görüntümeden kaynaklı dozun bilinmesi gereklidir.

2) kV enerjili X-ışını tüpleri hedef takibinde referans olarak alınan kemik yapı ve ya metal işaretleyicileri MV görüntüleme sistemlerine göre daha doğru belirler. Ayrıca kV enerjili görüntüleme sistemlerinde görüntü başına yüzey dozu ~50-70 kat daha çoktur (24). Bu durumda tedavi boyunca alınan görüntü sayısı önemli hale gelmektedir. Çalışmamızda ölçülen dozlar literatürle uyumludur.

3) Görüntü başına dozun daha güvenilir elde edilmesi ve ölçüm sistemlerinin duyarlılığının artırılması için çok fazla sayıda görüntü alındı. Çalışmamızda Gafkromik film düşük tüp parametrelerinde TLD' ye göre %20 civarında daha yüksek ölçüm değerleri vermektedir. Bu değer matematiksel olarak anlamlı yüksek gözükse de görüntü başına doz katkısı açısından çok anlamlı değildir. TLD nokta doz ölçümü sağlarken Gafkromik film iki boyutlu doz dağılımı verebilen ve yüksek çözünürlüğe sahip bir ölçüm sistemidir. Özellikle yüksek enerjili (MV) tedavilerde cilt dozları ölçümünde tavsiye edilen Gafkromik filmler çalışmamızda da güvenilir sonuçlar vermiştir ve kV enerjili görüntümeden kaynaklı doz ölçümlerinde tavsiye etmekteyiz.

4) Görüntü sayısına bağlı doz artışının doğrusallığını incelemek için iki kat fazla görüntü alınarak ölçümler tekrarlandığında elde edilen görüntü başına doz birbirleriyle

uyumludur. Ölçüm sistemlerinin görüntü sayısındaki ve tüp parametrelerindeki artışa doğrusal cevap verdiği görülmüştür.

5) Enerji parametreleri sabit tutularak mAs değeri 3 kat arttığında görüntü başına doz TLD için 2.54 (2.41-2.64) ve Gafkromik film için 2.32 (2.27-2.37) kat artmaktadır. Aynı şekilde mAs değerleri sabit tutulup enerji parametresi arttırıldığında görüntü başında doz artmaktadır. Özellikle SRT' de tedavinin doğruluğu açısından görüntü kalitesi ve sayısı önemlidir. İntrakraniyel hedef yerleşimli hastalarda daha düşük enerji ve mAs değerleri yeterli olurken ekstrakraniyel hedef yerleşimli hastalarda daha yüksek tüp parametrelerine ihtiyaç duyulur. Hedef yerleşimi dikkate alınarak, bu bölgede düşük doz değerlerine duyarlı kritik yapılar dikkate alınmalı ve görüntüleme konusunda daha hassas davranılmalıdır.

6) Sonuç olarak, X-ışını görüntülemesinden kaynaklı yüzey dozu kV ve mAs parametrelerine bağlıdır. Gerekli görüntü sayısı hastalık bölgesinin yeri ve CKS tedavi seçeneklerine göre, yani nefes (Synchrony Solunum Takibi), omur kemikleri (Xsight Omurga Takibi), ve kranial kemiklerin (6D-Skull Takibi) takibi ile değişir. Bölümümüzde, hasta için kullanılan kümülatif gerçek zamanlı görüntü sayısı genellikle 40 ile 150 aralığında değişmektedir. Bu durum görüntüleme işlemi tarafından oluşan ek yüzey dozunun dikkate alınması gerektiğini gösterir. Bu nedenle, görüntü kalitesi açısından optimum düşük tüp parametreleri kullanılması ve tedavinin kalitesinden ödün vermeden en az sayıda görüntü alınması düşüncesindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Murphy M.J. et. al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. (2007)
2. Verellen D, De Ridder M, Storme G. A history of image guided radiotherapy 2008; 4-13
3. Kinzie J.J., Hanks G.E., MacLean C.J., et al. Patterns of care study: Hodgkin's disease relapse rates and adequacy of portals. *Cancer* 1983;52:2223–6.
4. F. M. Khan (2010). *The Physics of Radiation Therapy* (4.bs.) Lippincott Williams & Wilkins. S.45
5. Luxton G, Zbigniew P, Jozsef G, et al. Stereotactic radiosurgery : principle and comprasion of treatment methods, *Neurosurgery*. 1993;32:241
6. Frank Herbert Attix (1986). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, Wiley-Interscience publication
7. Podgorsak, E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: IAEA
8. European Society For Therapeutic radiolog and oncology (ESRTO). “Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy” Jan Van Dam, Ginette Marinello, Booklet No:1, Brussel, Belgium 1994.
9. Karaçam, S. (2007). Yüksek Doz Hızlı (HDR) Brakiterapi Uygulamalarının Kalite Kontrolünde Gafkromik Film Kullanımının Araştırılması, Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
10. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (1998), Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med. Phys.* 25, 2093-2115, USA.

