

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMALARINDA FARKLI TEKNİKLERİN
DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI VE KALİTE KONTROLÜ**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Yusuf Ziya HAZERAL

DANIŞMAN

Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2011

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TÜM CİLT ELEKTRON İŞINLAMALARINDA FARKLI TEKNİKLERİN
DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI VE KALİTE KONTROLÜ**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı

Yusuf Ziya HAZERAL

DANIŞMAN

Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK

İZMİR

2011

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Öğr. Dr. Nezahat OLACAK (Danışman)

Üye : Prof. Dr. Arif Bülent ARAS

Üye : Prof. Dr. Mustafa TEPE

Yüksek Lisans Tezi'nin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Tüm cilt elektron ışınlaması uygulaması için değişik yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan en çok kullanılan iki tanesi Altı Çift Alan Işınlama Tekniği ve Altı Üç Alan Işınlama tekniğidir. Her iki yöntem de güvenilirliği kanıtlanmış, başarıyla uygulanan tekniklerdir.

Bu çalışmada paralel plan iyon odası ve antropomorfik fantom üzerinde TLD ve film dozimetri sistemleri kullanılarak Altı Çift Alan Işınlama Tekniği ve Altı Üç Alan Işınlama tekniğinin dozimetrisi dökümanete edildi ve iki teknik arasındaki dozimetrik farklılıklar araştırıldı. Elde edilen dozimetrik bilgiler sonucunda tüm cilt elektron ışınlaması için kliniğimize en uygun tedavi yöntemini belirledik. Çalışmada fizik konularının yanı sıra tıbbi uygulamalara yönelik bilgiler de verilmiş, çalışmanın hazırlanmasında konuyla ilgili temel kaynaklar ve bilimsel araştırmalardan yararlanılmış ve çalışmanın her aşaması Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu tezin hazırlanmasında bilgi ve deneyimleriyle bana destek olan değerli hocalarım Dr. Fiz. Nezahat OLACAK, Fiz. Müh. İbrahim OLACAK, Öğr. Gör. Hakan EREN'e, tezimin tüm aşamalarında gece gündüz demeden benden bilgi ve desteğini esirgemeyen Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ'ye, aldığım tüm kararlarda bana destek olan aileme ve tezimin her aşamasında yanımda olarak en zor anlarımda bana güç veren hayat arkadaşım Uzm. Fiz. Burçin PAİDAR'a teşekkür ederim.

Haziran 2011, İZMİR

Yusuf Ziya HAZERAL

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
1. BÖLÜM-I: GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. BÖLÜM-II: GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlaması	3
2.1.1. Tüm Cilt Elektron Işınlama Koşulları	4
2.1.2. Tüm Cilt Elektron Işınlama Odası Gereksinimleri	7
2.1.3. Tüm Cilt Elektron Işınlama Teknikleri	7
2.1.3.1. Beta parçacıkları	8
2.1.3.2. Dar Dikdörtgen Işınlama	9
2.1.3.3. Tek Alan Işınlama	10
2.1.3.4. Paralel Çift Işınlama	11
2.1.3.5. Çift Açılı Işınlama	11
2.1.3.6. Sarkaç Ark Işınlama	12
2.1.3.7. Hasta Döndürülmesi	12
2.1.4. Enerji Seçimi	12
2.1.5. Doz Profili ve Gantri Seçimi	16
2.1.6. Dozimetri Bilgileri	17
2.2. Lineer Hızlandırıcılar	17
2.3. İn-vivo Dozimetri	20
2.3.1. Termoluminesans Dozimetri (TLD)	21
2.3.1.1. TLD'nin Çalışma Prensibi Ve Özellikleri	22
2.3.1.2. TLD Ölçüm Düzenegi	24
2.3.1.3. TLD Işıma Eğrileri	25
2.3.1.4. Fosforun Fırınlanması	26
2.3.1.5. TLD Kalibrasyonu	27
2.3.2. İyon Odası	29

2.3.2.1. Paralel Plan İyon Odası	29
2.3.3. Film Dozimetri	31
2.3.4. X-Işını Doğrulama Filmi.....	31
2.4. Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu (HDRE).....	32
3. BÖLÜM-III: GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Araç ve Gereçler	34
3.1.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı	34
3.1.2. Antropomorfik Rando Fantom	35
3.1.3. Paralel Plan İyon Odası	36
3.1.4. Elektrometre	37
3.1.5. Termolüminesans Dozimetre (TLD) Sistemi	37
3.1.5.1. LİF Termolüminesans Dozimetre.....	37
3.1.5.2. TLD Fırını	38
3.1.5.3. TLD Okuyucu ve Bilgisayar Sistemi	39
3.1.6. Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu (HDRE).....	40
3.1.7. Hasta Platformu.....	41
3.1.7.1. Ana Platform.....	41
3.1.7.2. Ek Platform.....	42
3.2. Yöntem	43
3.2.1. TCEI Yöntemleri.....	43
3.2.1.1. Altı Çift Alan Işınlama Tekniği.....	44
3.2.1.2. Altı Üç Alan Işınlama Tekniği.....	45
3.2.2. TLD Kalibrasyonu.....	46
3.2.3. Kullanılacak TLD Grubunun Belirlenmesi.....	47
3.2.4. Farklı Teknikler İçin Profil ve Gantri Açılarının Bulunması.....	48
3.2.5. Yüzde Derin Doz Ölçümü.....	50
3.2.6. Doz Kalibrasyon Ölçümü.....	51
3.2.7. Birleşik Doz Ölçümleri.....	52

3.2.8.	Kalibrasyon Filmi.....	54
3.2.9.	Tedavi Derinliği Film Ölçümleri.....	55
3.2.10.	X-Işını Kontaminasyonu Enerjisinin Bulunması.....	56
3.2.11.	X-Işını Kontaminasyonu Miktarı Yüzdesinin Bulunması.....	57
3.2.12.	Tedavi Süresinin Hesaplanması.....	58
4.	BÖLÜM-IV: BULGULAR.....	59
4.1.	Doz Profili Ölçümleri.....	59
4.1.1.	Altı Çift Alan Işınlama Tekniği Profilleri.....	59
4.1.1.1.	Dikey Profil.....	59
4.1.1.2.	Yatay Profil.....	63
4.1.2.	Altı Üç Alan Işınlama Tekniği Profilleri.....	64
4.1.2.1.	Dikey Profil.....	64
4.1.2.2.	Yatay profil.....	68
4.2.	Yüzde Derin Doz Ölçümleri.....	70
4.3.	Doz Kalibrasyon Ölçümleri.....	71
4.4.	Birleşik Doz Ölçümleri.....	72
4.4.1.	12 Alan Faktörü (12 AF).....	72
4.4.2.	18 Alan Faktörü (18 AF).....	73
4.5.	Tedavi Derinliği Film Ölçümleri.....	73
4.6.	X-Işını Kontaminasyonu Enerjisinin Bulunması.....	77
4.7.	X-Işını Kontaminasyonu Miktarının Yüzdesinin Bulunması.....	77
4.8.	Tedavi Süresinin Hesaplanması.....	78
4.9.	Veri Analizi.....	78
5.	BÖLÜM-V: TARTIŞMA	79
6.	BÖLÜM-VI: SONUÇLAR	84
7.	BÖLÜM-VII	
ÖZET	85
ABSTRACT	87

8. BÖLÜM-VIII

YARARLANILAN KAYNAKLAR	89
EKLER	93

KISALTMALAR

AAPM	Amerikan Sağlık Fiziği Organizasyonu (The American Association of Physicists in Medicine)
AF	Alan faktörü
DC	Doğru akım
D_{max}	Maksimum doz
PDD	Yüzde derin doz
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
HDRE	Yüksek doz hızlı elektron
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurements
KCM	Kaynak-cilt mesafesi (SSD)
KEM	Kaynak-eksen mesafesi (SAD)
MF	Mycosis fungoideus
MU	Monitör birimi
PMT	Fotoçoğaltıcı tüp
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
TLD	Termolüminesans Dozimetri
TCEI	Tüm cilt elektron ışınlama
TRS	Tecnical Report Series

TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No

2.1. Mycosis Fungoideus TCEI tedavi planı.....	6
4.1. Farklı açılar için dikey profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.....	60
4.2. ± 19 derecede yatay profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.....	63
4.3. Farklı açılar için dikey profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.....	65
4.4. Yatay profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.....	69
4.5. Paralel Plan İyon odası ve TLD ile ölçülen Gy/Mu değerleri.....	72
4.6. Farklı teknikler için farklı açılardaki dozun derinliğe bağlı değişimi.....	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

2.1. Simetrik çift-alan tedavi tekniğinin geometrik gösterimi.....	4
2.2. Ard arda iki günlük tedavide altı çift alanın açısız döndürülmesi.....	5
2.3. Anterior, posterior ve açılı iki çift alan için hasta pozisyon gösterimi	5
2.4. Hızlandırıcıda üretilen tek alanlı tüm cilt elektron terapi ışınının gösterimi	10
2.5. Bir elektron tedavi ışını tanımlamasında kullanılan enerji parametreleri.....	13
2.6. Polystyrene’de merkezi eksen iyonizasyon derinliği eğrisi	15
2.7. Tek açı verilerek alınan profilin ayna görüntüsü ile birleştirilerek elde edilmesinden oluşan doz profili.....	16
2.8. Genel bir lineer hızlandırıcının dalga kılavuzu, demet görüntüleme ve kolimasyon sistemleriyle birlikte demet yolunun şematik gösterimi	18
2.9. Gantrinin iç yapısı	19
2.10. Termolüminesans mekanizması.....	22
2.11. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi.....	24
2.12. Işıma eğrisi.....	25
2.13. İyi tasarlanmış bir paralel plan iyon odası diyagramı.....	30

2.14. Röntgen filminin yapısı.....	32
2.15. Işın ekseninde elektron dozu, Varian 21EX-S doğrusal hızlandırıcıda ve Siemens doğrusal hızlandırıcıda ölçülen kaynak yüzey mesafelerinin ve % X- ışını kontaminasyonunun bir fonksiyonu.....	33
3.1. Altı çift alan ışınlama tekniğinin temsili şeması. Lateralden simetrik ± 23 derece açılı ışınlama.....	45
3.2. Altı üç alan ışınlama tekniğinin temsili şeması. 90 derece lateral ve lateralden 20 derece simetrik açılı ışınlama.....	46

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa No

3.1. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı	34
3.2. Alderson Rando Fantom 475	36
3.3. Çalışmada kullanılan iyon odası	36
3.4. “Scanditronix Wellhöfer” marka Dose1 elektrometre	37
3.5. LiF Chip TLD-100.....	38
3.6. Protherm Kamara marka PLF110/6 model fırın	38
3.7. Harshaw 5500 TLD okuyucu ve bilgisayar sistemi	39
3.8. HDRE modu aktive anahtarı	40
3.9. Gantri penceresine takılan ve HDRE modunun aktive edilebilmesini sağlayan HDRE aplikatörü	40
3.10. Ana platformun şeması ve resmi	42
3.11. Ek platformun şeması ve resmi.....	42
3.12. 60 derecelik döndürme ile ön, arka, sağ ön yan, sol ön yan, sağ arka yan ve sol arka yan hasta ışınlama konumları	44
3.13. Altı çift alan ışınlama tekniği için farklı gantri açıları	45
3.14. Kullanıma hazır paketlenmiş TLD’ler.....	48
3.15. Profil ölçümü için 200 cm’lik pleksiglas üzerine sabitlenmiş TLD paketleri ve TLD paketleri üzerine sabitlenmiş pleksiglas.....	48

3.16. 310 cm KCM’de gantriye dik olarak sabitlenmiş profil çubuğu.....	49
3.17. 80 cm genişlik için yatay profil ışınlama kurulumu.....	50
3.18. Gantri 90 derecede iken ışın merkezindeki paralel plan iyon odası ve 20 mm derinliğindeki paralel plan iyon odası için ışınlama kurulumu.....	51
3.19. Kalibrasyon noktasında maksimum derinlikte TLD ışınlama kurulumu.....	52
3.20. 12 ve 18 alan faktörlerinin hesaplanması için kullanılan antropomorfik fantom üzerine yapıştırılmış TLD’ler.....	53
3.21. Kalibrasyon filmi.....	54
3.22. Altı iki alan tekniği (solda) ve altı üç alan tekniği (sağda) ile ışınlanmış Kodak-EDR 2 filmleri.....	55
3.23. Farklı kalınlıklardaki materyaller (6,4 mm kurşun, 4,46 mm bakır, 13,6 mm kurşun).....	56
3.24. Paralel plan iyon odası önünde 6,4 mm kurşun ve 6 cm katı fantom.....	57

GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa No

4.1. ± 25 derece dikey profil eğrisi.....	61
4.2. ± 23 derece dikey profil eğrisi.....	61
4.3. ± 17 derece dikey profil eğrisi.....	61
4.4. ± 20 derece dikey profil eğrisi.....	62
4.5. $\pm 19,5$ derece dikey profil eğrisi.....	62
4.6. ± 19 derece dikey profil eğrisi.....	62
4.7. ± 19 derece yatay profil eğrisi.....	64
4.8. ± 27 derece dikey profil eğrisi.....	66
4.9. ± 30 derece dikey profil eğrisi.....	66
4.10. ± 40 derece dikey profil eğrisi.....	66
4.11. ± 34 derece dikey profil eğrisi.....	67
4.12. ± 35 derece dikey profil eğrisi.....	67
4.13. ± 37 derece dikey profil eğrisi.....	67
4.14. ± 36 derece dikey profil eğrisi.....	68
4.15. ± 36 derece yatay profil eğrisi.....	69
4.16. 310 cm KCM'nde iyonizasyon eğrisi.....	70
4.17. 310 cm KCM'nde yüzde derin doz eğrisi.....	71

4.18. Dansitometrede film kararmasına bağlı oluşan, doğrusal artış gösteren referans grafiği.....	74
4.19. Altı ift alan ışınlama tekniği için farklı açılarda doz değişim grafiği.....	75
4.20. Altı u alan ışınlama tekniği için farklı açılarda doz değişim grafiği.....	75
4.21. Altı ift alan ışınlama tekniğine göre ışınlanan filmde elde edilen dozun derinliğe bağlı değişimi.....	76
4.22. Altı u alan ışınlama tekniğine göre ışınlanan filmde elde edilen dozun derinliğe bağlı değişimi.....	76

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tüm Cilt Elektron Işınlaması (TCEI) klinik ihtiyaçlarda T- hücreli cilt lenfoması ve kronik ilerleyen lenfomada kullanılmaktadır (10,24). Lineer hızlandırıcı tedavi cihazlarında tüm cilt elektron ışınlama tekniği, Cutaneus T-cell Lenfomalı hastalarda Primer ya da adjuvant tedavi olarak kullanılmaktadır (5). Bu tedavi tekniği literatürde tüm cilt, yüzeysel ışınlama veya elektron ışınlaması gibi farklı kelime gurupları ile de ifade edilmektedir. En yaygın kullanımı ile Tüm Cilt Elektron Işınlaması (TCEI) bunlara bir örnek olarak verilebilir (10).

Tüm cilt elektron ışınlamasında diğer radyoterapi tekniklerinden farklı olarak hedef hacim, tüm cilt yüzeyini 5 mm derinlikle içerecek şekilde kapsar. Hastalığın yüzeysel derinliğinden dolayı sınırlı girginliğe sahip düşük enerjili elektronlar kaynak olarak kullanılır. Burada amaç, tüm anatomik düzensizliklere rağmen tüm cildin eksiksiz ve homojen doz almasını sağlamaktır. Buna ek olarak, elektronun ışın yolundaki materyallerle engellenemez olan etkileşimi sonucu oluşan x-ışını kontaminasyonunun tüm vücudun x-ışınına maruz kalmasından kaynaklanan ciddi radyotoksisteyi önlemek için olabildiğince düşük tutulması gereklidir (5).

Tüm cilt elektron ışınlama; standart radyoterapiye göre daha geniş alanların ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin (KCM) kullanıldığı özel bir tedavi yöntemidir. Her klinik tedavi cihazının oda koşullarına göre kendisine en uygun tekniği seçmeli ve dikkatlice uygulamalıdır (14).

Işınlama teknikleri çok büyük alanlar içerdiği için TCEI tekniklerinde önce dozimetrik ölçümlerin yapılması gerekmektedir. Birkaç metre mesafedeki bir düzlemde özellikle eşmerkezde yüksek doz hızı olduğundan dolayı sıkı bir kalite güvence programı bir TCEI'nın bütün kısımlarını içermelidir. Eşmerkezdeki yüksek elektron doz hızı tedavi süresini minimize etmeyi amaçlar. Bu ışınlamada hızlandırıcı kullanmak küçük alanlarda ve kısa mesafelerdeki kaynak cilt mesafesi (KCM 100 cm) elektron tedavilerinden ve x-ışını tedavilerinden kaynaklanandan daha fazla kontaminasyona yol açar.

Tedavinin ana hedefi sınırlandırılmış bir derinlikte tüm vücut yüzeyini daima aynı tarzda tedavi etmektir. Bunu başarmak amacıyla, tedavi düzleminde elektron sahası büyük hastaların etrafını sarması için en az 200 cm yükseklikte ve en az 80 cm genişlikte bir alan olmalıdır. Bütün vücut ölçüsünde baştan sona homojen doz dağılımı elde etmek zor olduğundan, genellikle çakışan alanlar kullanılır.

Bu tezin amacı kullanılan tekniklerin uygulanabilirliğini kanıtlayarak bize uygun olan tekniğin seçilmesiyle tüm cilt elektron ışınlaması gereksinimi olan hastaların hastanemizde tedavi edilebilmesinin sağlanmasıdır. Günümüz Türkiye şartlarında TCEI tedavisini hali hazırda uygulayan merkez olmadığından, bu çalışmayla birlikte ülkemizde TCEI tedavisi uygulanmaya başlayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

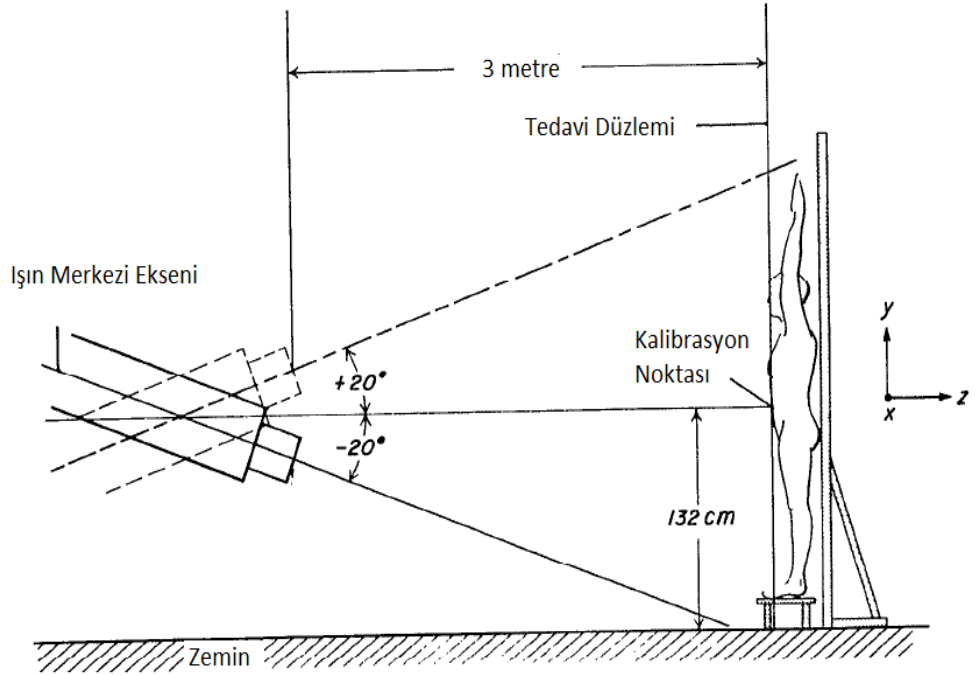
2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlaması

Tüm cilt elektron ışınlanması öncelikli olarak mycosis fungoideus (MF) tedavisi için kullanılan komplike bir radyoterapi tekniğidir. İlk olarak 1953'de Trump tarafından tanımlanmıştır ve bu konuda birçok yayın yapılmıştır. TCEI mycosis fungoideus'e karşı en etkili yöntemlerden biri olarak kabul edilmiştir (1). Düşük enerjili elektronlar ile total cilt ışınlanması mycosis fungoideus'un tedavisi için kullanılmaktadır. Birçok farklı teknik çeşitli merkezlerde geliştirilmiş ve bunlar Amerikan Sağlık Fiziği Organizasyonu (AAPM) tarafından yayınlanan bir raporda tanımlanmıştır (21).

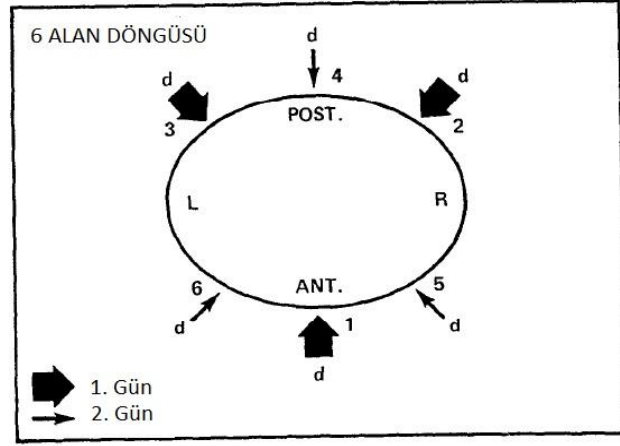
Bu teknik; az olan bir mycosis fungoides hasta popülasyonu ile birlikte TCEI yöntemi bölgesel ihtiyaçların da göz önüne alınmasıyla az sayıda bir merkezde uygulanmaktadır. Birçok hastaya 45 ve 65 yaş arasında tanı konulur, fakat hastalık çocukluk çağını da kapsayan herhangi bir yaşta da ortaya çıkabilir. Amerika Birleşik Devletlerinde yaklaşık her yıl 106 kişiden 3'ü mycosis fungoideus hastalığına yakalanmaktadır (10).