11. Sankar, A., Komanduri, M., Nehru, R., Kurup, G., Muralı, V., Enke, C. Ve digerleri. (2006). Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution verification. *Medical Dosimetry*, 31(4), 273-282.
12. Karadag, N. (2005). İki Farklı Enerjide Kodak-EDR2 ve X-Omat V2 Filmlerinin Karakteristik Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
13. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. (2005). Elekta Limited.
14. Reference Material of Varian Acuity User Manual. (2007). Varian Medical Systems Inc.
15. PTW Ionizing Radiation Detectors Catalog 2006/2007. (2006). PTW- Freiburg.
16. "Instruction Manuel of ART Phantoms" (2006) Radiology Support Devices.
17. Mckinlay, A.F., "Textbook of the National radiological protection board, thermoluminescence dosimetry" Aypar& Akın, 1973.
18. "Instruction Manuel of RW3 Solid Water Phantom", (2006) PTW Freiburg
19. Martisikova, M., Ackermann, B., Klemm, S., Jakel, O. (2008). Use of Gafchromic EBT films in heavy ion therapy. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A* 591, 171- 73
20. Epson erişim: 25/06/2012
http://www.epson.com/cmc_upload/0/000/044/561/10000XL_CatSheet.pdf
21. International Atomic Energy Agency, "Absorbed dose Determination in Photon and Electron Beams" Technical Reports Series No:277, 2. baskı, Vienna, Austria, 1997.
22. Mobid P. N., Nahum A. E., Mayles P. (1998). A Monte Carlo study of the quality dependence factors of common TLD materials in photon and electron beams *Phys. Med. Biol.* 43 2015-32

23. BJR Supplement 25. Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996
24. Walter C., Boda-Heggemann J., Wertz H., Loeb I., Lohr A.R.F., Wenz F. Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT. (2007) 418–423
25. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (2005). Diode In Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy. Yorke,E., Alecu,R., Ding,L., Fontenla,D., Kalend,A., Kaurin,D. ve diğeri. Report No:87. Medical Physics:USA
26. Perks J. R., Lehmann J., et. al. Comparison of peripheral dose from image-guided radiation therapy (IGRT) using kV cone beam CT to intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Radiotherapy and Oncology* 89 (2009); 304-310
27. Düğel, G. (2010). Cyberknife Robotik Radyocerrahi cihazında farklı anatomik yerleşimli tümörlerde gonadların aldığı dozun belirlenmesi, Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
28. Maarouf M., Treuer H., Kocher M., et. al. Radiation exposure of extrakraniyel organs at risk during stereotactic linac radiosurgery. *Strahlenther Onkol* (2005); 181 (7);463–467
29. Butson J. M., Cheung T., et. al. Measurement of radiotherapy superficial X-ray dose under eye shields with radiochromic film. *Physica Medica* (2008); 24, 29-33
30. Zacharias N., Stuhec M., et. al. Low-dose environmental dosimetry using Thermo- and Optically Stimulated Luminescence. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research* (2007); 698-701
31. IAEA, Absorbed dose determination in photon and electron beams an international code of practice (1997). Technical Reports Series No:277, 2th edition

32. Hall E., Radiobiology for the radiologist. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000
33. Howell S., Shalet S., Gonadal damage from chemotherapy and radiotherapy. *Endocrinol Metab Clin North Am.* 1998;27:927-43
34. Wallace W. H., Thomson A. B., Kelsey T. W., The radiosensitivity of the human oocyte. *Hum Reprod* 2003;18:117-21
35. Boice Jr JD. Thyroid disease 60 years after Hiroshima and 20 years after Chernobly. *JAMA* 2006;295:1060-2
36. Imaizumi M, Usa T, Tominaga T, et. al. Radiation dose-response relationships for thyroid nodules and autoimmune thyroid diseasee in Hiroshima and Nagasaki atomic bomb survivors 55-58 years after radiation exposure. *JAMA* 2006;295:1011-22