2.1.1. Tüm Cilt Elektron Işınlama Koşulları

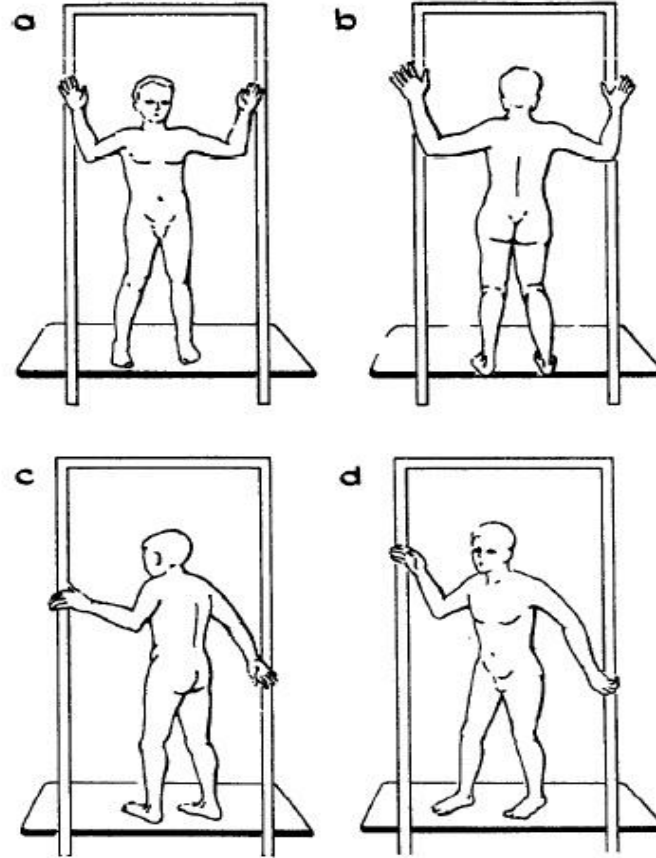
TCEI alan ölçüleri, penetrasyon, enerji, doz, doz hızı, tedavi düzleminde alan düzgünlüğü (flatness), x-ışını kontaminasyonu, ek alan (boost) alanları oluşturabilme gibi nitelikleri içermelidir. Aslında önde gelen koşul küçük bir x-ışını kontaminasyonu ile bir limit derinlikten tüm vücudun yüzeyinde düzgün bir doz dağılımı elde etmektir. Bu koşullar çeşitli oblik vücut yüzeyleri ve ışın doğrultusu, hasta koruması, gibi parametrelerle bağdaştırılırsa, geleneksel küçük alanlı elektron tedavi yöntemlerine göre daha az düzgün doz dağılımı meydana gelir. Şekil 2.1 de bir tedavi tekniği geometrisi gösterilmektedir (10).



Şekil 2.1. Simetrik çift-alan tedavi tekniğinin geometrik gösterimi. Eşit aralık bırakılmış iki ışın. Kalibrasyon noktası tedavi düzleminde ($X=0, Y=0$).



Şekil 2.2. Ard arda iki günlük tedavide altı çift alanın açisal döndürülmesi.



Şekil 2.3. Anterior, posterior ve açılı iki çift alan için hasta pozisyon gösterimi.

Işınlanan alan sayısı ile oluşan x-ışını kontaminasyonu orantılı olduğu için önce ışınlama tekniği seçilmelidir. Ortalama x-ışını dozu, x-ışını piklerinin vücut dışına yönelmesi için, ışın eksenlerine açı verme ile azaltılabilir. İstenilen bir x-ışını kontaminasyonu için hesaplanmış vücut hacmi maksimum dozu %1'dir. Buna bazı ekipman ve teknikler ile ulaşılması zor olabilir. Tablo 2.1.'de gösterildiği gibi temsili bir tedavi tümör dozu dokuz hafta içinde 36 Gy dir. Altı çift alanlara göre haftada dört gün olmak üzere günlük ortalama 1 Gy verilmektedir (Şekil 2.1.) (10).

TABLO 2.1. Mycosis Fungoideus TCEI tedavi planı. Bu örnek planı bütün mycosis fungoideus planlarının bir temsili olarak yorumlanmamalıdır.

1. 9 haftada 36 Gy doz	
2. Fraksiyonasyon	Haftada 4 Gy
	Haftada 4 gün
	Günde 3 çift alan
3. Gözler Korunmalı	
4. Eğer boyun üzerinde tutulum yoksa 25 Gy'den sonra kafa derisi korunur.	
5. Ayak tabanı boostu başladıktan ilk 10 Gy sonra 20 cm yüksekliğindeki kurşunlar ile ayaklar korunur	
6. Ayak tabanı ve perineum (perineal bölge)	Ortavoltaj, 100 kV (0.5 AL HVL)
	İlk 10 Gy'den sonra
	Günlük 1 Gy

2.1.2. Tüm Cilt Elektron Işınlama Odası Gereksinimleri

Tipik olarak 2-7 metre mesafe ile hasta ve gantri arasındaki büyük mesafenin kullanılması gerekliliği bize genellikle bir hastanın yükseklik ve genişliğini kaplayan düzgün bir doz dağılımı elde etmemizi sağlar. Bu nedenle, mevcut tedavi odası düzenleri TCEI tekniğinin seçimini sınırlayabilir.

TCEI prosedürüne göre tedavi odasındaki havanın büyük hacmi iyonizasyondan dolayı önemli ölçüde ozon içerir. Tedavi odasındaki havanın sık değişimi kabul edilebilir limitlerde ozon içermesi için gereklidir. Tedavi odasında ozon konsantrasyonu nitelikli bir sağlık fizikçisi tarafından değerlendirilmelidir (10).

2.1.3. Tüm Cilt Elektron Işınlama Teknikleri

Yaklaşık kırk yıldır TCEI yapılmaktadır. TCEI için çalışan ilk hızlandırıcı olan Van de Graff jeneratörünün yeri, büyük ölçüde merkezi eşmerkeze monte edilmiş elektron hızlandırıcısı tarafından yapılmıştır. Hızlandırıcılardan çıkan elektron ışınları sadece normal bir cilt yüzeyinin altında meydana gelmesi ve elektron enerjisi tarafından tanımlanmış maksimum derinlik mesafesi ile dozda hızlı bir düşüş meydana gelmesi gibi tipik bir özellik gösterir.

Çeşitli merkezlerde, hastanın ışınlanması sırasında yerde tedavi için çeviri (ön-arka), ayakta tedavi için 60 derecelik açılarla 6 farklı konum ve hastanın döndürülmesi yöntemleri için elde edilen doz dağılımları belirlemek üzere çalışmalar yürütülmektedir. Sekiz alan tekniğinin neredeyse kendini kanıtlamış olmasına rağmen fantom çalışmaları, vücut yüzeyinin büyük bir kısmı üzerinde en iyi doz

dağılımını sağlayan dönen bir platform kullanılarak hasta rotasyonunu önerir. İnsan vücudunun basit bir silindirik şekli olmadığından sadece teşhir edilmiş alanlar değil diğer ışın almamış alanlarda ek tedaviler gerektirir (10).

TCEI için kullanılan büyük elektron alanlar tek, çift veya üçlü gantri açılı verilerle sağlanabilir. Hastalar hem çoklu büyük elektron ışınları ile hemde bu büyük elektron ışınlarında döndürülerek tedavi edilebilir (9).

2.1.3.1. Beta Parçacıkları

Stronsiyum 90 gibi radyoaktif kaynaklardan elde edilen beta parçacıkları geniş spektrumu ve düşük ortalama enerjileri nedeniyle dokuda sınırlı bir derinlikte etkili olabilir. Monoenerjik megavoltaj elektronlar düşük atom numaralı materyallerde MeV başına yaklaşık 0,5 g/cm² oranında maksimum bir penetrasyona sahiptir. %50 derin doz derinliği tarafından ifade edildiği gibi ortalama penetrasyonları çok azdır. Bu nedenle, kıyaslanabilir maksimum enerji olan beta parçacıkları için penetrasyon derinliği çok azdır.

Hızlandırıcılar için birkaç Gy doz yaklaşık 4 dakika ışınlama yapılmasını (beam-on) gerektirir. Haybitte-38, 24 Ci' lik bir beta parçacığı kaynağı 2 cm genişliğinde ve 53 cm uzunluğunda bir alana doz dağıtabilmekteydi. 40 cm tedavi mesafesinde sırt üstü yatan hastanın boy eksenine dik olarak yerleştirilmiştir kaynağın boy eksenini boyunca hareket ettirilmesi esasına göre düzenlenmiştir.

Beta parçacıkları TCEI için başarılı olmasına rağmen, günümüzde hastalar hızlandırıcı elektronları ile tedavi edilmektedir. Hızlandırıcıların yüksek verim (output) ve çeşitli elektron enerjilerine sahip olmaları nedeniyle TCEI için hızlandırıcı kullanılması benimsenmiştir (10).

2.1.3.2. Dar Dikdörtgen Işınlarda

Bu bölümde, eskiden kullanılan bir yöntem olan Van de Graff hızlandırıcıları ile 1,5 ile 4,5 MeV enerji aralığında sabit pozisyonda hastaların üzerine aşağıya doğru dikey olarak gelen ışınlar ile yapılan ışınlama teknikleri tanımlanmıştır. Bu teknikler modern bir seçenek olmamakla beraber öncelikle tarihsel olarak önemlidir. Doğrusal bir hızlandırıcı kullanan tekniğin sonuçları Williams tarafından tanımlanmıştır.

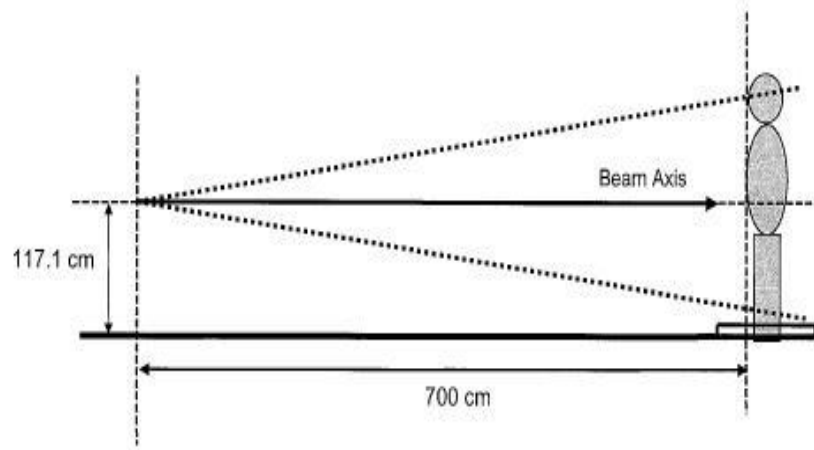
Bu teknikte, hızlandırıcı sabit bir konumda iken elektron ışınları aşağı doğru yönlendirilir ve hasta motorlu bir düzenekte çevrilerek tedavi edilir. Massachusetts Teknoloji Enstitüsü elektronların hızlandırıcı tüp penceresi vakumu yanına yerleştirilen alüminyum folyo ile saçılmasını sağlamıştır. Bu elektronlar hastaya 1 cm x 45 cm genişliğinde bir koni kolimatörden geçirilerek gönderilir. Bu ışın yatay eksenindeki ve tedavi masası hareketindeki dik açılara odaklıdır. Koninin genişliği boyunca yoğunluğun bir gauss dağılımı, elektron penceresinden 118 cm uzaklıkta transvers bir tedavi düzleminde yaklaşık %10'luk bir değişimle elde edilir. Hasta dozu \pm %15 kadar değişir çünkü koni altındaki cilt mesafesi tedavi süresince değişir. Modifiye edilmiş koni doz dağılımını iyileştirmek, saçıcı foilde enerji kaybını azaltmak, hasta düzeyinde efektif dozu artırmak ve x-ışını oluşumunu azaltmak için geliştirilmiştir.

Hastalar başlangıçta 4 pozisyonda tedavi edilmiştir. Yüksek doz bölgelerindeki bazı telanjyektazi gelişmeleri yüzünden 6 alanlı ve sonunda 8 alanlı teknikler geliştirilmiştir. Korunmalı ve düşük doz alan bölgelerin ek tedavileri çok alanlı tedavi boyunca sağlanmıştır. Göz kapakları tedavi edilmesi gerekiyorsa internal göz

korumaları kullanılırken göz kapakları tedaviyle ilişkili değilken eksternal kurşun göz korumaları kullanılır. x-ışını oluşumunu minimize etmek amacıyla, geniş bölgeleri korumak için düşük atom numaralı materyal kullanılmasına rağmen küçük alanlar genelde kurşun gibi yüksek atom numaralı materyal kullanılır (10).

2.1.3.3. Tek Alan Işınlama

Tek alan ışınlama, hızlandırıcı için sabit bir yöntemdir. Tetenes ve Goodwin tarafından tanımlanmış ve hasta ayakta konumlandırılarak tedavi edilmektedir. 6 MeV'lik enerji ile 7 metre kaynak cilt mesafesinde hasta şekil 2.4 deki gibi konumlandırılmaları ile tedavi edilmektedir (10).



Şekil 2.4. Hızlandırıcıda üretilen tek alanlı tüm cilt elektron terapi ışınının gösterimi.

2.1.3.4. Paralel Çift Işınlama

Paralel çift ışınlama, Bölüm 2.1.3.3.'de açıklanan tek alan ışınlamanın uzun tedavi mesafesi gerekliliğinin aksine daha kısa mesafelerde kullanılan bir tekniktir. İki yatay paralel ışının kullanıldığı paralel çift ışınlama tekniğinde eksenler yaklaşık 2 metre tedavi mesafesinde dikey bir düzlemde bulunur. Bu teknik 8 MeV'luk bir hızlandırıcı için geliştirilmiştir ve hızlandırıcının çıkış penceresi arkasına yerleştirilmiş karbon enerji azaltıcısı kullanımı içermektedir. Farklı kalınlıklarda azaltıcı kullanılarak hasta ihtiyaçlarına göre yaklaşık 2 mm ile 25 mm arasında penetrasyon derinliği ayarlanabilmiştir. 150 cm'yi dikey merkezi ekseninde bölen iki yatay ışın ve 200 cm yüksekliğinde bir tedavi düzlemi için \mp %5 doz dağılımı sağlanmıştır. 2 cm kalınlığında karbon azaltıcı kullanılırken her alan için yaklaşık %2 x-ışını kontaminasyonu meydana gelmiştir (10).

2.1.3.5. Çift Açılı Işınlama

2 ile 8 alanlı çift açılı ışınlama, doğrusal hızlandırıcılarda tüm cilt ışınlaması için büyük alanları elde etmek için en yaygın kullanılan metottur. Bu metot şekil 2.1.'de 6 alanlı çift açılı ışınlama için gösterilmiştir. Tedavi düzlemindeki oldukça düzgün doz dağılımı bu geometrinin bir sonucudur. Bu düzlemde iki alanın gap (boşluk) bölgesi bu iki alandan gelen yaklaşık %50'lik doz katkısı ile tamamlanmaktadır. İleriye yönelik bir x-ışını kontaminasyonu olduğu için ışın eksenlerinin hastanın ayaklarının altından ve hasta başının üstünden geçmesi hedeflenmektedir. Bu, tipik olarak 3 metre kaynak cilt mesafesinde \mp 20 derece

gantri açısı ile uygulanabilir. Örnek olarak 8 MeV'luk doğrusal hızlandırıcı ile bu tedavi tekniğinde her iki alan için ortalama x-ışını kontaminasyonu %0,7'dir (10).

2.1.3.6. Sarkaç Ark Işınlama

Sarkaç ark ışınlama 8 MeV enerjili doğrusal hızlandırıcı kullanarak Sewchand tarafından tanımlanan bir tekniktir. Tedavi ayakta duran bir hastanın başının üstüne yönelik ışın ile başlar son bir açıyla da ayaklar altına yönelen ışın eksenleri ile bir başlangıç açısından yaklaşık eşmerkezden 50 derecelik bir ark ile sürekli tedavi boyunca döndürülür. Sabit doz hızı gantri açısının bir fonksiyonu olarak otomatik olarak değişebilir, sabit doz hızı gantri rotasyonu veya değişebilir doz hızı için uygun olabilir ve böylece düşey yönde düzgün doz dağılımı elde edilebilir (10).

2.1.3.7. Hasta Rotasyonu

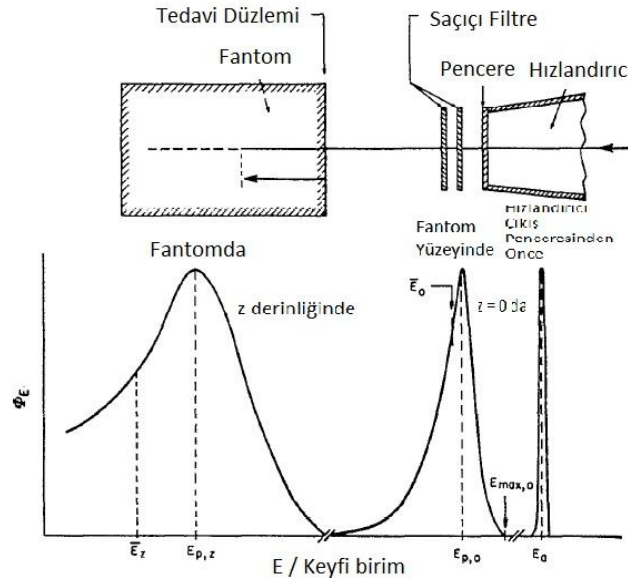
Tetenes ve Gooddwin, Podgorsak ve Kumar'ın bu tedavi çalışması, total cilt ışınlanması için dikey bir eksen etrafında dönme esasına dayanır. Bu çalışmalarını 7 metre kaynak cilt mesafesinde tek bir yatay ışın kullanarak gerçekleştirmişlerdir. Rotasyon tedavisi; tedavi süresi ve hasta konumlandırmasını azaltabilir (10).

2.1.4. Enerji Seçimi

Gerekli penetrasyon derinliğinin genelde yüzeyden başlayarak bir derinliğe kadar çeşitli değerleri alabileceği düşünülür. Yaklaşık olarak bir penetrasyon derinliği 5 mm ile 15 mm arasında veya %50 izodoz yüzeyi seviyesindedir. Bir

TCEI ışını enerjisi bu aralıktaki derinlikten daha fazla derinliklere ulaşabildiği için avantajlı görünür.

Hızlandırıcının çıkış penceresine gelen elektron ışını dar bir enerji akısına bağlıdır ki bu enerji ise hızlandırıcı enerjisi (E_a) ile ilişkilidir. Çeşitli elektron ışını enerjileri tanımlamak amacıyla kullanılan bu ve benzeri parametreler şekil 2.5.'de gösterilmiştir (10).



Şekil 2.5. Bir elektron tedavi ışını tanımlamasında kullanılan enerji parametreleri.

Tedavi düzlemine (fantom yüzeyi) gelen bir enerji akısı onun tepe (peak) değeriyle tanımlanır veya olası enerji $E_{p,0}$ ve bir düşük enerji ortalaması E_0 ile tanımlanır. $E_{p,0}$ değeri hızlandırıcıdan geçen E_a enerjisi, düşürücü materyallerdeki en olası enerji kaybı çıkarılması ile veya aşağıda verilen aralık- enerji eşitliğinden elde edilebilir.

Aralık – Enerji İlişkisi;

$$E_{p,0} = 1.95R_p + 0.48 \quad (2.1)$$

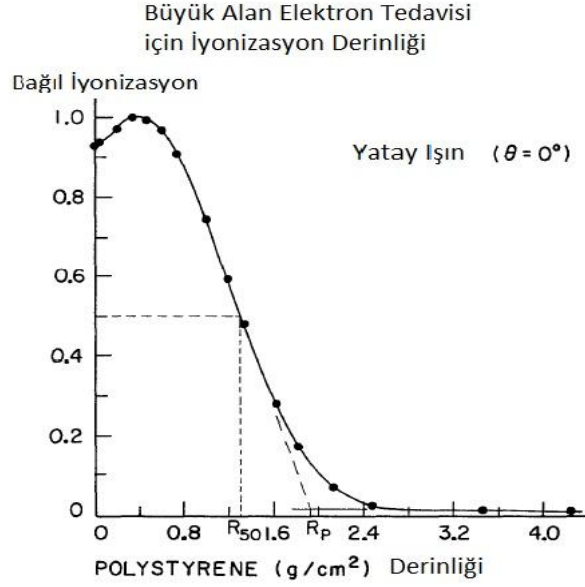
MeV derecesindeki $E_{p,0}$ değeri fantom yüzeyinde en olası enerjisi R_p suda pratik erişme mesafesi olarak kullanılır. MeV derecesindeki \bar{E}_0 fantom yüzeyinde (tedavi düzlemi) ortalama elektron enerjisi aşağıdaki formül ile suda yarı değer derinliği R_{50} (cm) ile ilişkilidir.

$$\bar{E}_0 = 2.33 R_{50} \quad (2.2)$$

R_p ve R_{50} şekil 2.6. da verilmiştir. Ölçümler paralel plakalı bir iyon odası kullanılarak (0,0) noktasında tek bir yatay ışın gönderilerek yapılmıştır. Tedavi ışını hasta veya fantomdan geçtikten sonra çıkış enerjisi indirgenir ve genişler. Ortalama enerji bir z derinliğinin fonksiyonu olarak tahmin edilebilir ve ortalama giriş enerjisi E_0 aşağıdaki denklem ile verilir.

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 (1-z/R_p) \quad (2.3)$$

Tedavi düzleminde hastada ortalama elektron ışın enerjisi E_0 genellikle yaklaşık 4 ile 10 MeV aralığında E_a hızlandırıcı enerjisi ile 3 ile 7 MeV aralığında kullanılır. Eşmerkezde 4 ile 10 MeV arasında oluşan enerji büyük kaynak cilt mesafesinde 3 ile 7 MeV aralığında etki gösterir.



Şekil 2.6. Polystyrene’de merkezi eksen iyonizasyon derinliği eğrisi.

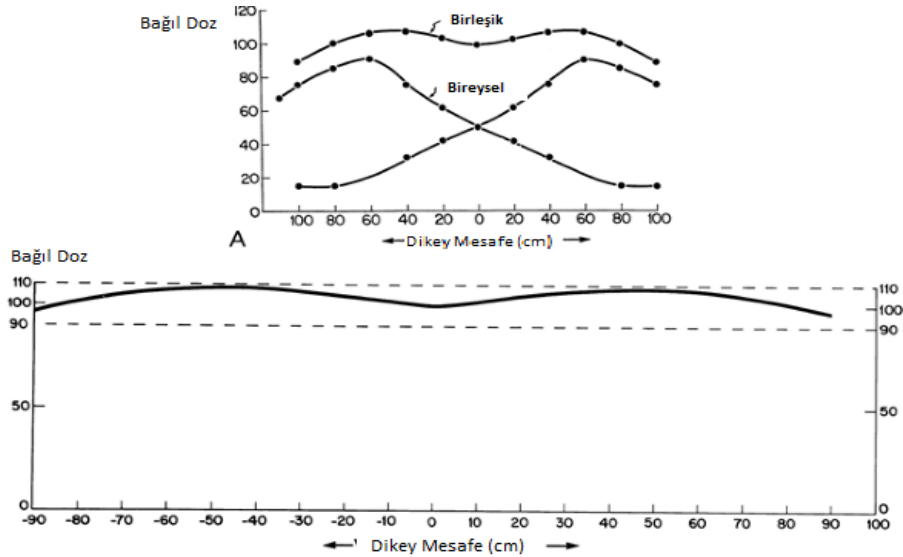
Fizik uzmanı ve klinisyen derin doz eğrisinin kuyruğu ile temsil edilen x-ışını saçılmasını hesaplamak zorundadır, yüksek enerjili ışınlarda özellikle daha düşük enerjili bir derin doz karakteristiği üretmek için azaltıcı (degrader) eklenmesi ile enerjinin büyük bir kısmı azaltılabilir. Birçok lineer hızlandırıcıda yaklaşık 1 cm kalınlığında ve 2m x 1m boyutlarında saçıcı enerjili azaltıcı (degrader) bulunur. Büyük açıyla saçılan elektronların katkısı ile hastanın yaklaşık 20 cm önündedir. Bu, özellikle oblik vücut yüzeylerinde düzgün doz dağılımını sağlar fakat penetrasyonu azaltır ve yüzeysel bir derinlikteki derin dozu düşürür (10).

Hastaları tedavi etmek için genelde 6 MeV’luk bir enerji kullanılır. Hastanın cildindeki lezyonun kalınlığına göre ışının penetrasyon derinliğini ayarlamak için azaltıcı (pleksiglas degrader) elektron ışınının önüne konulur (1).

2.1.5. Doz Profili ve Gantri Seçimi

Hasta tedavi düzlemini saracak olan ışın ölçüleri, en büyük boyutlu hasta için yaklaşık olarak 200 cm uzunluğunda ve 80 cm genişliğinde olmalıdır. Tekniklerin çoğunda, bu $80 \times 200 \text{ cm}^2$ 'lik dikdörtgen içinde, $160 \times 40 \text{ cm}^2$ 'lik merkezi alan bölgesinde dikey eksende $\pm 8\%$, yatay eksende $\pm 4\%$ değerinde doz dağılımı elde edilmesi amaçlanır (10).

Açılı ışınlaşma tekniği için gantri seçimi, 200 cm de yukarıdaki doz profilini sağlayabilmek amacıyla gantriye belirli bir açı verilerek gerçekleştirilir. Yatayda belirli bir açı verilerek doz profili oluşturulur ve ayna görüntüsü alınarak çakıştırılır. Oluşan yeni profil 200 cm için sınır doz değerlerini sağlıyorsa, bu gantri açısı bize tedavide kullanılacak gantri açısını verir (12).



Şekil 2.7. Tek açı verilerek alınan profilin ayna görüntüsü ile birleştirilerek elde edilmesinden oluşan doz profili.

2.1.6. Dozimetri Bilgileri

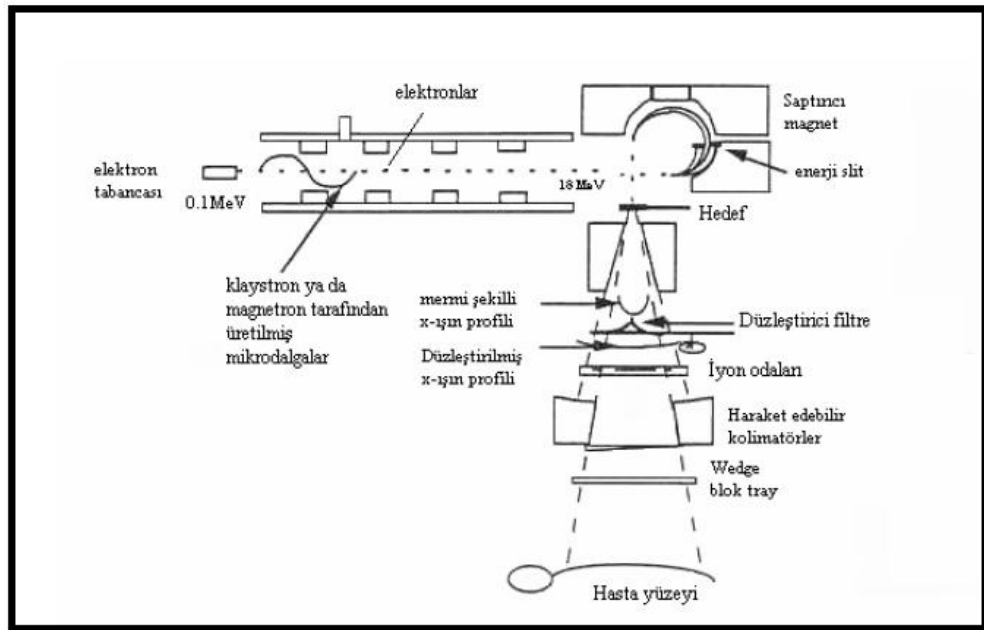
Büyük TCEI radyasyon alanının verimi (output) doku eşdeğeri bir fantomda, dozun maksimum olduğu derinlikte elektron ışını merkezi ekseninde bulunan doz kalibrasyon noktasında belirlenir. Genellikle ışın verimi ve profil düzgünlüğü (flatness) iki iyon odası ile direk olarak ölçülür ve biri ışın eksen merkezindeki verimi ölçer diğeri ise profil düzgünlüğünü ölçer.

TCEI doz tanımlama merkezi genellikle hastanın göbek seviyesindeki cilt yüzeyinde tanımlanır. Tanımlanan noktadaki doz miktarı birden çok ışın olması veya dönen elektron demeti olması nedeniyle tedavide kullanılan belirli TCEI tekniğinden sonuçlanan cilt dozudur. Cilt dozu, kalibrasyon noktasındaki ışın verimi ile ilgilidir ve belirlenen teknik için doğruluğu deneysel olarak test edilmelidir (9).

2.2. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, doğrusal bir tüp sayesinde elektronlar gibi yüksek enerji yüklü parçacıkları hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanan cihazlardır. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisi için kullanılabilirken, bir hedefe çarptırılmaları sonucu elde edilen yüksek enerjili x-ışınları ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilir. Çalışma prensibi basitçe şu şekilde özetlenebilir (12): Modülatör olarak adlandırılan birim, bir doğru akım (DC) güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj sinyalleri oluşturur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir ve burada üretilen (50 keV'luk) elektronlar hızlandırıcı tüp

içerisine enjekte edilir. Bu sırada magnetron veya klistron denilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan 3000 MHz frekanslı mikrodalgalar da hızlandırıcı tüp içine gönderilir. Elektronlar, tıpkı bir sörfçüye benzer hızlanma işlemiyle sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Enerji kazanan yüksek enerji elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler (12).

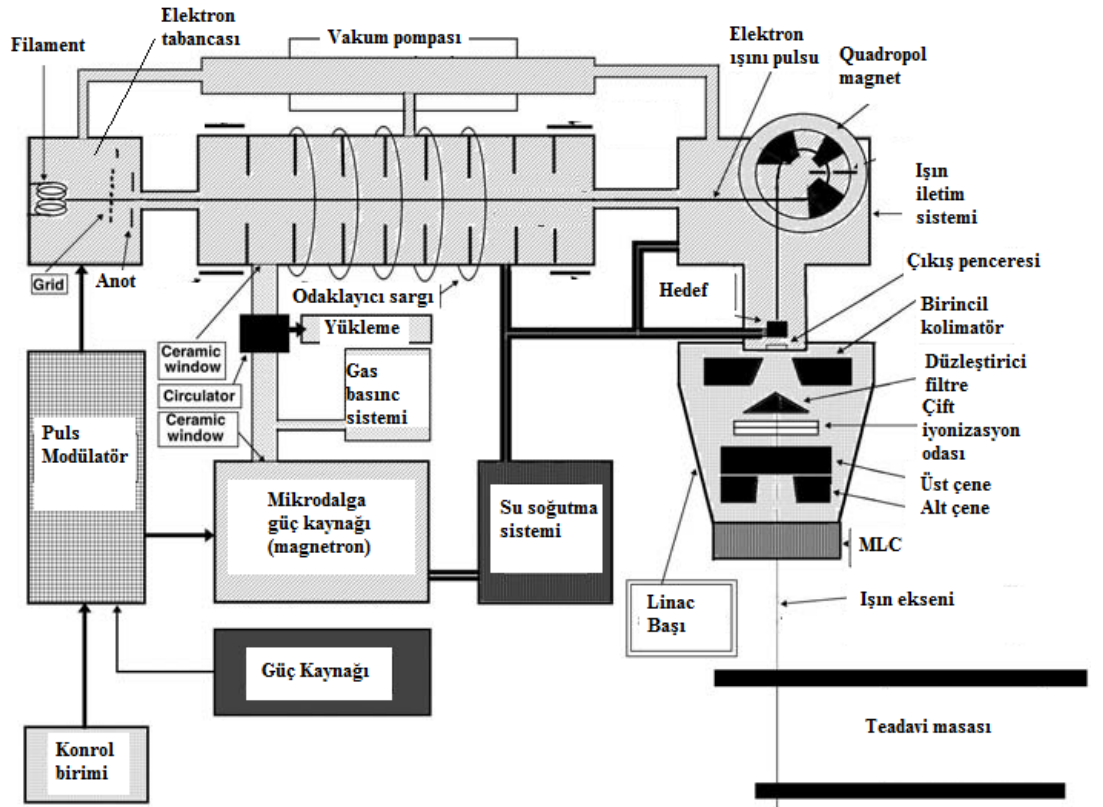


Şekil 2.8. Genel bir lineer hızlandırıcının dalga kılavuzu, demet görüntüleme ve kolimasyon sistemleriyle birlikte demet yolunun şematik gösterimi.

Rölatif olarak kısa hızlandırıcı tüpe sahip düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV ve daha düşük) elektronların, x-ışın üretimi için düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı yapı çok uzundur ve yatay bir şekilde veya yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle 90° ve 270°) uygun bir açı boyunca eğilirler. Elektron demetinin tam eğimi; saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimlerin bir arada olduğu ışın taşıma sistemi tarafından gerçekleştirilir (12).

Lineer hızlandırıcının kafa kısmının tümüne “gantri” adı verilir. İçerisinde birincil kolimatörler, kama filtre, düzleştirici filtre, ikincil kolimatörler, saçıcı filtre ve iyon odaları gibi parçaların tümünü barındırır (Şekil 2.9). Gantri yatay ekseninde 360° dönebilme yeteneğine sahiptir.

Gantrinin içerisinde yer alan ve tedavi alanının şekillendirilmesini sağlayan, yere paralel olarak 360° dönebilen metal çenelerin tümüne “kolimatör” adı verilir. İki adet x-eksenini ve iki adet y-eksenini şekillendirmekte kullanılan toplam dört adet çeneden oluşur. Kolimatör çenelerinin birbirinden bağımsız hareket etme özelliğinden yararlanarak, “x” ya da “y” çenelerini birbirinden bağımsız olarak açarak tedavi alanının şekillendirilmesine “asimetrik kolimasyon” adı verilir.



Şekil 2.9. Gantrinin iç yapısı.

Modern medikal lineer hızlandırıcılar, yatay eksen (gantri ekseni) çevresinde dönebilir. Kolimatör ekseni de düşey düzlemde hareket eder. Kolimatör ekseniyle gantri ekseninin kesişim noktası eşmerkez olarak adlandırılır ve tedavi için çok önemli bir anlam ifade eder (12,19).

Hızlandırılmış elektronların bir hedef üzerine düşürülmesi ve hedef maddenin elektronları ve çekirdeği ile etkileşmesi sonucunda x-ışınları üretilir. 'Foton demetleri tedavide kullanılmadan önce düzeltici filtrelerden geçirilirler. Düzeltici filtreler wolfram ve alimünyumdan yapılmıştır. Elektron demetleri ile tedavide ise hızlandırılan elektron demeti bir hedefe çarptırılmadan saçıcı filtreden geçirilirler (7).

Kaynak ile cilt arasındaki mesafeye KCM (SSD (Source-Skin Distance)) adı verilir. Kaynak ile eksen arasındaki mesafe ise KEM (SAD (Source-Axis Distance)) olarak adlandırılır ve kaynaktan tümörün orta noktasına olan uzaklıktır.

2.3. İn-vivo Dozimetri

Son yıllarda tedavi cihazları ve planlama sistemlerindeki gelişmeler giderek daha ilerlemekte, karmaşık teknikler kullanılmasına olanak sağlamakta ve bu durum kalite kontrol çalışmalarının önemini arttırmaktadır (16).

İyonlaştırıcı radyasyonların hiçbiri insanların sahip oldukları duyu organları ile fark edilmedikleri için varlıkları ve şiddetleri ancak özel cihazlar aracılığıyla ölçülebilir. Birçok radyasyon ölçme metodu, radyasyonun içinden geçtiği ortamda iyonizasyon meydana getirme özelliğine dayanır. İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film dozimetrisi, termolüminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken detektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn-vivo

dozimetride kullanılacak yöntemin güvenli, kolay kullanılabilir ve tekrarlanabilir olması istenir. Bu nedenle detektörlerin seçimi çok önemlidir (20). Kullanılan detektörlerin doz cevaplarının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. Bu açıdan TLD sistemleri en uygun in-vivo dozimetri yöntemi olarak görülebilir (3).

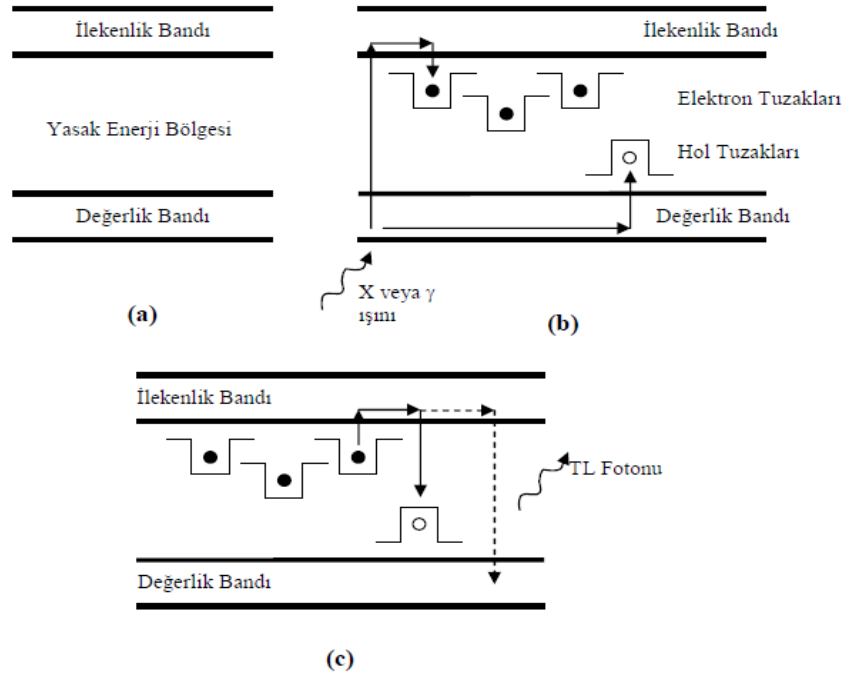
2.3.1. Termolüminesans Dozimetri (TLD)

Termolüminesans dozimetrisi (TLD) geçtiğimiz on yıl içinde kayda değer bir ilerleme kaydetmiştir ve bunda güvenilir detektör materyallerinin piyasada bulunması ve otomatik okuma (readout) sistemlerinin ticarileştirilmesi önemli bir faktördür. İn vivo ölçümler için TL detektörlerinin çok küçük bir hacim altında yüksek duyarlılık göstermesi ve bir kablo ile bir elektrometreye bağlı olmak zorunda olmaması gibi avantajları bulunur. Okuma için gereken zaman olan en büyük dezavantajı, iyi bir ekipman seçimi ve iyi bir metodoloji ile önemli ölçüde azaltılabilir.

İyon odası kadar hassas olmamalarına rağmen iyon odasının kullanılmadığı doz aralıklarında kullanılabilir olmaları TLD'lerin başlıca avantajlarından. Örneğin TLD'ler dokuların içine ya da vücut boşluklarına direkt yerleştirilebilmelerinden dolayı hasta dozimetrisi için çok uygundur. TLD malzemeleri birçok şekil ve boyutta bulunabildikleri için build-up bölgesindeki, internal tedavi kaynaklarının civarındaki doz dağılımlarının ve personel dozunun bulunması gibi özel koşullarda kullanılabilirler (23).

2.3.1.1. TLD'nin Çalışma Prensibi Ve Özellikleri

Termolüminesans dozimetrleri, termolüminesans özellik gösteren kristalin iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanıp bir miktar enerji soğurması ve kristal ısıtılınca bu enerjinin termolüminesans ışımaya şeklinde geri yayınlanması olayına dayanır. Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısı şekil 2.10' da gösterilmektedir. Değerlik bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları, iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletkenlik bandı ile değerlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen, termolüminesans özellik gösteren katılarda, kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların ilavesi ile oluşturulan ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları boşluklar (holler) ve elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır.



Şekil 2.10. Termolüminesans mekanizması.

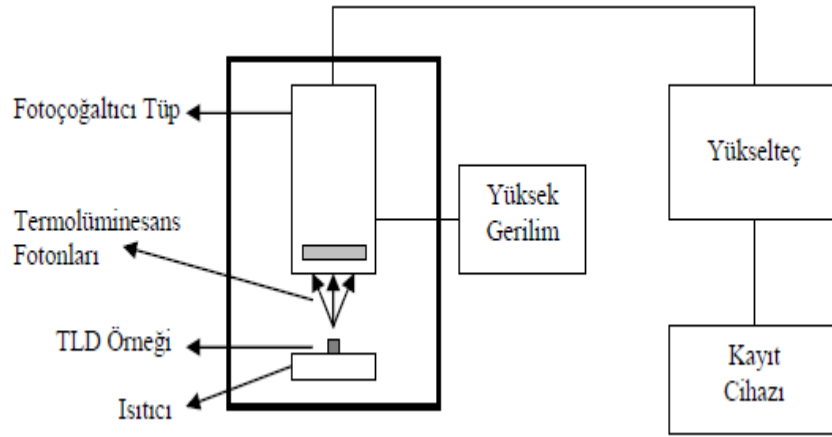
Bir kristal ısınladığında, değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar aralarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve daha sonra şekilde görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Kristalden yayımlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır (4). Madde ısıtıldığı zaman tuzaklardan kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayımlayarak geri verirler. Buna termolüminesans denir. Termolüminesans olayının gerçekleştiği maddelere TL ışığıcıısı denir (23). Yayımlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur (4).

Medikal alanda radyasyon doz ölçümünde en yaygın olarak kullanılan termolüminesans madde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF'dür. Dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF'ün 8.14'dür. LiF'ün 10 mR ile 1000R arasındaki ışınlama dozuna olan yanıtı doğrusaldır. Enerjiye bağımlılığı azdır ve 30 KeV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı 1.25'dir. Doğada LiF'den başka TLD malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florid, Kalsiyum Sülfat, Lityum Baret ve Alüminyum Oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışımaya eğrileri vardır. Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetlerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'ün radyasyon dozimetrisi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır (4).

2.3.1.2. TLD Ölçüm Düzenegi

TLD'lerin toz, çip ve çubuk gibi değişik formları mevcuttur. Bir TLD sistemi kristal dozimetrelere ek olarak TLD fırını ve TLD okuyucusundan oluşur.

TLD okuyucuları, TLD içerisinde soğurulan dozu, ısı yoluyla açığa çıkaran sistemlerdir. Bir TLD sisteminde olması gereken temel parçalar ısıtıcı, fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve elektrometredir. Işınlanmış TLD'ler ısıtıcıya yerleştirilerek ısıtılırlar ve termoluminesans (TL) ışık yayarlar. Bu ışık PMT yardımı ile elektrik sinyaline dönüştürölür ve bunlar elektrometrede yük veya akım olarak değerlendirilir. Şekil 2.11'de tipik bir TLD okuyucusunun şeması gösterilmiştir (3,15).

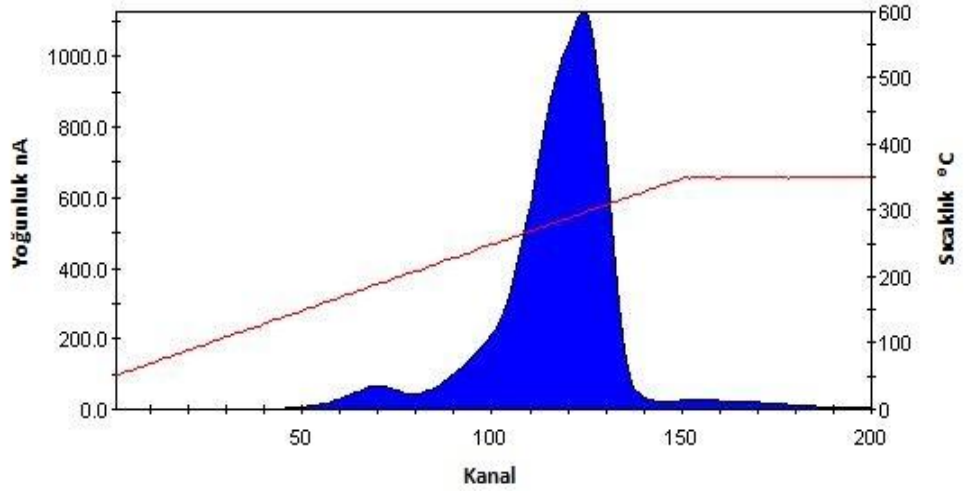


Şekil 2.11. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi

2.3.1.3. TLD Işıma Eğrileri

Işıma eğrileri, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termolüminesans ışıma şiddetinin grafikleridir. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve piklerinin sayısı fosfor maddesine bağlıdır. Işıma eğrileri altında kalan toplam alan, fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla ve bu da fosforun soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır (4).

İdeal bir ışıma eğrisi, oda sıcaklığında kararlılık sağlayacak, fakat alet kullanma bakımından problem oluşturmayacak kadar yüksek bir TL pik göstermelidir (200 °C civarındaki sıcaklık optimumdur) (6).



Şekil 2.12. Işıma eğrisi.

Termolüminesans ışık yayılması (ya da ışıma eğrisi) ısıtma yöntemiyle (lineer ya da izotermal) ve ısıtma sıcaklığıyla değişir. Kristal içinde değişik enerji tuzaklarıyla ilgili ışıma eğrisi farklı pikler sergiler. Düşük kararsız sıcaklık eğrileri ön ısıtma ile ortadan kaldırılır. Yüksek kararlılık sıcaklık pikleri, IV ve V, 400 °C'ye

kadar olan sıcaklıklara çıkabilen okuyucularla dozimetri için kullanılır (Şekil 2.12.) (15).

Doğru doz ölçümü yapabilmek için ışıma eğrisini elde etmek faydalıdır. Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler ise şunlardır: Isıtma hızı ve düzgünlüğü, fosforun büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği, kullanılan kayıt aleti, ışınlamanın düzeyi, radyasyonun tipi, fosforun tavlanması ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve istenmeyen etkilerdir (4).

2.3.1.4. Fosforun Fırınlanması

Bütün fosforlar, sıcaklığa bağlı olarak TL özelliklerde bazı değişiklikler gösterirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını artırmak ve bütün tuzaklarını boşaltmak, tekrar kullanılmasını sağlamak amacıyla fosforların fırınlanması zorunludur. Fosforlar, ışınlanmadan önce ve ışınlamadan sonra fırınlanır. Doz ölçümlerinde, fosfor ışınlandıktan sonra, ve okumadan önce kararsız, düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için, ışınlamadan önce ise radyasyona karşı duyarlılığını arttırmak ve TL sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır.

Fırınlama sıcaklıklarının soğuma hızı ışıma pikinin yüksekliğini etkiler. Hızlı soğutma istenmeyen düşük sıcaklık piklerinin büyüklüğünü önemli derecede artırır. Yavaş soğutma ise ışıma eğrisindeki bütün piklerin yüksekliğinin, hızlı soğutma durumundan çok daha düşük olmasına sebep olur (3).

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

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetlerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'ün radyasyon dozimetri olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır (4).

2.3.1.5. TLD Kalibrasyonu

Kalibrasyon işlemi TLD okumalarının en önemli kısımlarındandır. Dozimetinin hassasiyeti birim doz başına TL şiddeti ve okuyucunun hassasiyeti birim ışık başına foto çoğaltıcı tüp tarafından üretilen yük (ya da foton sayımı için sayım sayısı) miktarıdır. Sistem kalibre edilmediği zaman, her iki hassasiyet de bilinemez. İlk adım okuyucunun hassasiyetini bulmaktır. Bu dozimetri popülasyonunu iki gruba bölerek yapılır. Birinci grup (popülasyonun %1–2 si) kalibrasyon dozimetlerinden oluşur ve sadece okuyucuyu kalibre etmek için kullanılır. İkinci grup alan dozimetlerinden oluşur (popülasyonun %98–99 u) ve gerçek doz ölçümleri için kullanılır. Okuyucu kalibrasyon faktörü aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$RCF = \langle Q \rangle / L \quad (2.4)$$

burada $\langle Q \rangle$ kalibrasyon dozimetleri bilinen miktarda L radyasyona maruz kaldığında ölçülen ortalama yüküdür. L istenilen birimde ifade edilebilir. Bütün TL elemanları aynı hassasiyette üretilemeyeceği için, her birine ayrı ayrı eleman düzeltme katsayısı ECC uygulanmalıdır.

$$X_i = (ECC_i / RCF) * Q_i \quad (2.5)$$

Denklemi kullanılarak kalibre edilmiş i. elemanın okuması bulunabilir ki burada Q_i i. elemanın ham okumasıdır.

Termoluminesans dozimetrlere bilinmeyen dozun ölçümünde kullanmadan önce kalibre edilmelidirler. TLD malzemelerinin hassasiyetleri geçmiş radyasyon öykülerinden ve ısıtma işlem geçmişlerinden etkilendiğinden, malzeme uygun koşullarda artık etkileri yok etmek için ısıtma işlemine maruz tutulmalıdır. LiF için standart ışınlatma öncesi ısıtma koşulu 400°C 'de 1 saat ve 100°C 'de 2 saattir. Düşük sıcaklık pikleri ışınlatma sonrasında 100°C 'de 10 dakika ısıtma işlemiyle yok edilebilir. Bu pikleri yok etme sebebi ışınlatmadan sonra bu piklerin büyüklüğünün diğer piklere kıyasla daha hızlı azalmasıdır. Böylece ana dozimetrik pik daha kararlı hale gelir.

Kalibrasyon aynı TLD okuyucuyla aynı ışın ile ve yaklaşık olarak aynı doz seviyelerinde yapılmalıdır. TLD materyalinde depolanan radyasyon enerjisinin bir kısmı dozimetrenin kullanıldığı süre içinde öngörülemez nedenlerle kaybedilebilir. Bu olay sönmüleme olarak adlandırılır ve TLD'lerde istenmeyen bir durumdur. Tipik olarak, LiF:Mg, Ti için dozimetrik pikin sönmülemesi ışınlatmadan aylar sonra bile %1-2'yi geçmez.

Bu malzemenin ışınlatma eğrisinde oda sıcaklığından 400°C 'ye kadar en az 10 ışınlatma piki mevcuttur. Dozimetri çalışmalarında kullanılan pik 5 ana ışınlatma piki olarak adlandırılır ve 10 Ks^{-1} ısıtma hızı ile 205°C civarında ortaya çıkar.

Her ışınlatma oturumunda her zaman yeni kalibrasyon detektörlerinin ışınlanması gereklidir. Kalibrasyon TLD'leri toplu olarak ışınlanmalıdır. Kalibrasyon ve detektörlerin kullanımı arasındaki aralık ne kadar küçük olursa o kadar az hata oluşur. TLD'leri klinikte kullanırken TL yanıtı etkileyecek her sebep için düzeltme faktörleri gereklidir (13).

2.3.2. İyon Odası

İyon odaları, radyoterapide radyasyon dozunu belirlemek için kullanılmaktadır. Referans ışınlama koşullarında doz belirleme ışın kalibrasyonu şeklinde de isimlendirilir. İyon odaları ihtiyaca göre çeşitli şekil ve boyutlardadır. Genel özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

-Bir iyon odası, temel olarak dış iletken duvarla çevrelenmiş ve içi gaz ile doldurulmuştur. Ayrıca merkezi bir elektroda sahiptir. İyon odasına bir voltaj uygulandığında duvar ve merkez elektrot, sızıntı akımı azaltmak için yüksek kalitede bir yalıtkan ile ayrılmıştır.

-Koruyucu elektrot, genellikle sızıntıyı daha da azaltmak için iyon odası içinde bulunur. Koruyucu elektrot, sızıntı akımı durdurur ve merkez elektrodu geçerek topraklanmasına izin verir.

-Açık hava iyon odalarıyla ölçümler, çevredeki sıcaklık ve basınçla değişen iyon odası içindeki havanın yoğunluğundaki değişimi hesaplamak için sıcaklık ve basınç düzeltilmesi gerektirir (9).

2.3.2.1. Paralel plan iyon odası

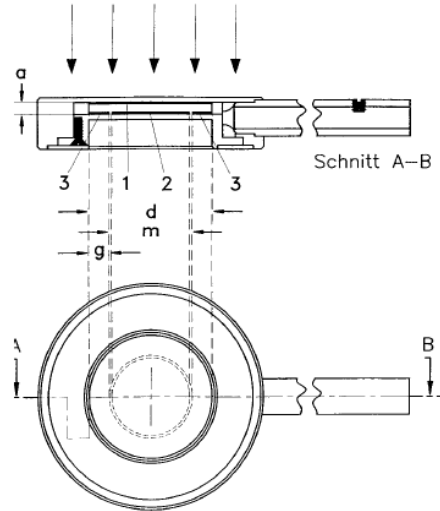
Paralel plan iyon odaları penceresi radyasyon kaynağına bakacak şekilde dizayn edilmiştir (Şekil 2.13.). Hava hacmi giriş penceresinin oluşturduğu disk biçimindeki düz bir yüzeyden ve dairesel bir silindirden meydana gelir. Giriş penceresinin iç yüzeyi elektriksel iletken ve dışı elektrot biçimindedir. İç elektrot, giriş penceresi karşısındaki silindirin diğer düz yüzünde yalıtkan gövdeye eklenmiş

iletken dairesel bir diskdir. Duyarlı hacim, iç ve dış elektrotlar arasında elektriksel kuvvet çizgilerinin geçtiği toplam hava hacminin bir kısmıdır. İç ve dış elektrotlar bağlantı kablosunun bağlı olduğu destekleyici bir blok materyal içine monte edilmiştir. Gövdeden kablo çıkışları genellikle giriş penceresine paralel bir doğrultudadır. Duyarlı hacim 0,05 ile 0,5 arasındadır. Kutuplaşma potansiyeli dış elektrota uygulanır ve gelen sinyali iç elektrot toplar. Bunlara bağlı olmayan diğer iki elektrot arasında üçüncü bir elektrot vardır fakat iç elektrotta olduğu gibi aynı potansiyeli sağlayacak şekilde yapılmıştır. Eğer paralel plan iyon odası tamamen korunmuş ise, bu üçüncü elektrot iç elektrot etrafında bir halka olarak hava hacmi oluşturacaktır. Elektron radyasyonu için paralel plan iyon odası aşağıdaki tipik boyutlara sahiptir.

Giriş penceresi kalınlığı 1 mm veya daha azdır.

İç ve dış elektrot arasındaki mesafe 2 mm veya daha azdır.

İç toplama elektrot çapı 20 mm veya daha azdır.



Şekil 2.13. İyi tasarlanmış bir paralel plan iyon odası diyagramı. Şemada '1' ile belirtilen kısımda hava boşluğunun çapı 'd', toplam elektrotun çapı 'm' ve koruma halkası 'g' genişliğindedir.

2.3.3. Film Dansitometre

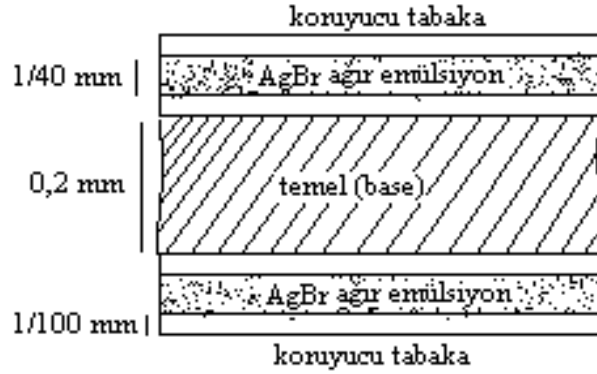
Optik yoğunluk ve absorbe doz arasındaki ilişkiyi belirleyen cihazlara “dansitometre” denir. Film dansitometre de ışınlanan radyografik filmlerin üzerinde oluşan kararmaların yoğunluğu belirlenir ve bu yoğunluğun radyasyon dozu cinsinden karşılığı saptanabilir. Eğer bir dizi ışınlama yapılacaksa kullanılacak filmler aynı film paketinden çıkan, benzer özellikli filmler olmalı ve dansitometrenin kalibrasyonu bunlarla yapılmalıdır. Kalibrasyon için yapılan ışınlamalar, asıl filmlerin ışınlanmasında kullanılacak olan aynı cihazda yapılmalıdır. Dansitometrenin kalibrasyonundan sonra filmler ışınlanıp banyo edilir ve dansitometrenin lazer tarayıcısında taratılır. Filmdeki optik yoğunluğun doz olarak eşdeğeri, oluşturulan dansitometre kalibrasyon eğrisi yardımıyla belirlenir (11).

2.3.4. X-ışını Doğrulama Filmi

Radyografik x-ışını filmi, radyoterapide önemli yer tutar. Bir radyasyon detektörü ve rölatif bir dozimetri olarak kullanılmaktadır.

Işınlanmamış bir x-ışını filmi, merkezin her iki tarafı veya tek tarafı radyasyona duyarlı bir emülsiyonla (AgBr) kaplanmıştır. AgBr parçacıklarının iyonizasyonu radyasyon etkileşimlerinin bir sonucu olarak filmde gizli bir görüntü oluşturur. Film banyo edildiği zaman radyasyon tarafından değiştirilmiş olan kristaller çok küçük metalik gümüş kristallerine dönüşür. Film tespit banyosuna konduğu zaman radyasyon tarafından etkilenmemiş Ag-Br tuzu eriyerek filmi temiz bırakır, fakat metalik gümüşe etki etmez. Bu nedenle radyasyona maruz kalan bölümler siyah

görünür ve negatif bir film elde edilir. Filmin siyahlık derecesi gelen ışının enerjisine, miktarına ve soğurulmadan geçerek filme erişen ışığın dozuna bağlıdır (11).



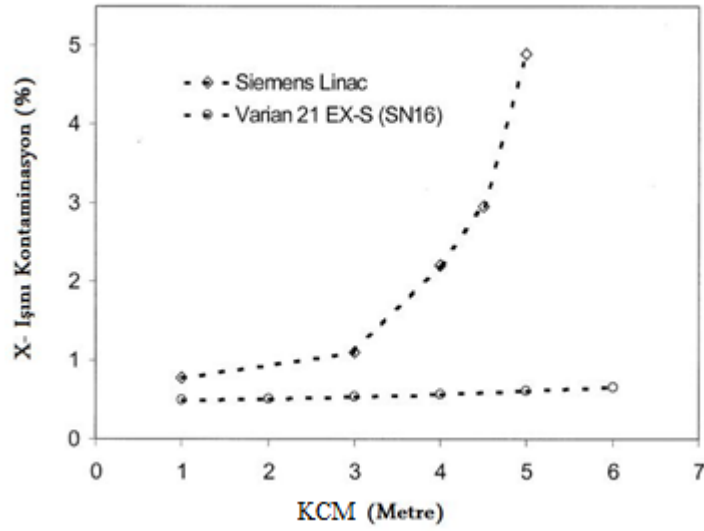
Şekil 2.14. Röntgen filminin yapısı.

2.4. Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu (HDRE)

TCEI tedavisi, TCEI tedavisi için tasarlanmış yüksek doz hızlı elektron (HDRE (high-dose-rate electrons)) modu içerir. HDRE elektron ışını yaygın olarak kullanılan 6 MeV'luk elektron enerjisi için HDRE-1 ve nadir olarak kullanılan 9 MeV'luk elektron enerjisi için HDRE-2 üretilmiştir. Her iki enerji içinde aynı saçıcı foili paylaşılır. Geleneksel elektron ışınının aksine, HDRE elektron ışını özel bir anahtar tarafından aktive edilir ve kendisine ait bir elektron aplikatörüne sahiptir. Kolimatör çeneleri 40x40 cm pozisyonunda uyarlanıp ayarlanabilir. Geleneksel elektron ışını eşmerkezde maksimum 400 MU/dk doz hızına çıkarken HDRE ışını eşmerkezde 2500 MU/dk sembolik bir doz hızına ulaşır.

Literatürlerde geleneksel elektron ışınlamalarında, elektronların hava molekülleri ile çarpışması sonucu oluşan x-ışını kontaminasyonunun kaynak cilt

mesafesi 3 metreden daha uzağa taşındıkça hızlıca arttığı belirtilmiştir. HDRE ışını bu x-ışını kontaminasyonunun oldukça küçük olduğunu gösterir. Şekil 2.15’de HDRE’siz Siemens doğrusal hızlandırıcısında üretilmiş 6 MeV elektron enerjisinin, HDRE’li Varian 21 EX-S doğrusal hızlandırıcısında üretilmiş aynı enerjili elektron enerjisi ile kaynak cilt mesafesine bağlı % x-ışını kontaminasyonu grafiği gösterilmiştir (5).



Şekil 2.15. Işın ekseninde elektron dozu, Varian 21EX-S doğrusal hızlandırıcıda ve Siemens doğrusal hızlandırıcıda ölçülen kaynak yüzey mesafelerinin ve % x-ışını kontaminasyonunun bir fonksiyonu (5).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Eylül 2010 - Haziran 2011 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta marka, Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır (Resim 3.1.).



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı.

Cihaz; 6-15 MV ve 6-9-12-15-18 MeV elektron enerjilerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Çalışmada yapılan tüm ölçümler, tüm cilt elektron ışınlaması tedavisine uygun olan 6 MeV enerjili HDRE-1 tedavi modu kullanılarak gerçekleştirilmiştir ve ölçümler öncesi cihazın mekanik ve dozimetrik kalibrasyonu yapılmıştır.

3.1.2. Antropomorfik Rando Fantom

Radyoterapide insan doku eşdeğerine sahip fiziksel olarak insan vücudu ile uyumlu antropomorfik fantomlar, klinik dozimetride kullanılır. Bu fantomlardan en bilineni, 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık olarak 2000 olan Alderson Rando Fantomlarıdır.

Bu çalışmada kullanılan Alderson Rando Fantom 475'in (Resim 3.2.) yumuşak doku materyali yoğunluk ve soğurma karakteristikleri bakımından insan dokusu ile birebir uyumludur. Akciğerleri ise, yoğunluğu $0,30 \text{ g/cm}^3$ olan sentetik köpükten oluşmuştur. Fantom, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu'nun raporunu (ICRU Rapor No:44) sağlamaktadır. Fantom, kalınlıkları 2,5 cm olan, 35 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır. Delikler; yoğunluğu $0,99 \text{ g/cm}^3$ olan katı "miks D tıkaç" ile doldurulmuştur. Çalışmamızda kullanılan 175 cm uzunluğunda ve 73,5 kg ağırlığındaki fantomun kol ve bacakları bulunmamaktadır.



Resim 3.2. Alderson Rando Fantom 475.

3.1.3. Paralel Plan İyon Odası

İyon odaları radyoterapide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amacına uygun değişik şekil ve hacimlere sahiptir. Çalışmada elektron formunda radyasyon kullanılmaktadır. Elektronlar için paralel plan iyon odasının kullanılması uygundur. Bu yüzden çalışmada Scanditronix model NACP-02 tipi iyon odası kullanılmıştır (Resim 3.3.). İyon odası hacmi 46 mm^3 'dür.



Resim 3.3. Çalışmada kullanılan iyon odası.

3.1.4. Elektrometre

Çalışmada “Scanditronix Wellhöfer” marka Dose1 elektrometre kullanılmıştır. Absorbe doz ölçümlerinde kullanılabilen taşınabilir, tek kanallı ve yüksek duyarlıklı ($\pm\%0,2$) bir elektrometredir (Resim 3.4.).

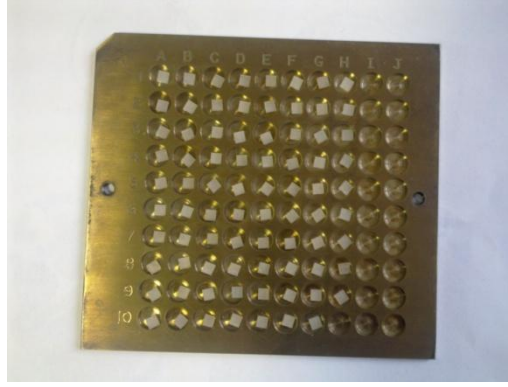


Resim 3.4. “Scanditronix Wellhöfer” marka Dose1 elektrometre.

3.1.5. Termolüminesans Dozimetri (TLD) Sistemi

3.1.5.1. LiF Termolüminesans Dozimetri

Çalışmada kullanılan Termolüminesans dozimetri; “Harshaw TLD-100” (Resim 3.5.) olup, ebatları $18 \times 18 \times 0.35 \text{ mm}^3$ ve yoğunluğu $2,64 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Foton etkin atom numarası 8,2'dir. Lityum ve Florür elementlerinden oluşur. Ana ışımaya piki sıcaklığı $190\text{--}210^\circ\text{C}$ arasında değişir. Optik ışımaya piki 400 nm 'dir. Kimyasal olarak kararlıdır. Soğurulan doz aralığı $1 \mu\text{Gy}\text{--}10 \text{ Gy}$ arasında değişir.



Resim 3.5. LiF Chip TLD-100.

3.1.5.2. TLD Fırını

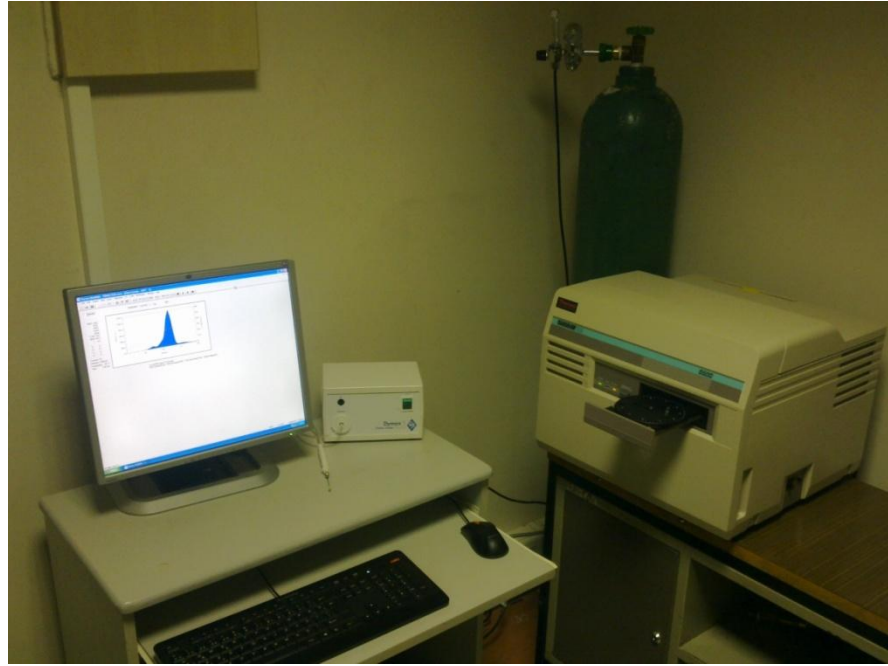
Çalışmada “Protherm Kamara” marka “PLF110/6” model fırın (Resim 3.6.) kullanılmıştır. Fırın, 65 dakikada 1100⁰C maksimum sıcaklığa ulaşabilmektedir. Uygulanan tüm kontrol sistemleri PID nitelikli olup, dijitaldir. PID, yani Proportional Integral Derivative (Orantılı İntegral Türetme) sistemlerde, sisteme giren güç, ayarlanan sıcaklığın altında ve üzerinde cihazdaki ısı kaybına bağlı olarak belli bir oranda sisteme verilir. Kontrol cihazında yer alan yazılım gerçek sıcaklık ve ayarlanan sıcaklık arasındaki farkı ve sistemdeki enerji kaybını sürekli hesaplayarak sıcaklık salınımlarını, sıcaklık sapmalarını en aza indirir veya çoğu zaman tamamen ortadan kaldırmaktadır.



Resim 3.6. Protherm Kamara marka PLF110/6 model fırın.

3.1.5.3. TLD Okuyucu ve Bilgisayar Sistemi

Çalışmada TLD'lerin okunmasında kullanılan "Harshaw 5500" TLD okuyucu (Resim 3.7.) ve TLD'ler için özel hazırlanmış bir program olan "WinREMS" programı kullanılmıştır. "Harshaw 5500" TLD okuyucu tek bir seferde elli adet TLD için tek tek okuma yapabilmektedir. "WinREMS" okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır.



Resim 3.7. Harshaw 5500 TLD okuyucu ve bilgisayar sistemi.

3.1.6 Yüksek Doz Hızlı Elektronik Modu (HDRE)

HDRE aplikatörü TCEI'larında gantri penceresine takılır ve kolimatörü 40 cm x 40 cm boyutlarında açarak alan boyutlarını maksimum değere ulaştırır (Resim 3.9). HDRE modunun aktive edilebilmesi için HDRE aplikatörü takılı olmalıdır. Tedavi cihazının normal tedavi modundan HDRE moduna geçilebilmesi için HDRE aktive anahtarı kullanılır (Resim 3.8).



Resim 3.8. HDRE modu aktive anahtarı.



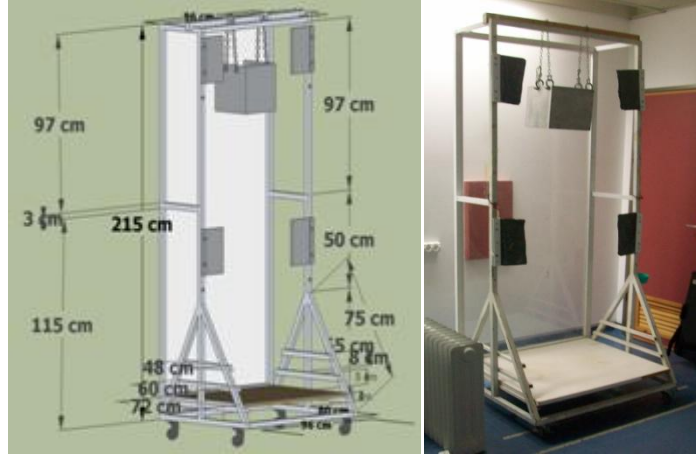
Resim 3.9. Gantry penceresine takılan ve HDRE modunun aktive edilebilmesini sağlayan HDRE aplikatörü.

3.1.7. Hasta Platformu

Hasta platformu ana platform ve ek platform olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Her iki platform da x-ışını saçılmalarını önlemek amacıyla düşük atom numarası içeren alüminyum materyalinden yapılmıştır.

3.1.7.1. Ana Platform

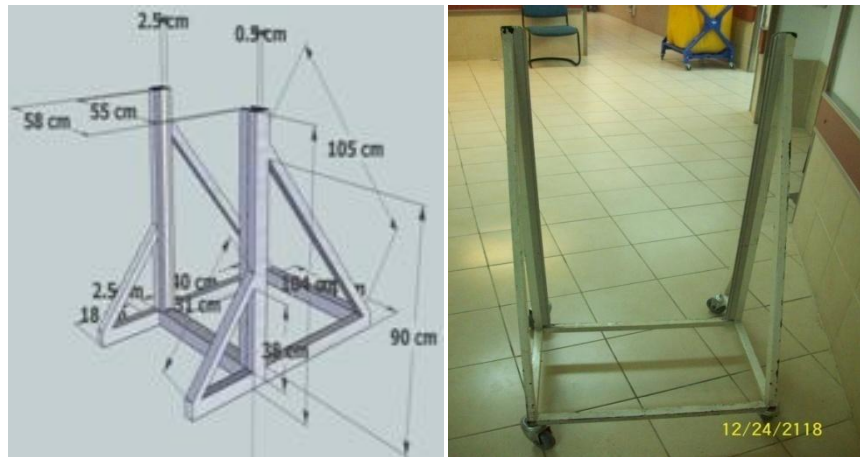
Ana platform Resim 3.10'da gösterildiği gibi 215 cm boyunda, 96 cm genişliğinde ve 80 cm derinliğinde, bir hastanın rahatça girebileceği şekilde dizayn edilmiştir. Platformun alt tarafından farklı hasta boyları için ayarlanabilen 3 basamak mevcuttur. Bu basamaklara geçen zemin tahtası sayesinde farklı hasta boyları için yükseklik ayarı yapılabilmektedir. Platformun üst tarafında asılı olarak bulunan kurşundan bir kafa koruması ve yan kolonlarında 6 alan hasta pozisyonu için ayarlanmış ayarlanabilen el korumaları mevcuttur. Platformun arka yüzeyinde platforma sabitlenmiş 4 mm kalınlığında bir azaltıcı (degrader, pleksiglas) monte edilmiştir. Bu azaltıcı 6 MeV enerjili elektron demeti önüne gelecek şekilde konumlandırılırsa elektron enerjisini azaltacak ve fazla derine inmemiş daha yüzeysel lezyonlar tedavi edilebilecektir. Ayrıca farklı kalınlıklardaki azaltıcıları alüminyum çerçeve ve kancalar ile platformun ön yüzeyine portatif şekilde monte ederek farklı enerjiler elde edilebilir. Bunun sonucunda ise farklı derinliklerde lezyonlar tedavi edilebilir.



Resim 3.10. Ana platformun şeması ve resmi.

3.1.7.2. Ek Platform

Ek platform Resim 3.11’de gösterildiği gibi 105 cm yüksekliğinde, 64 cm genişliğindedir ve platformun orta noktasında bulunan 2.5 cm kalınlığında kurşunların girebileceği bir alüminyum düzenden oluşmaktadır. Bu kanallara uygun farklı yükseklikte kurşunlar platform kanalına takılabilir. Bu kurşun korumalı ek platform ana platform önüne konumlandırılarak ayak koruması sağlanır.



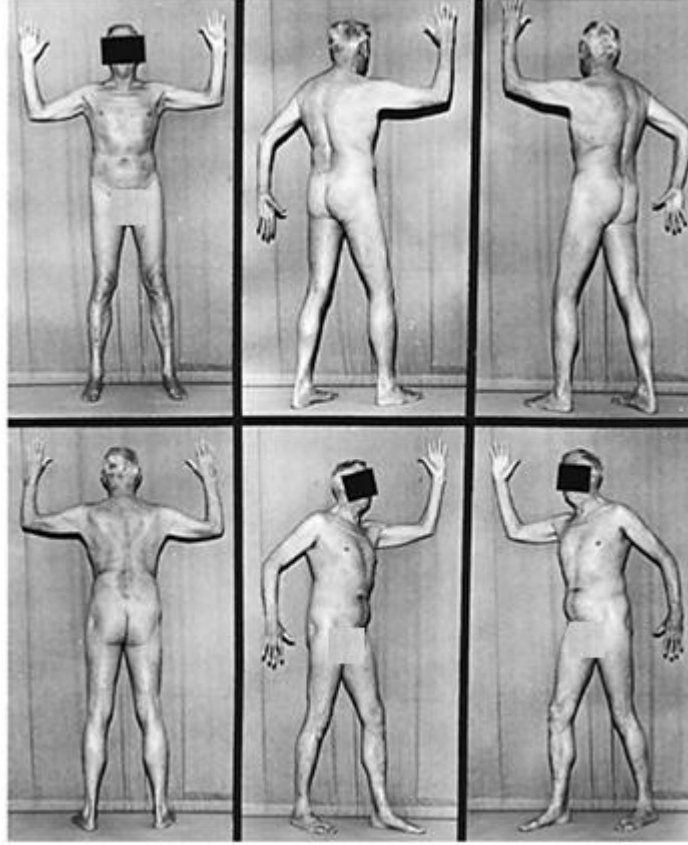
Resim 3.11. Ek platformun şeması ve resmi.

3.2. Yöntem

3.2.1. TCEI Yöntemleri

TCEI uygulaması için değişik yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan en çok kullanılan iki tanesi altı çift alan ışınlama tekniği ve altı üç alan ışınlama tekniğidir. Her iki yöntem de güvenilirliği kanıtlanmış başarıyla uygulanan tekniklerdir.

Hastanın tüm dikey profilini tek bir gantri açısıyla ışınlayabilmek için yaklaşık 7 metre kaynak cilt mesafesi (KCM) gerekmektedir. 3,10 metre KCM için tek gantri açısıyla hastanın tüm vücudunu ışınlamak mümkün değildir. Bu yüzden yaklaşık 3 metre KCM'nde tüm profilde düzgün doz dağılımı elde etmek için iki veya üç gantri açısına gerek duyulmuştur. Ayrıca hastanın tüm cildinin düzgün doz dağılımı ile ışınlanabilmesi için hasta farklı konumlara çevrilerek ışınlanmıştır. Bunun için hasta 6 farklı açıda konumlandırılarak ışınlanmıştır. Bunlardan iki tanesi ön ve arka diğer dört tanesi sağ ön yan, sol ön yan, sağ arka yan ve sol arka yandır. Hasta bu 6 konumda 60' ar derece döndürülerek ışınlanmıştır (Resim 3.12).



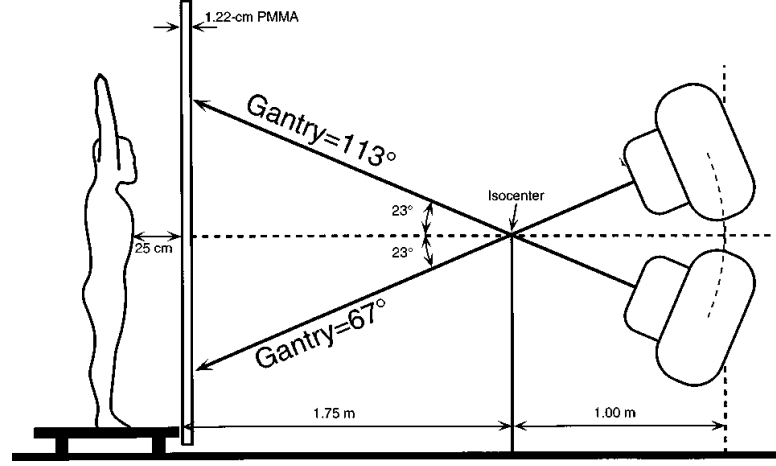
Resim 3.12. 60 derecelik döndürme ile ön, arka, sağ ön yan, sol ön yan, sağ arka yan ve sol arka yan hasta ışınlama konumları.

200 cm'lik dikey profilde yaklaşık $\pm\%8$ doz dağılımını sağlayan gantri açıları tedavide kullanılacak gantri açılarını verir.

3.2.1.1. Altı Çift Alan Işınlama Tekniği

Bu teknikte 200 cm profilde uygun doz dağılımı sağlayan iki gantri açısı belirlendikten sonra hasta 6 farklı konumda (60' ar derece döndürülerek) ışınlanmıştır. Gantri açıları yatay eksenenden itibaren simetrik olarak yukarı ve aşağı yönlü olarak bulunmuştur. Bu iki gantri açısında hasta üzerinde oluşan ışın alanları arasında yaklaşık 20 cm uzunluğunda boşluk (gap) oluşmuştur. Bu ışın almayan bölge her iki ışından gelen elektronların lateral saçılmaları sayesinde gerekli dozu

almıştır. 6 farklı konumun her biri için, belirlenen iki gantri açısında da ışınlama yapılarak tedavi gerçekleştirilir (Şekil 3.1. ve Resim 3.13.).



Şekil 3.1. Altı çift alan ışınlama tekniğinin temsili şeması. Lateralden simetrik ± 23 derece açılı ışınlama.

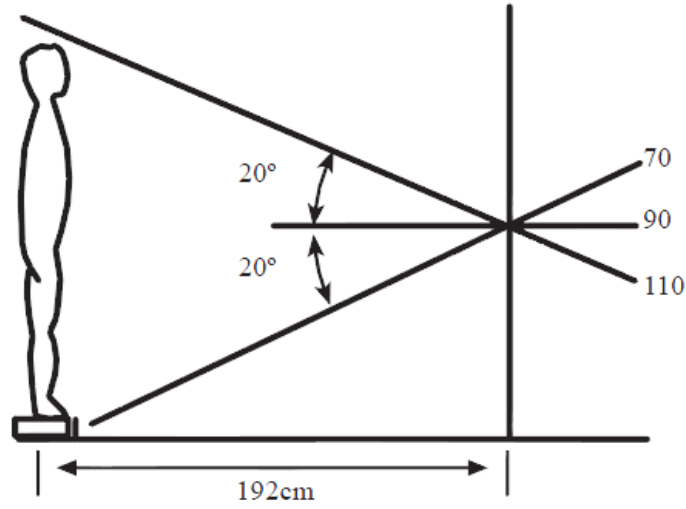


Resim 3.13. Altı çift alan ışınlama tekniği için farklı açılardaki gantri açıları.

3.2.1.2. Altı Üç Alan Işınlama Tekniği

Bu teknikte 200 cm profilde uygun doz dağılımı sağlayan üç gantri açısı belirlendikten sonra hasta 6 farklı konumda (60' ar derece döndürülerek) ışınlanmıştır. 6 farklı konumun her biri için, belirlenen üç gantri açısında da ışınlama yapılarak tedavi gerçekleştirilir. Işınlardan biri gantri yatay ekseninde olacak şekilde

konumlandırılıp, diğer ikisi ise simetrik olacak şekilde aşağı ve yukarı yönlü olarak düzgün doz dağılımının elde edildiği açılarda ışınlanmıştır. Hasta üzerinde oluşan ışın alanları arasında elektronların lateral saçılması nedeniyle boşluk (gap) bulunmaktadır, bu boşluklar (gap) lateral saçılmanın etkisiyle gerekli dozu almaktadırlar (Şekil 3.2.)(21).



Şekil 3.2. Altı üç alan ışınlama tekniğinin temsili şeması. 90 derece lateral ve lateralden 20 derece simetrik açılı ışınlama.

3.2.2. TLD Kalibrasyonu

TLD kristalleri, yapısal özelliklerinin farklılıklar gösterebilmesinden dolayı aynı verimle çalışmazlar. Bu durumun, hassas radyasyon ölçümlerinde bir soruna yol açmaması için element düzeltme katsayısı (ECC) tanımlanmıştır. Element düzeltme katsayısı; aynı ışınlamaya maruz bırakılmış TLD'lerin oluşturdukları ortalama yük değerinin, her bir TLD'nin oluşturduğu yük miktarına oranıdır ve her bir TLD' den ölçülen yük değerini ortalama yük değerine yaklaştıran karakteristik bir katsayıdır. ECC katsayıları ile çarpılarak düzeltilen okuma değerlerinin, kalibrasyon sırasında

kullanılan ışınlama miktarına oranı okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) olarak adlandırılır. Bu faktör, birim ışınlama miktarı başına yük miktarıdır.

Çalışmada kullanılmak üzere seçilen, 200 adet LiF Harshaw kare TLD-100 daha önce hiçbir çalışmada kullanılmadığı için duyarlılığını arttırmak üzere lineer hızlandırıcıda ışılandıktan sonra, TLD fırınında 400⁰C'de 1 saat fırınlanıp soğuması beklenmiş daha sonra 100⁰C'de 2 saat fırınlanmış ve soğutulmuştur. Bu işlem 3 kez tekrarlanmıştır. Duyarlılığı artan TLD'lerin ECC ve RCF değerleri belirlenmek üzere kalibre edilmiştir.

3.2.3. Kullanılacak TLD Grubunun Belirlenmesi

Kalibre edilmiş 200 TLD 100 cGy doz alacak şekilde ışılanıp, 10 dakika 100 derecede fırınlanarak okumaya hazır hale getirilmiştir. Daha sonra Harshaw-5500 TLD okuyucusunda yük okuması yapılmıştır. Bu 200 TLD grubundan alınan yük miktarına göre duyarlılığı birbirine en yakın olan (neredeyse aynı olan) 15 TLD, RCF değerinin bulunabilmesi için ayrılmıştır. Geriye kalan TLD'lerden duyarlılığı \pm %5 aralığında olan 100 tane TLD ise ölçümlerde kullanılmak üzere seçilmiştir. Bu işlemin sonunda 100 TLD'lik bir çalışma grubu ve 15 TLD'lik bir kalibrasyon grubu oluşturulmuştur. Bu 115 TLD önce 400 derecede 1 saat sonra 100 derecede 2 saat fırılandıktan sonra tekrar 100 cGy doz verilmiştir. 100 derecede 10 dakika fırınlanıp, TLD'ler okunmaya hazır hale getirilmiştir. Daha sonra 15 TLD lik RCF gurubu yük miktarı okunarak RCF değeri hesaplanıp ve ardından 100 TLD dozu okunarak her bir TLD'nin ECC değerleri Winrems yazılımı kullanılarak bulunmuştur. Bu aşamadan sonra her bir TLD için verilen ECC faktörü farklı olduğundan numaralandırılarak kullanıma hazır hale getirilmiştir (Resim 3.14.).



Resim 3.14. Kullanıma hazır paketlenmiş TLD'ler.

3.2.4. Farklı Teknikler İçin Profil ve Gantri Açılarının Bulunması

200 cm uzunluğunda 5 cm genişliğinde 2,5 cm kalınlığındaki bir pleksiglas, belirli aralıklarla işaretlenmiştir. Tam orta nokta sıfır kabul edilip ve sıfırdan yukarı +100 cm'ye kadar, aşağısı ise -100 cm'ye kadar eşit aralıklı parçalarla derecelendirilip işaretlenmiştir. +40 ile -40 arası 5'er cm aralıklara diğer kısımlar ise 10'ar cm aralıklara bölünmüştür. Bu pleksiglas üzerindeki işaretli noktalara daha önceden paketlenmiş ve numaralandırılmış 3'erli TLD grupları yerleştirilip bu pleksiglas üzerindeki TLD paketlerinin üzerine 5 mm kalınlığında başka bir pleksiglas materyali sabitlenmiştir (Resim 3.15.).



Resim 3.15. Profil ölçümü için 200 cm'lik pleksiglas üzerine sabitlenmiş TLD paketleri ve TLD paketleri üzerine sabitlenmiş pleksiglas.

Lineer hızlandırıcıda gantri 90 derecede ve HDRE aplikatörü takılı iken (alan 40 cm x 40 cm) 310 cm KCM'nde, pleksiglas dikey konumda, pleksiglas sıfır noktası (kalibrasyon noktası) ile ışın orta noktası çakışacak şekilde sabitlenip, pleksiglas çubuk gantriye dik olacak şekilde konumlandırılmıştır. Daha sonra her bir teknik için belirli gantri açılarında ışınlama yapıldıktan sonra TLD'ler okutulup 200 cm için profiller oluşturulmuştur. Düzgün profil elde edilene dek bu işlem tekrarlanmıştır (Resim 3.16.).



Resim 3.16. 310 cm KCM'nde gantriye dik olarak sabitlenmiş profil çubuğu.

Her bir teknik için tedavi açıları belirlendikten sonra bulunan gantri açıları için yatay profiller alınmıştır. Yatay profil; profil çubuğu sıfır noktası kalibrasyon noktasında, yere paralel olarak konumlandırılmıştır (Resim 3.17.). Profil çubuğunda 80 cm uzunluktaki (+40 cm, -40 cm arası) bölgede 13 okuma noktası belirlenip her noktaya paketlenmiş 3 TLD grubu yerleştirilmiştir. Okunan TLD'ler ile yatay profiller oluşturulmuştur.



Resim 3.17. 80 cm genişlik için yatay profil ışınlama kurulumu.

Altı çift alan ışınlama tekniği için gantri 90 derece referans alınarak aşağı ve yukarı yönde ± 17 , ± 19 , ± 19.5 , ± 20 , ± 23 ve ± 25 derecelik simetrik açılar için bu işlemler yapılmıştır. En düzgün profilin elde edildiği açı belirlenmiştir.

Altı üç alan ışınlama tekniği için gantri 90 dereceye ek olarak aşağı ve yukarı yönlü ± 27 , ± 30 , ± 34 , ± 35 , ± 36 , ± 37 ve ± 40 derecelik simetrik gantri açıları ile ışınlama yapılarak profilin en düzgün olduğu açı bulunmuştur.

3.2.5. Yüzde Derin Doz Ölçümü

Gantri 90 derecede ve HDRE aplikatörü takılı iken (alan 40 cm x 40 cm) 310 cm KCM'nde, paralel plan iyon odası ile ışın merkezi çakışacak şekilde kurulum yapılmıştır. Radyasyon alanı içinde kalan paralel plan iyon odası kablosu, radyasyon etkisinden doğacak hatalı okumaları engellemek amacıyla korunmuştur (Resim 3.18.). Bu ölçümde 100'er Monitör Birimi [Monitor Unit (MU)] doz verilerek 310 cm KCM'nden başlanmak üzere, fantom kalınlığı 1'er mm artırarak iyon odası ile ölçümler alınmıştır. Bu işlem 40 mm derinliğe kadar yapılmıştır. Ölçümlerde Scanditronix Welhöfer marka Dose 1 elektrometresi kullanılmıştır. Her derinlik için

4 okuma değeri alınıp bunların ortalaması alınmıştır. 0-40 mm aralığında iyonizasyon eğrisi oluşturulmuştur. Her derinlik için TRS 277 (Technical Report Series No:277) numaralı kalibrasyon protokolünden bulunan $s_{w,air}$ değerleri kullanılarak yüzde derin doz eğrisi oluşturulmuştur. 310 cm KCM'nde 6 MeV enerjisinin oluşturulan derin doz eğrisinden R_p , R_{50} , d_{max} , ve \overline{E}_0 değerleri bulunmuştur. R_{50} mesafesi (cm) ve 2.2 nolu formül yardımıyla tedavi mesafesindeki (310 cm KCM) ortalama elektron enerjisi hesaplanmıştır.



Resim 3.18. Gantri 90 derecede iken ışın merkezindeki paralel plan iyon odası ve 20 mm derinliğindeki paralel plan iyon odası için ışınlama kurulumu.

3.2.6. Doz Kalibrasyon Ölçümü

Gantri 90 derecede ve HDRE aplikatörü takılı iken (alan 40 cm x 40 cm) 310 cm KCM'nde, yüzde derin doz ölçümünden bulunan maksimum doz derinliğinde kalibrasyon noktasında ölçüm alınmıştır. 100 MU verilmiş ve TRS 277 numaralı protokole uygun olarak doz hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değer 100 MU'e oranlanarak MU başına düşen cGy hesaplanmıştır. Bulduğumuz sonucu kontrol etmek amacıyla aynı ışınlama kurulumunda kalibrasyon noktasına paketlenmiş 5

TLD konularak 60 MU doz verilmiştir (Resim 3.19.). Okunan TLD değerleri ortalamasını 60'a bölerek yine MU başına cGy değeri hesaplanmıştır.



Resim 3.19. Kalibrasyon noktasında maksimum derinlikte TLD ışınlama kurulumu.

3.2.7. Bileşik Doz Ölçümleri

Burada antropomorfik fantom (insan doku eşdeğerine sahip model fantom) ile her iki teknik için önce 12 alan faktörü (AF) sonra 18 alan faktörü bulunmuştur. Antropomorfik fantom üzerine dikey ekseninde tek sıra olmak üzere, yatay ekseninde iki sıra olmak üzere belirli aralıklarla hem ön yüzeye, hem arka yüzeye paketlenmiş 2'li TLD grupları yerleştirilmiştir (Resim 3.20.). Antropomorfik fantomunun yaklaşık göbek hizası kalibrasyon noktasına denk gelecek şekilde ışınlama kurulumu yapılmıştır. Daha sonra ise önce 12 alan için antropomorfik fantom, tam tedavi uygulanacak şekilde 60 derecelik açılarda döndürülerek (6 alan), 12 alan için belirlenmiş açılarda (± 19 derece) alan başına 30 MU ile ışınlanmıştır. Yerleştirilen TLD'lerin, ortalama dozu hesaplanmış ve daha önceden bulunan kalibrasyon TLD'leri okuma değeri yardımıyla aşağıdaki eşitlik kullanılarak 12 alan faktörü (AF) hesaplanmıştır.

12 AF (alan faktörü) = (12 Alan İçin Bulunan TLD Ortalaması / Kalibrasyon için Bulunan TLD Ortalaması) x (Kalibrasyon TLD'sine verilen MU / 12 Alan TLD'sine verilen MU)

Antropomorfik fantom üzerine 12 alandaki ile aynı noktalara 18 alan faktörünü hesaplamak için paketlenmiş 2'li TLD paketleri yerleştirilmiştir. 12 alandaki ışınlama kurulumu ile aynı ışınlama kurulumu yapılmıştır. 18 alan için önceden belirlenmiş açılarda 60'ar derecelik döndürme sonucu oluşan 6 alan için her alan başına her üç açıda 30'ar MU doz verilmiştir. TLD'lerin ortalaması bulunmuştur. Aşağıdaki eşitlik kullanılarak 18 alan faktörü (AF) bulunmuştur.

18 AF (alan faktörü) = (18 Alan İçin Bulunan TLD Ortalaması / Kalibrasyon için Bulunan TLD Ortalaması) x (Kalibrasyon TLD'sine verilen MU / 18 Alan TLD'sine verilen MU)



Resim 3.20. 12 ve 18 alan faktörlerinin hesaplanması için kullanılan antropomorfik fantom üzerine yapıştırılmış TLD'ler.

3.2.8. Kalibrasyon Filmi

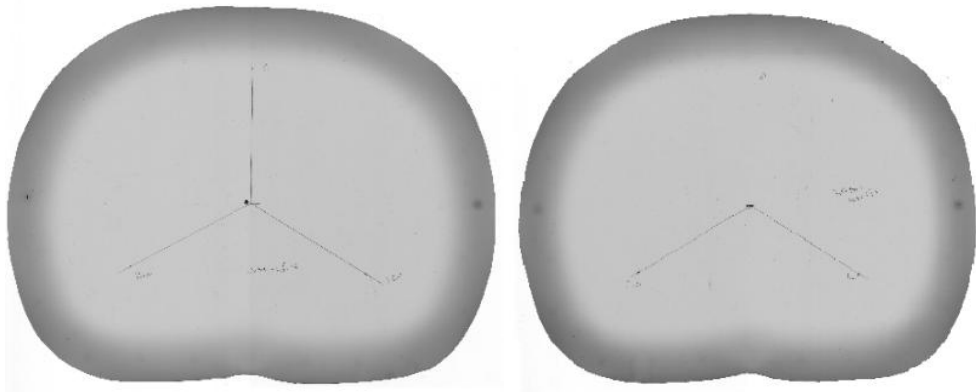
Tedavi derinliği ölçümü için yüksek doza duyarlı Kodak-EDR 2 filmi kullanılmıştır. Filmin radyasyona duyarlılığını oluşan optik kararmaları belirlemek ve Scanditronix Welhöfer Omni-Pro IMRT yazılımına tanıtmak için kalibrasyon filmi ışınlanmıştır. Bu kararma miktarını yükleyebilmek için kalibrasyon filmi ışınlaması yapılmıştır. Bu ışınlama KCM 100 cm'de, 6 MeV enerjide ve maksimum derinlikte yapılmıştır. Film üzerine 6 cm x 6 cm büyüklüğünde 6 alan ışaretlenmiştir. Bu 6 alana sırasıyla 0, 16, 32, 48, 64 ve 80 cGy'lik dozlar verilerek dansitometreye yüklenmiştir ve bu kararma miktarına göre doğrusal artan bir grafik elde edilmiştir (Resim 3.21). Böylece kalibrasyon grafiği oluşturularak cihazın doz verme yeteneği bilgisayara tanıtılmıştır.



Resim 3.21. Kalibrasyon filmi.

3.2.9. Tedavi Derinliği Film Ölçümleri

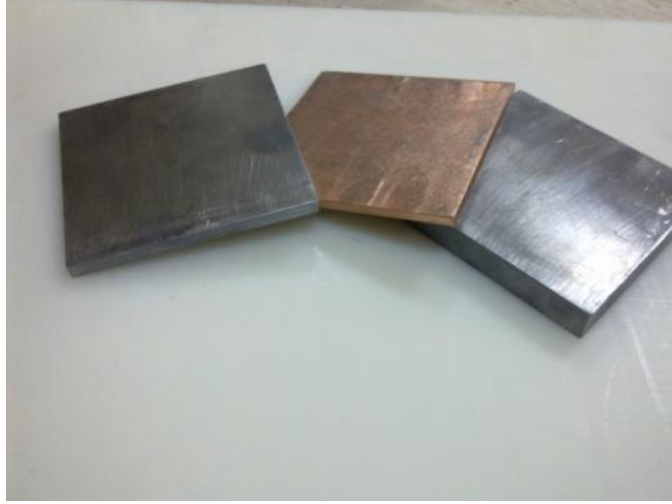
Antropomorfik fantomun 24. ve 25. kesitleri arasına karanlık odada Kodak EDR 2 kalibrasyon filmi 24. kesit büyüklüğünde kesildikten sonra 25. kesitle birleştirilmiştir. İki kesit arası hiç ışık almayacak şekilde siyah bantla yapıştırılmıştır. Bu iki kesit tekrar antropomorfik fantomda yerlerine sabitlenip, antropomorfik fantom filmin bulunduğu kesit kalibrasyon noktasına gelecek şekilde sabitlenip normal tedavi prosedüründeki gibi ışınlanması yapılmıştır. Daha sonra antropomorfik fantomun 24. ve 25. kesitleri arasındaki filmin ön yüzeyi (kalibrasyon noktası) sıfır derece olarak işaretlenip, bunlara ek olarak 120 derece ve 240 derecelik bölgelerde işaretleme yapılmıştır. Filmi, bu üç açı hizasında 0 mm'den 35 mm'e kadar Scanditronix Welhöfer Omni-Pro IMRT dansitometrede okunup ve derinliğe bağlı doz grafiği oluşturulmuştur. Bu işlem her iki teknik içinde ayrı ayrı yapılmıştır (Resim 3.22).



Resim 3.22. Altı iki alan tekniği (solda) ve altı üç alan tekniği (sağda) ile ışınlanmış Kodak-EDR 2 filmleri.

3.2.10. X-Işını Kontaminasyonu Enerjisinin Bulunması

X-ışını kontaminasyonunu belirlemek için, paralel plan iyon odası 310 cm KCM'nde kalibrasyon noktasına sabitlenmiştir. Burada sırasıyla 6,4 mm kurşun, 13,6 mm kurşun ve 4,46 mm bakır kullanılarak 3 ayrı ölçüm yapılmıştır (Resim 3.23). Önce paralel plan iyon odası önüne 6,4 mm kurşun ve 6 cm katı fantom konulmuştur. Fantomlar ve metal plakalar paralel plan iyon odası KCM 310 cm'de sabit kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra 200'er MU ışın verilerek üç ayrı okuma alınıp ortalama okuma değeri olarak kaydedilmiştir.



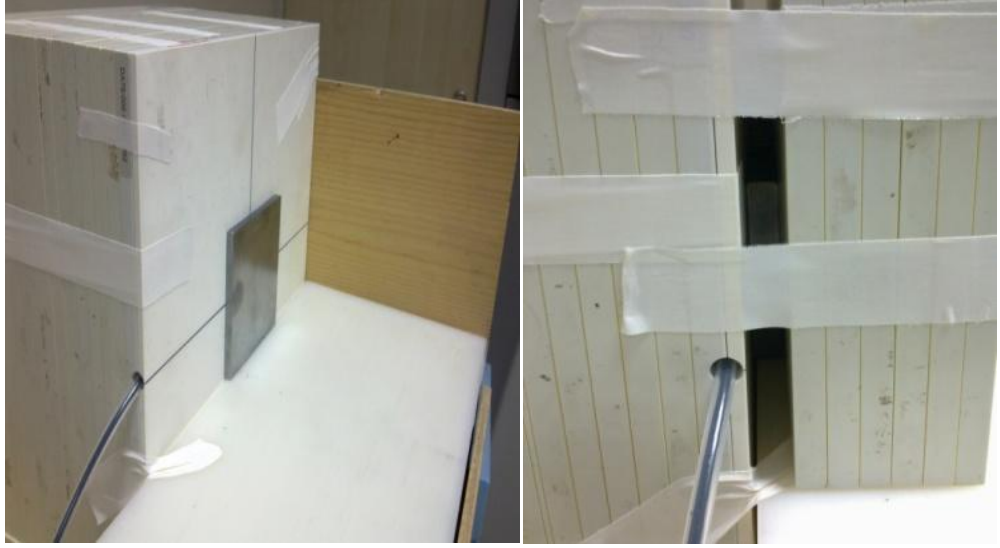
Resim 3.23. Farklı kalınlıklardaki materyaller (6,4 mm kurşun, 4,46 mm bakır, 13,6 mm kurşun).

Aynı işlem paralel plan iyon odası önüne 13,6 mm kurşun ve 6 cm katı fantom konularak tekrarlanmıştır. Son olarak aynı işlem paralel plan iyon odası önüne 4,46 mm bakır ve 6 cm katı fantom konularak tekrarlanmıştır (Resim 3.24.). Farklı kalınlıktaki materyaller için üç farklı değer elde edilmiştir. Soğurma katsayısı maddesel bir özelliktir ve madde yoğunluğu ile orantılıdır.

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu/\rho) \cdot \rho x} \quad (3.1)$$

$$\mu = [\ln (I/I_0)] \div x(m) \quad (3.2)$$

Denklem 3.2 kullanılarak, her plaka için kütleli soğurma katsayısı (μ) hesaplanmıştır. Kurşun ve bakır için ρ yoğunluğu sırasıyla 11350 kg/m^3 ve 8960 kg/m^3 'dir. Buradan her iki madde için μ/ρ hesaplanmıştır. 'The Physics Of Radiation Therapy, Faiz M. Khan'ın kitabındaki kütleli soğurma katsayısı ve enerji (A-7) tablosu yardımıyla oluşan x-ışını kontaminasyon enerjisi bulunmuştur.



Resim 3.24. Paralel plan iyon odası önüne 6,4 mm kurşun ve 6 cm katı fantom.

3.2.11. X-Işını Kontaminasyonu Miktarı Yüzdesinin Bulunması.

Bunun için PDD eğrisinden bulduğumuz maksimum doz derinliğinde 100 MU verilerek paralel plan iyon odası ile tedavi merkezinde (R_{max}) ve 6 cm fantom derinliğinde (R_6) 200 MU verilerek okuma alınmıştır. R_{max} ve R_6 kullanılarak denklem 3.3 ile tek alan kontaminasyonu yüzdesi hesaplanmıştır.

$$\text{Tek alan kontaminasyon yüzdesi} = \frac{R_6}{R_{max}} \cdot \frac{100}{200} \quad (3.3)$$

Tek alan kontaminasyon ve 12 AF kullanılarak denklem 3.4 ile toplam x-ışını kontaminasyon yüzdesi hesaplanmıştır.

$$\text{Toplam kont. yüzdesi} = [(\text{tek alan kont.}) \div 12AF] \times 6 \quad (3.4)$$

3.2.12. Tedavi Süresinin Hesaplanması

Toplam tedavi 310 cm KCM'nde günlük 1,2 Gy'den haftada 5 günden 6 haftada toplam 36 Gy olarak uygulanacaktır. Fraksiyon dozu 1,2 Gy için tedavi süresi her iki yöntem için ayrı ayrı hesaplanmıştır. 12 AF ve 18 AF için sırasıyla denklem 3.5 ve 3.6 kullanılarak 12 AF ve 18 AF değerleri bulunmuştur.

$$\text{Toplam Doz} = MU \times \frac{Gy}{MU} \times 12 AF \quad (3.5)$$

$$\text{Toplam Doz} = MU \times \frac{Gy}{MU} \times 18 AF \quad (3.6)$$

4. BULGULAR

4.1. Doz Profili Ölçümleri

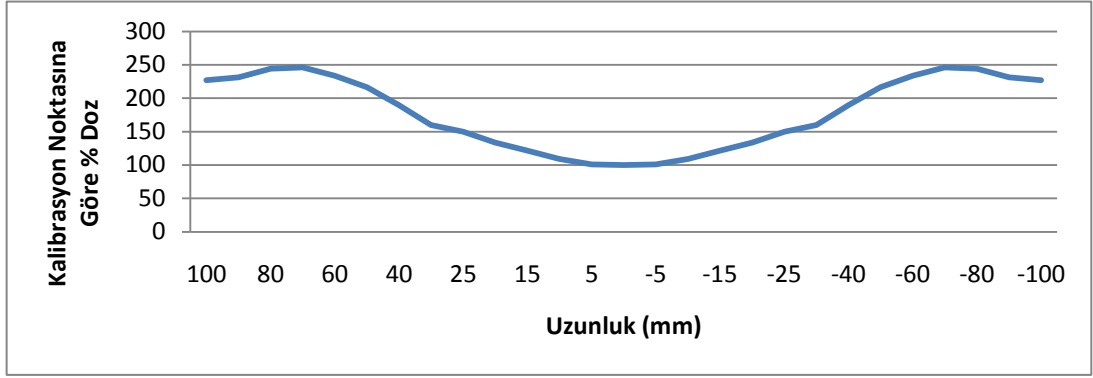
4.1.1. Altı Çift Alan Işınlama Tekniği Profilleri

4.1.1.1 Dikey Profil

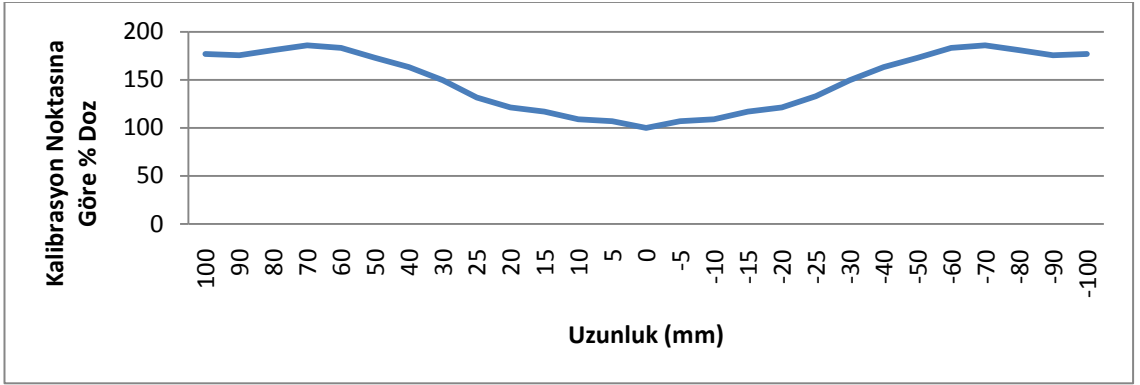
Altı çift alan ışınlama tekniği için alınan dikey (± 25 , ± 23 , ± 17 , ± 20 , $\pm 19,5$ ve ± 19 derece) profiller sayısal ve grafiksel olarak aşağıda verilmiştir (Tablo 4.1, Grafik 4.1., 4.2., 4.3., 4.4., 4.5. ve 4.6.). Elde edilen veriler yardımıyla en uygun profile sahip olan açının 90 ± 19 derece olduğu belirlenmiştir. Kalibrasyon noktası dozu referans (%100) alındığında, 90 ± 19 derecede profilin doz dağılımı $\pm \%5$ 'i geçmemektedir. Böylece tedavi açısı 71 ve 109 derece olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.1. Farklı açılar için dikey profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.

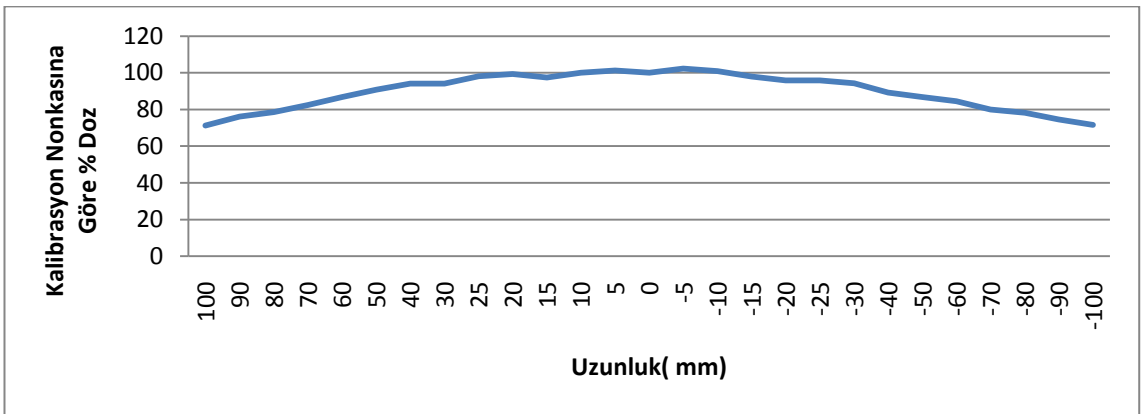
Yükseklik (cm)	Kalibrasyon Noktasına Göre % Doz Değerleri					
	±17 Derece	±19 Derece	±19,5 Derece	±20 Derece	±23 Derece	±25 Derece
+100	71,30	104,46	101,62	100,88	177,03	226,90
+90	76,10	104,45	103,16	102,95	175,71	231,14
+80	78,62	104,26	107,00	105,92	180,78	244,31
+70	82,43	102,79	109,89	112,39	185,96	246,04
+60	86,75	100,89	108,79	112,78	183,36	233,73
+50	90,78	97,21	113,81	112,60	173,03	216,53
+40	94,11	97,46	113,66	111,64	163,35	189,62
+30	94,16	96,15	102,18	107,89	149,49	159,96
+25	98,03	95,87	105,26	105,23	131,47	150,00
+20	99,29	100,42	108,67	103,69	121,30	133,63
+15	97,46	98,60	103,50	100,96	116,99	121,48
+10	99,94	98,61	103,34	97,03	108,82	108,88
+5	101,32	100,95	99,58	101,05	106,81	101,08
0	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
-5	102,30	98,45	99,88	100,34	106,81	101,08
-10	100,86	97,26	105,34	101,99	108,82	108,88
-15	97,95	101,27	100,13	100,75	116,99	121,48
-20	95,90	98,51	105,59	102,40	121,30	133,63
-25	95,85	96,02	105,33	107,58	132,77	150,00
-30	94,20	97,06	104,92	107,06	149,49	159,96
-40	89,27	96,51	111,86	113,11	163,35	189,62
-50	86,85	96,77	114,12	109,94	173,03	216,53
-60	84,59	97,09	112,69	114,66	183,36	233,73
-70	79,99	101,13	112,19	113,44	186,96	246,04
-80	78,19	99,70	108,30	110,94	180,78	244,31
-90	74,60	103,04	109,45	109,71	175,71	231,14
-100	71,59	100,32	113,61	107,26	177,03	226,90



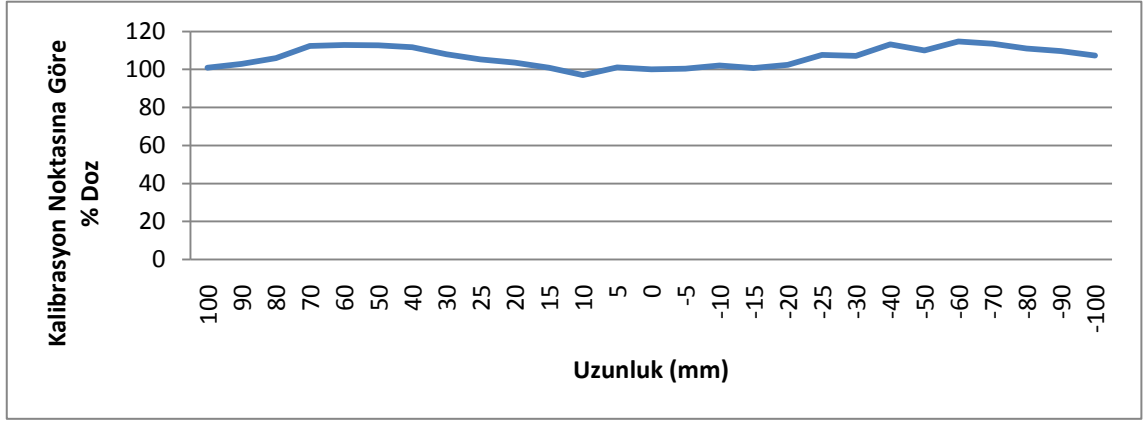
Grafik 4.1. ±25 derece dikey profil eğrisi.



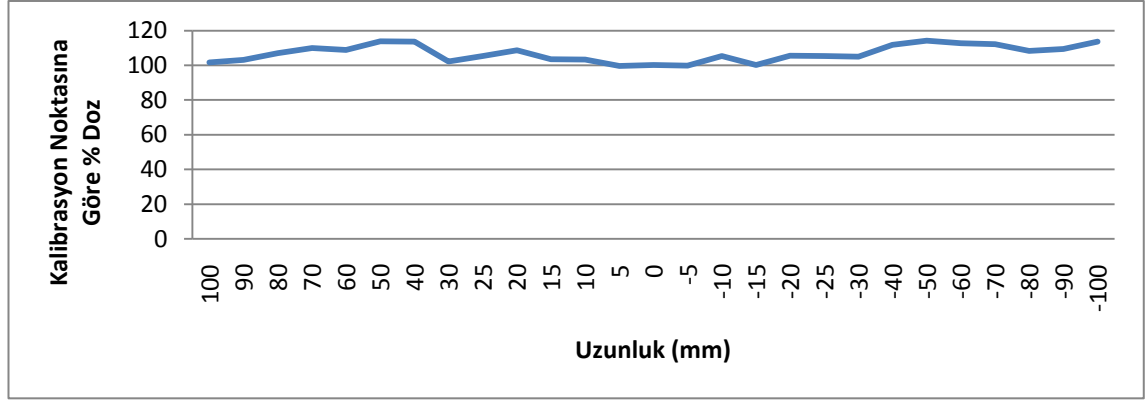
Grafik 4.2. ±23 derece dikey profil eğrisi.



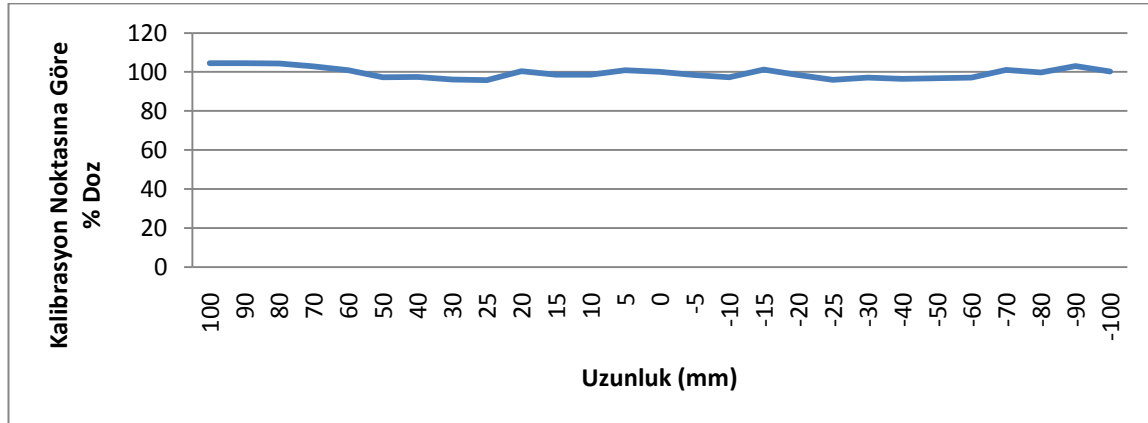
Grafik 4.3. ±17 derece dikey profil eğrisi.



Grafik 4.4. ±20 derece dikey profil eğrisi.



Grafik 4.5. ±19,5 derece dikey profil eğrisi.



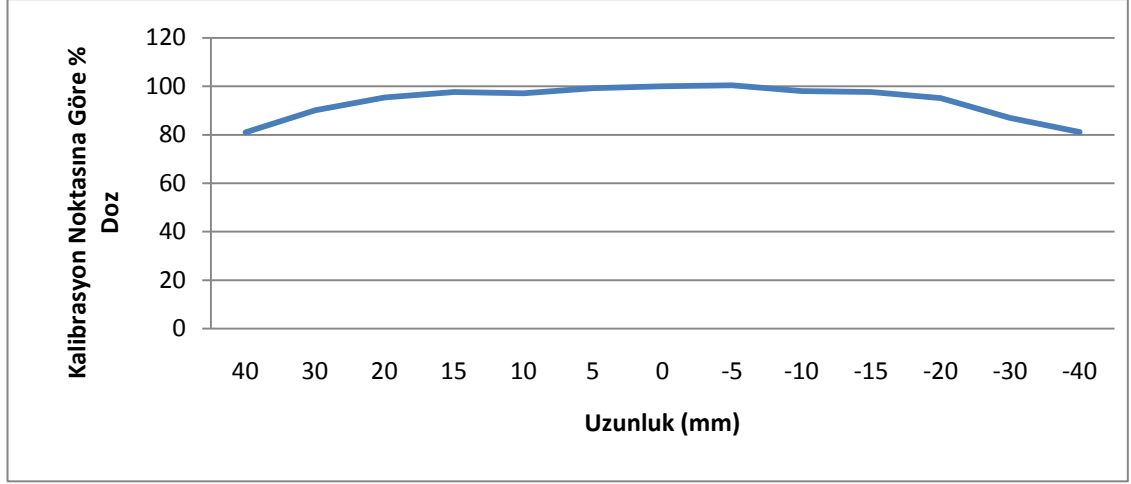
Grafik 4.6. ±19 derece dikey profil eğrisi.

4.1.1.2. Yatay Profil

Altı çift alan ışınlama tekniği için dikey profil ışınlamaları sonucunda bulduğumuz en düzgün profile sahip açı (90 ± 19 derece) için alınan yatay profil tablosu ve grafiği aşağıda verilmiştir (Tablo 4.2., Grafik 4.7.).

Tablo 4.2. ± 19 derecede yatay profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.

Genişlik (cm).	Kalibrasyon Noktasına Göre % Değişim Miktarı.
-40	81,05
-30	90,11
-20	95,47
-15	97,67
-10	97,19
-5	99,21
0	100,00
+5	100,48
+10	98,05
+15	97,62
+20	95,16
+30	86,91
+40	81,14



Grafik 4.7. ±19 derece yatay profil eğrisi.

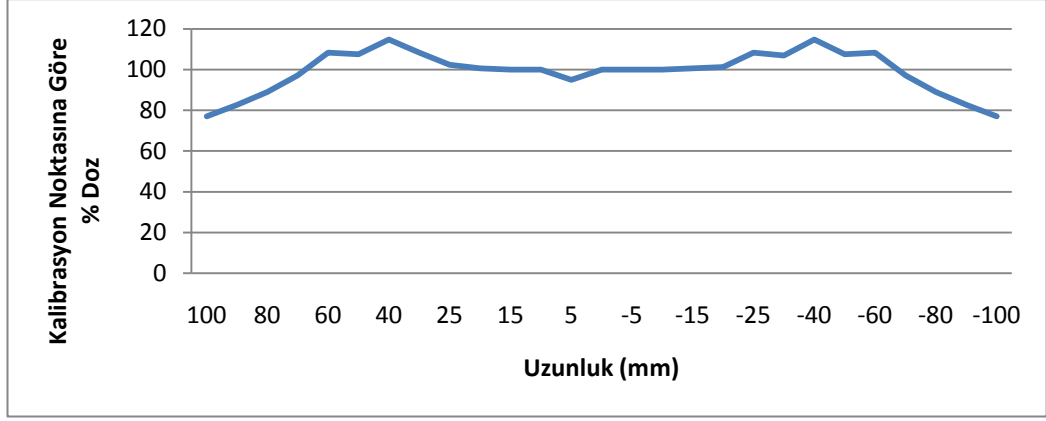
4.1.2. Altı Üç Alan Işınlama Tekniği Profilleri

4.1.2.1. Dikey Profil

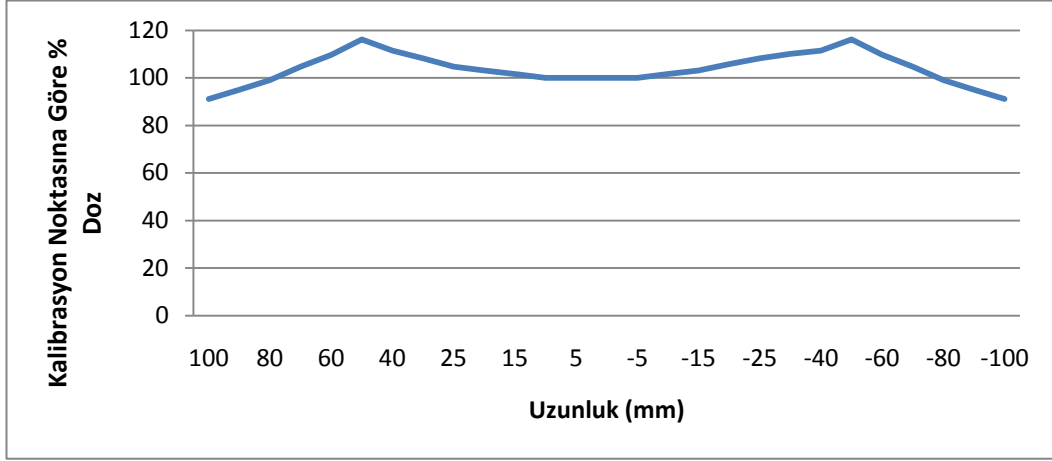
Altı üç alan ışınlama tekniği için alınan dikey (± 27 , ± 30 , ± 40 , ± 34 , ± 35 , ± 37 ve ± 36 derece) profil tablosu ve grafikleri aşağıda verilmiştir (Tablo 4.3., Grafik 4.8., 4.9., 4.10., 4.11., 4.12., 4.13. ve 4.14.). Bu veriler yardımıyla en uygun profile sahip olan açının 90 ve ± 36 dereceler olduğu belirlenmiştir. Kalibrasyon noktası referans olmak kaydıyla (%100), 160 cm'lik bölgede (-80, +80) 90, 54 ve 126 derecelerde profilin doz dağılımı %8'i geçmediği saptandı.

Tablo 4.3. Farklı açılar için dikey profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.

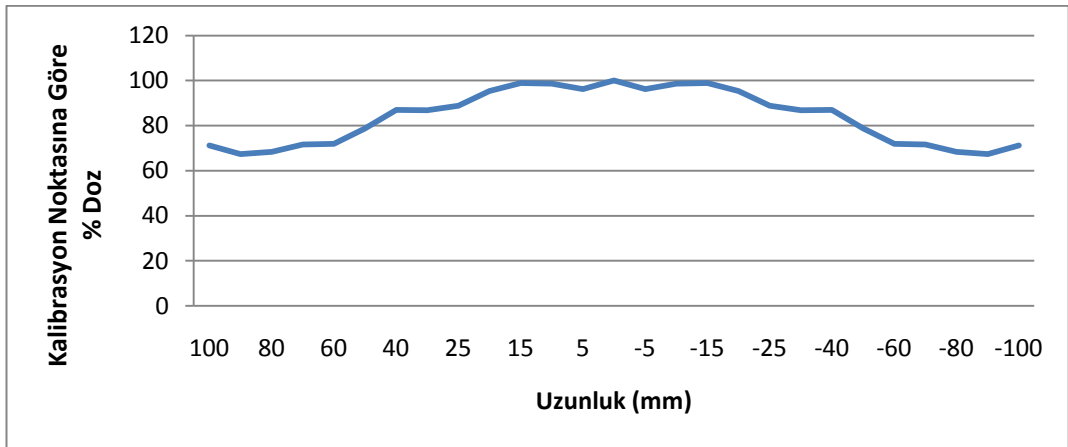
Uzunluk (cm)	Kalibrasyon Noktasına Göre % Doz Değerleri						
	27 Derece	30 Derece	34 Derece	35 Derece	36 Derece	37 Derece	40 Derece
+100	76,97	91,07	87,07	84,94	86,87	81,41	71,23
+90	82,69	94,98	90,96	88,53	85,69	79,41	67,33
+80	88,91	99,06	89,86	89,31	92,28	82,16	68,33
+70	97,20	104,74	94,94	91,35	93,15	82,62	71,68
+60	108,33	109,65	95,87	91,25	93,67	87,03	71,86
+50	107,53	116,18	100,16	96,06	94,30	88,21	78,76
+40	114,71	111,42	103,94	96,98	93,91	90,85	86,97
+30	108,28	108,18	101,72	98,61	96,97	93,44	86,77
+25	102,36	104,76	102,95	102,79	97,59	95,38	88,88
+20	100,65	103,05	104,12	96,78	95,17	96,25	95,41
+15	100,00	101,64	101,89	97,68	98,01	94,99	98,89
+10	100,00	100,00	104,65	101,67	98,92	93,54	98,57
+5	94,92	100,05	96,76	99,49	99,23	93,17	96,25
0	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
-5	100,00	100,00	96,76	99,49	101,50	93,17	96,25
-10	100,00	101,64	104,65	101,67	99,88	93,54	98,57
-15	100,65	103,05	101,89	97,68	96,29	94,99	98,89
-20	101,26	105,85	104,12	96,78	98,86	96,25	95,41
-25	108,28	108,18	102,95	102,79	99,02	95,38	88,88
-30	106,91	110,05	101,72	98,61	98,78	93,44	86,77
-40	114,71	111,42	103,94	96,98	99,09	90,85	86,97
-50	107,53	116,18	100,16	96,06	97,06	88,21	78,76
-60	108,33	109,65	95,87	91,25	91,43	87,03	71,86
-70	97,20	104,74	94,94	91,35	94,20	82,62	71,68
-80	88,91	99,06	89,86	89,31	92,42	82,16	68,33
-90	82,69	99,98	90,96	88,53	89,65	79,41	67,33
-100	76,98	91,07	87,07	84,94	88,68	81,41	71,23



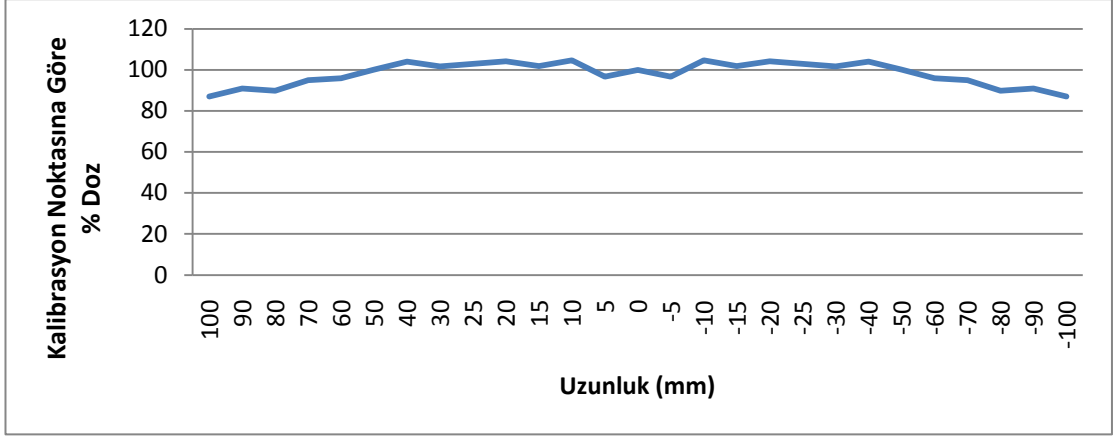
Grafik 4.8. ±27 derece dikey profil eğrisi.



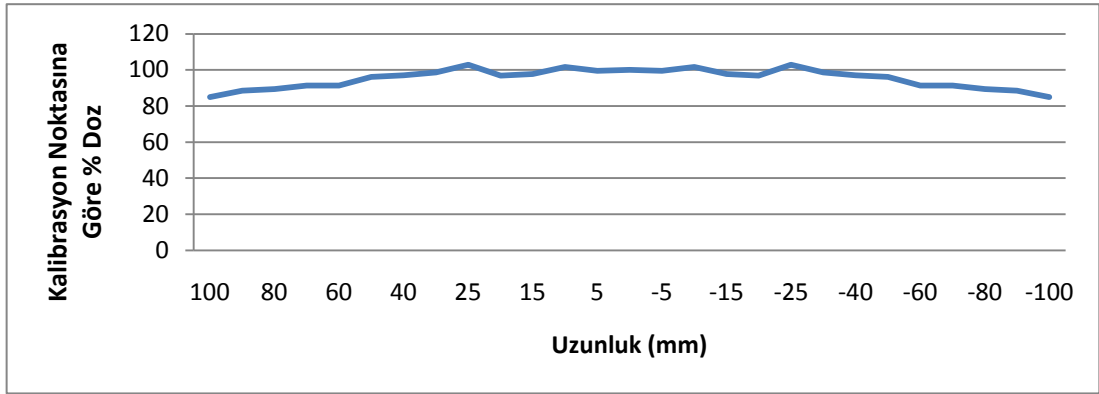
Grafik 4.9. ±30 derece dikey profil eğrisi.



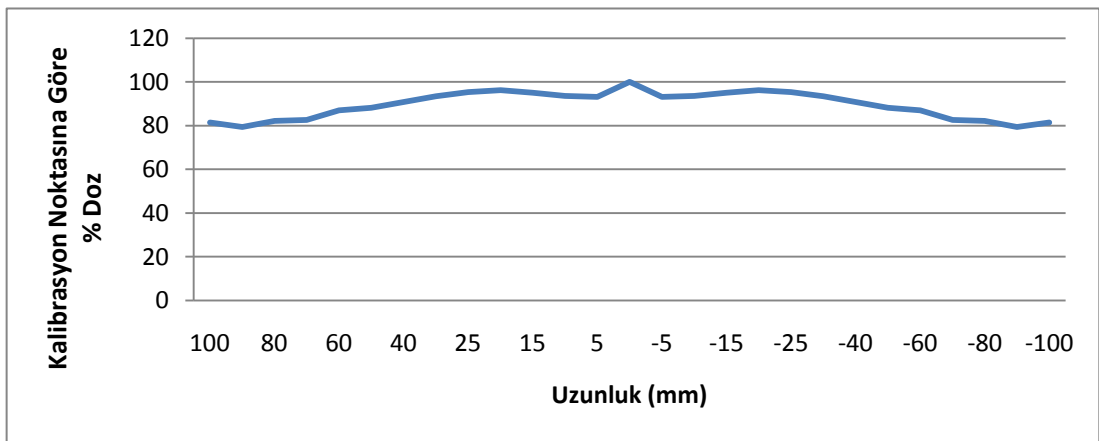
Grafik 4.10. ±40 derece dikey profil eğrisi.



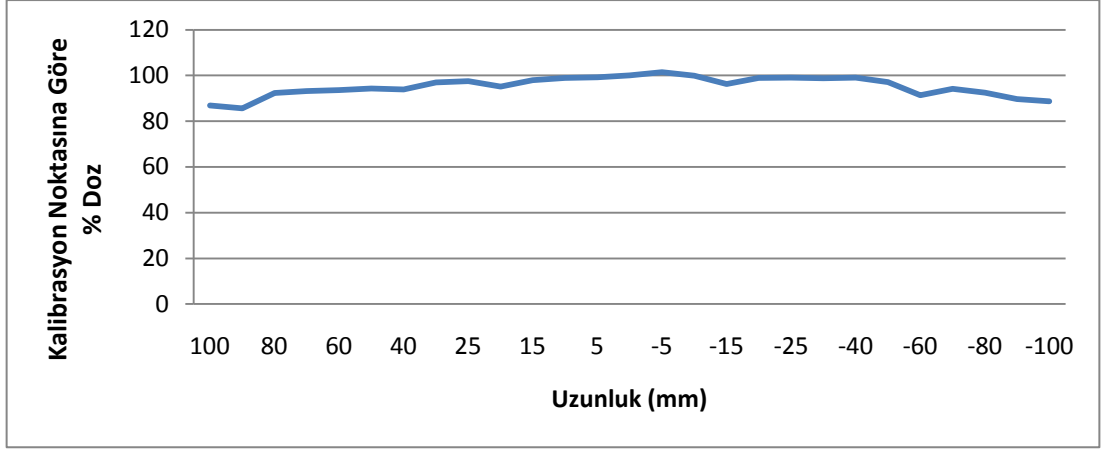
Grafik 4.11. ±34 derece dikey profil eğrisi.



Grafik 4.12. ±35 derece dikey profil eğrisi.



Grafik 4.13. ±37 derece dikey profil eğrisi.



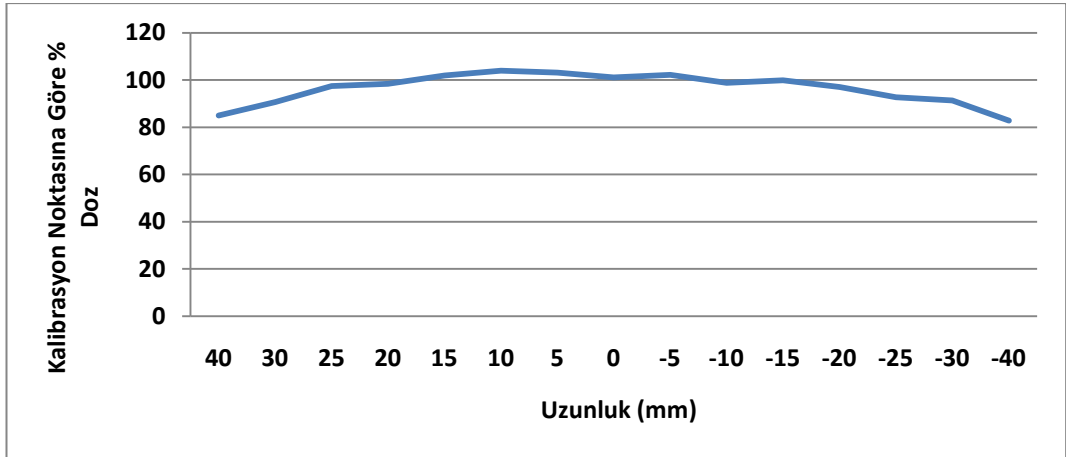
Grafik 4.14. ±36 derece dikey profil eğrisi.

4.1.2.2. Yatay Profil

Altı üç alan ışınlama tekniği için dikey profil ışınlamaları sonucunda bulduğumuz en düzgün profile sahip açılar (90, 126 ve 54 derece) için alınan yatay profil tablosu ve grafiği aşağıda verilmiştir (Tablo 4.4, Grafik 4.15.).

Tablo 4.4 Yatay profil ölçümlerinin kalibrasyon noktasına göre yüzde değişimleri.

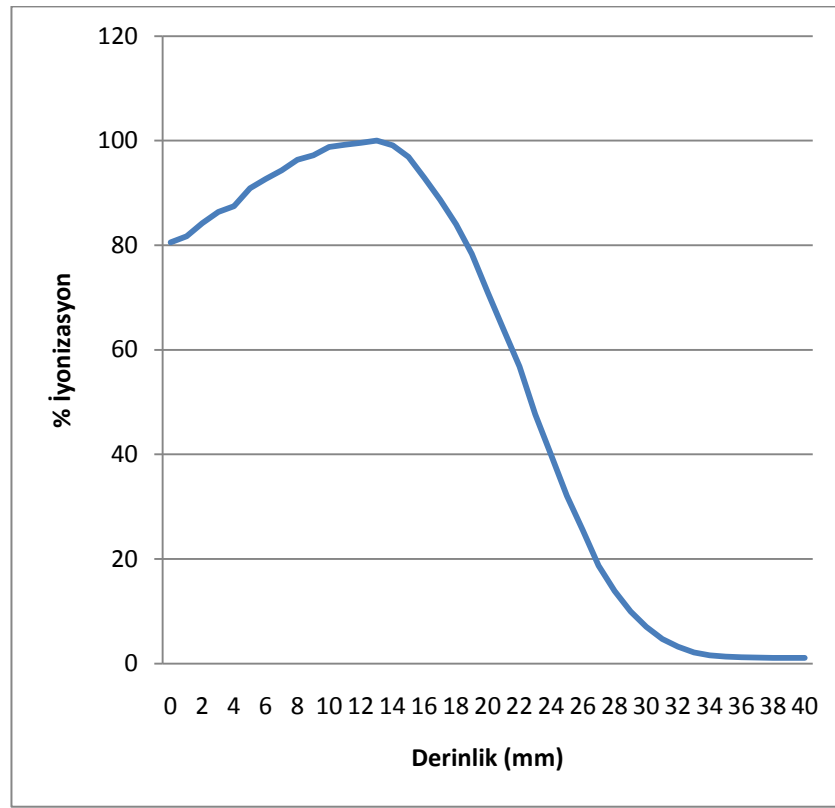
Uzunluk (cm).	Kalibrasyon Noktasına Göre % Değişim Miktarı.
-40	84,96
-30	90,66
-25	97,37
-20	98,37
-15	101,93
-10	103,89
-5	103,07
0	101,12
+5	102,22
+10	98,83
+15	99,98
+20	97,07
+25	92,70
+30	91,31
+40	82,82



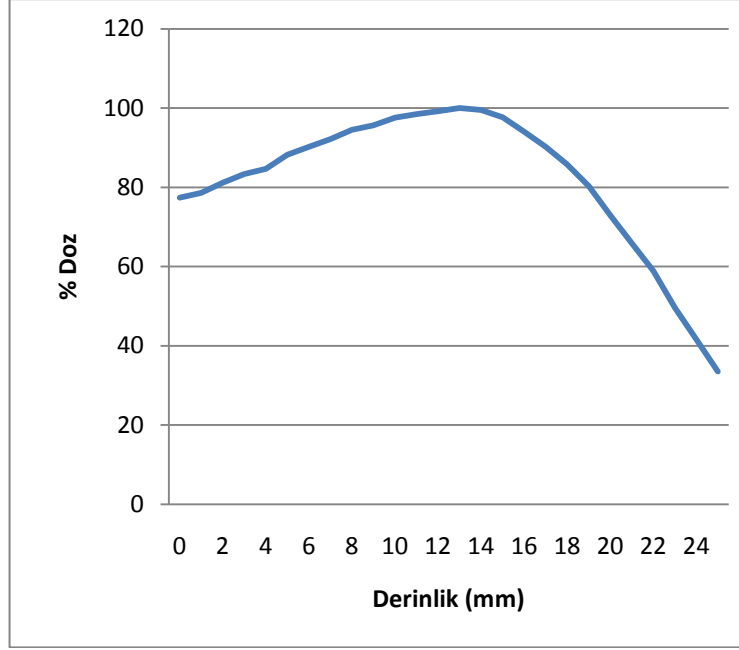
Grafik 4.15. ± 36 derece yatay profil eğrisi.

4.2. Yüzde Derin Doz Ölçümleri

Derin doz ölçümleri sonucunda paralel plan iyon odası kullanılarak iyonizasyon eğrisi elde edilmiştir (Grafik 4.16.). Daha sonra her derinlik için $s_{w,air}$ faktörü kullanılarak bu eğri yüzde derin doz (PDD) eğrisine dönüştürülmüştür (Grafik 4.17.). Yapılan bu ölçüm her iki teknik içinde geçerlidir.



Grafik 4.16. 310 cm KCM'nde iyonizasyon eğrisi.



Grafik 4.17. 310 cm KCM’nde yüzde derin doz eğrisi.

Elde ettiğimiz PDD eğrisinden KCM 310 cm’de 6 MeV enerjili elektron ışınının maksimum doz derinliği (d_{max}) 1,3 cm, pratik erişim mesafesi (R_p) 2,91 cm ve dozun %50’sinin ulaştığı mesafe (R_{50}) 2,27 cm olarak bulunmuştur. Eşmerkezde (100 cm) 6 MeV olan elektron enerjimizin KCM 310 cm’de yaklaşık 5,30 MeV ortalama enerjiliye (E_0) sahip olduğu belirlenmiştir.

4.3. Doz Kalibrasyon Ölçümleri

Kalibrasyon noktasında (KCM 310 cm, gantri 90 derece), 1,3 cm maksimum doz derinliğinde 6 MeV HDRE-1 modundaki elektron ışınının doz kalibrasyon ölçümleri TLD ve paralel plan iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen veriler kullanılarak yapılan hesaplamalar sonucunda KCM 310 cm’de 1 MU birimine karşılık gelen doz miktarı Gy olarak belirlenmiştir (Tablo 4.5.). Bu işlem hem TLD

hemde paralel plan ölçümleri için ayrı ayrı yapılmış ve birbiriyle uyumlu olduğu belirlenmiştir.

Tablo 4.5. Paralel Plan İyon odası ve TLD ile ölçülen Gy/Mu değerleri.

Paralel Plan İyon Odası		TLD	
1 MU	0,00814 Gy	1 MU	0,00847 Gy

4.4. Birleşik Doz Ölçümleri

Birleşik doz ölçümleri altı çift alan ışınlaması için 12 alan faktörü (12 AF), altı üç alan ışınlaması için 18 alan faktörünü (18 AF) belirlemek için yapılır.

4.4.1. 12 Alan Faktörü (AF)

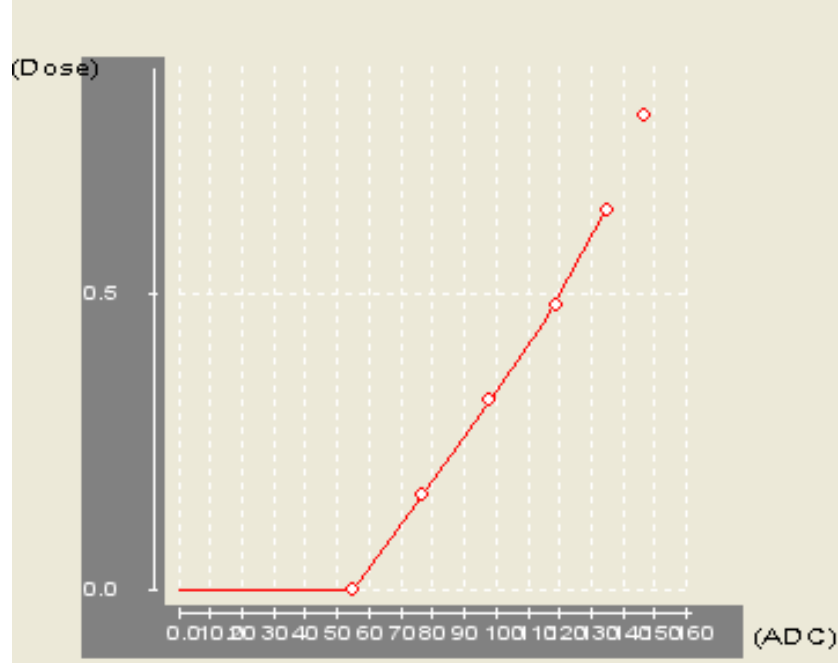
Alan başına 30 MU verilerek tam tedavi (12 alan) uygulanmış ve toplam 36 noktada TLD kullanılarak birleşik doz ölçümü yapılmıştır. Ortalama okuma 585,20 mGy'dir. Kalibrasyon noktasında 60 MU verilerek 5 adet TLD ışınlanmış ve bunların ortalama dozu 508 mGy olarak belirlenmiştir. Bu veriler kullanılarak 12 AF 2,30 olarak hesaplanmıştır.

4.4.2. 18 Alan Faktörü (AF)

Alan başına 30 MU verilerek tam tedavi (18 alan) uygulanmış ve toplam 36 noktada TLD kullanılarak birleşik doz ölçümü yapılmıştır. Ortalama okuma 616,96 mGy'dir. Kalibrasyon noktasında 60 MU verilerek 5 adet TLD ışınlanmış ve bunların ortalama dozu 508 mGy olarak belirlenmiştir. Bu veriler kullanılarak 18 AF 2,43 olarak hesaplanmıştır.

4.5. Tedavi Derinliği Film Ölçümleri

Işınladığımız kalibrasyon filmi yardımıyla doz ve optik yoğunluk arasındaki lineer ilişkiyi gösteren kalibrasyon grafiği oluşturulmuştur (Grafik 4.18.). Her iki teknikle tam tedavi uygulanarak ışınlanan Kodak-EDR 2 filmleri, film dansitometre cihazında okunmuştur. Her bir teknik için tüm tedavi ışınlama filmi yardımıyla 0, 120 ve 240 derece açılarındaki PDD (yüzde derin doz) eğrileri ayrı ayrı saptanmıştır ve bu üç açı için ortalama değer hesaplanmıştır (Grafik 4.19. ve 4.20., Tablo 4.6.). Her tekniğe ait 3 PDD eğrisinin ortalaması alınarak her teknik için ortalama PDD eğrisi oluşturulmuştur (Grafik 4.21. ve 4.22.).

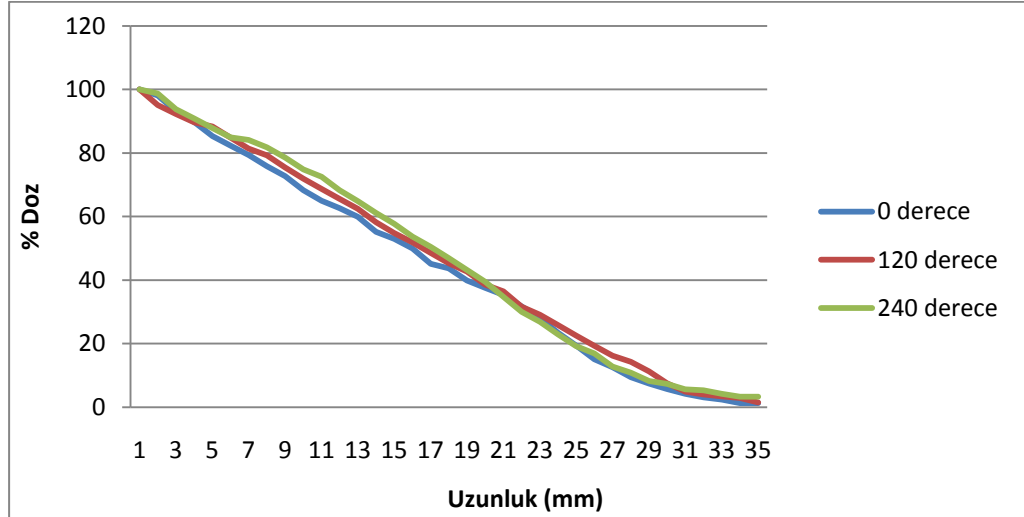


Grafik 4.18. Dansitometrede film kararmasına bağlı oluşan, doğrusal artış gösteren referans grafiği.

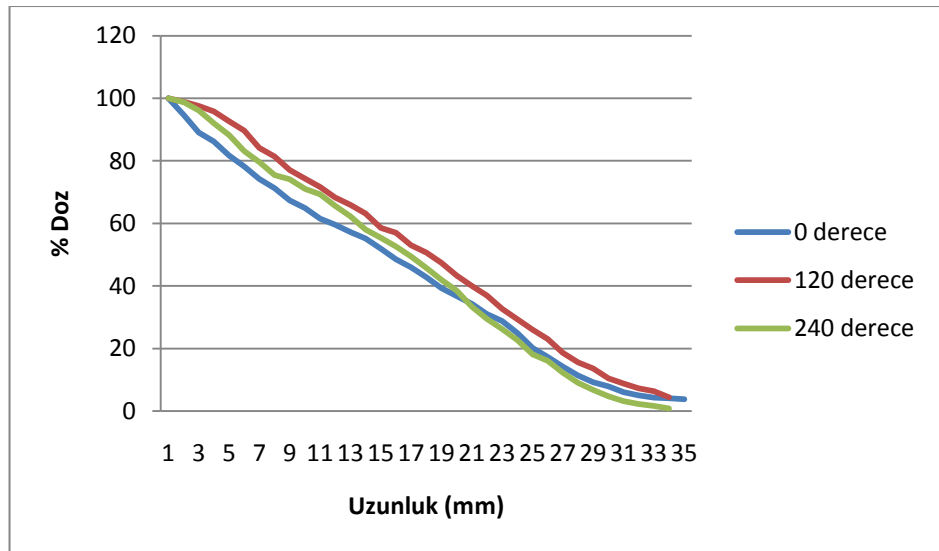
Tablo 4.6. Farklı teknikler için farklı açılardaki dozun derinliğe bağlı değişimi.

Uzunluk (mm)	Altı Çift Alan Işınlama Tekniği				Altı Üç Alan Işınlama Tekniği			
	0 derece	120 derece	240 derece	Ort.	0 derece	120 derece	240 derece	Ort.
1	100	100	100	100	100	100	100	100
2	98	95	99	97	95	99	99	97
3	93	92	94	93	89	97	96	94
4	90	90	91	90	86	96	92	91
5	85	88	88	87	82	93	88	87
6	82	85	85	84	78	90	83	84
7	79	81	84	82	74	84	80	79
8	76	79	82	79	71	81	75	76
9	73	75	79	76	67	77	74	73
10	68	72	75	72	65	74	71	70
11	65	69	73	69	62	72	69	67
12	63	66	68	66	60	68	66	64
13	60	62	65	62	57	66	62	62
14	55	58	61	58	55	63	58	59
15	53	55	58	55	52	59	55	55
16	50	52	54	52	49	57	53	53
17	45	49	50	48	47	53	49	49

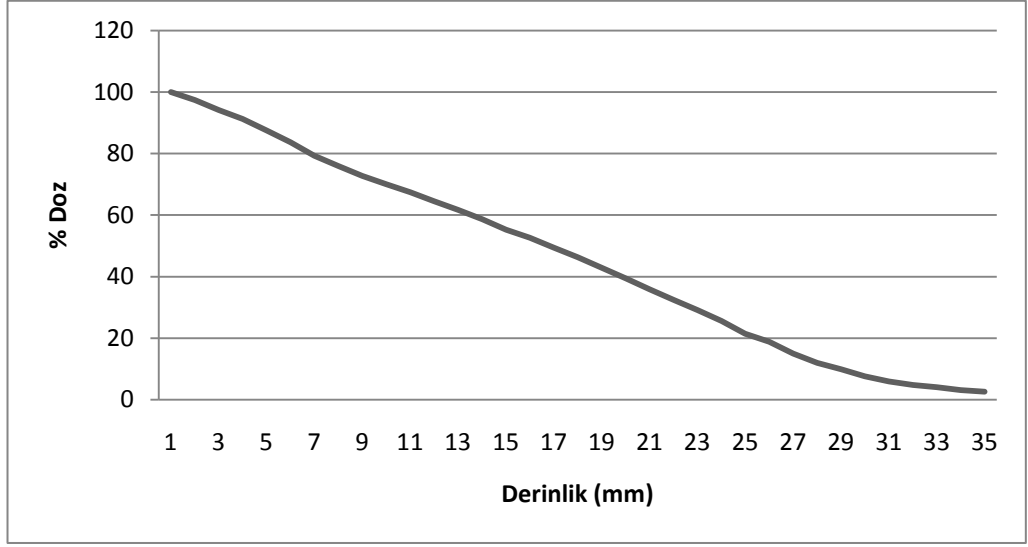
18	44	45	47	45	43	51	46	46
20	40	39	39	39	37	43	39	39
25	19	23	19	20	20	26	18	21
30	6	8	7	7	8	10	5	8
35	1	1	3	2	4	3	1	3



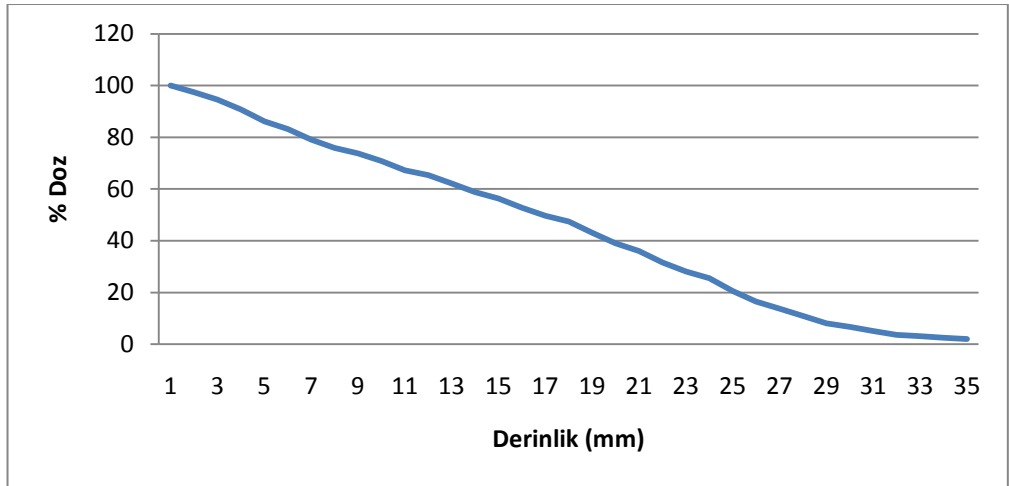
Grafik 4.19. Altı çift alan ışınlama tekniği için farklı açılarda doz değişim grafiği.



Grafik 4.20. Altı üç alan ışınlama tekniği için farklı açılarda doz değişim grafiği.



Grafik 4.21. Altı çift alan ışınlama tekniğine göre ışınlanan filmde elde edilen dozun derinliğe bağlı değişimi.



Grafik 4.22. Altı üç alan ışınlama tekniğine göre ışınlanan filmde elde edilen dozun derinliğe bağlı değişimi.

4.6. X-Işını Kontaminasyonu Enerjisinin Bulunması

Yapılan ölçümler sonucunda R (6 cm fantom + 13,6 mm kurşun değeri) 1,8483 cGy, R (6 cm fantom + 6,4 mm kurşun) değeri 0,9793 cGy ve R (6 cm fantom + 4,46 mm bakır) değeri 1,507 cGy olarak belirlenmiştir. İki farklı kurşun ve bakır malzeme kullanılarak oluşan x-ışını kontaminasyon enerjisi denklem 3.2'ye göre hesaplanmıştır. Buna göre μ doğrusal soğurma katsayısı 6,4 mm kurşun için $-62,835 m^{-1}$, 13,6 mm kurşun için $-46,704 m^{-1}$ ve 4,46 mm bakır için $-45,735 m^{-1}$ olarak hesaplanmıştır. Soğurma katsayısı madde yoğunluğu ile orantılı olduğundan ρ madde yoğunlukları kullanılarak her bir plaka için kütleli soğurma katsayısı; kurşun için ortalama $4,826 \times 10^{-3} \frac{m^2}{kg}$ ve bakır için $5,104 \times 10^{-3} \frac{m^2}{kg}$ olarak bulunmuştur. FAİZ M.KHAN kitabının A-7 nolu kütleli soğurma katsayısı ve enerji tablosu yardımıyla kurşun için oluşan x-ışını kontaminasyonu 1320 KeV ve bakır için ise 1360 KeV olarak bulunmuştur.

4.7. X-Işını Kontaminasyonu Miktarının Yüzdesinin Bulunması

Paralel palan iyon odası ile tedavi mesafesinde (310 cm KCM) 100 MU ile maksimum doz derinliğindeki (d_{max}) okuma 84,83 cGy, 6 cm katı fantom derinliğinde 200 MU verilerek elde edilen okuma 1,8483 cGy ve 12 alan faktörü 2,30, 18 alan faktörü 2,43 olarak ölçülmüştür. Bu veriler ve denklem 3.3 kullanılarak tek alan kontaminasyonu % 1,089 olarak hesaplanmış ve formül 3.4 yardımıyla altı çift alan ışınlama tekniği için toplam kontaminasyon %2,84, altı üç alan ışınlama tekniği için toplam kontaminasyon %2,68 olarak hesaplanmıştır.

4.8. Tedavi Süresinin Hesaplanması

Önceki bölümde bulunan MU başına cGy, 12 AF ve formül 3.4 kullanılarak tedavi süresi hesaplanır. Fraksiyon başına 1,2 Gy için;

12 F'de;

$1,2 = (\text{MU}) \cdot (0,008143) \cdot (2,30)$ ise $\text{MU} = 64 \text{ MU/Alan}$ olarak bulunur.

18 AF'de;

$1,2 = (\text{MU}) \cdot (0,008143) \cdot (2,43)$ ise $\text{MU} = 60,65 \text{ MU/Alan}$ olarak bulunur.

4.9. Veri Analizi

Her iki tekniğe ait doz profillerinin 27 farklı noktadaki doz değerleri SPSS 18.0 istatistik programına aktarılmış ve her bir tekniğe ait profilin standart sapması hesaplanmıştır. Buna göre altı çift alan ışınlama tekniği profilinin standart sapması %2,70 iken altı üç alan ışınlama tekniği profilinin standart sapması %4,23 olarak bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Tüm cilt elektron ışınlamasında diğer radyoterapi tekniklerinden farklı olarak hedef hacim, tüm cilt yüzeyini 5 mm derinlikle içerecek şekilde kapsar. Hastalığın yüzeysel derinliğinden dolayı sınırlı girginliğe sahip düşük enerjili elektronlar kaynak olarak kullanılır. Burada amaç, tüm anatomik düzensizliklere rağmen tüm cildin eksiksiz ve homojen doz almasını sağlamaktır. Buna ek olarak, elektronların ışın yolundaki materyallerle olan etkileşimi sonucu oluşan x-ışını kontaminasyonuna tüm vücudun maruz kalmasından dolayı ciddi radyotoksisite oluşur. Bunu önleyebilmek için, x-ışını kontaminasyonunun olabildiğince düşük tutulması gerekmektedir (5). Tüm cilt elektron ışınlaması; standart radyoterapiye göre daha geniş alanların ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin kullanıldığı özel bir tedavi yöntemidir. Her klinik, tedavi cihazının oda koşullarına göre kendisine en uygun tekniği seçmeli ve dikkatlice uygulamalıdır (14).

TCEI'nda hastaya düzgün doz dağılımının ulaşabilmesi için KCM'nde profil ölçümü büyük önem arz etmektedir. Chen ve arkadaşlarının HDRE modu kullanarak yaptıkları çalışmalarında tek alanlı ışınlama tekniği ile altı çift alanlı ışınlama tekniğini (Stanford Tekniği) dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Altı çift alan tekniğinde 380 cm KCM'nde $\pm 17,5$ derece gantri açıları kullanırken tek alanda 700 cm KCM'nde 90 derece gantri açısı kullanılmıştır. Tek alan ışınlama tekniğinde 160 cm dikey profilde %19, 40 cm yatay profilde %2 doz farkı bulunurken, çift alan ışınlama tekniğinde 160 cm dikey ve 40 cm yatay profilde %3 doz farkı

saptamışlardır (5). Podgorsak ve arkadaşları, TCEI dozimetrisini gantriye takılmış özel bir alüminyum/kurşun saçıcı filtre ilavesi ile uygulamışlardır. Çalışmada; HDRE modu 6 MeV elektron enerjisi, gantri 90 derece, kolimatör 135 derece, 35 cm x 35 cm alan açıklığı, 285cm KCM ve 4 mm pleksiglas azaltıcı kullanmışlardır. Kullandıkları saçıcı filtre ile doz dağılımını düzgünleştirmiş, 180 cm x 40 cm’de $\pm\%5$ düzgün doz dağılımı elde etmişlerdir (18). Shouman ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada 292 cm KCM, 6 MeV elektron enerjisi, 21 cm x 21 cm alan boyutları ve 70, 90 ve 110 derecelik üç gantri açısı kullanarak düzgün doz profilini elde etmişlerdir (21). Platoni ve arkadaşları ise, altı çift alan ışınlama (stanford) tekniği ile 380 cm KCM’nde, 6 MeV elektron enerjisi kullanarak 200 cm x 80 cm boyutlarında tedavi düzleminde düzgün doz dağılımını $\pm 17,5$ derecede sağlamışlar ve dikey profilde %2, yatay profilde %4 doz dağılımı elde etmişlerdir (17). Çalışmamızda altı çift alan tekniği (stanford tekniği) ile altı üç alan tekniğini karşılaştırılmıştır. Her iki teknikte de 6 MeV HDRE elektron enerjisi kullanılarak 310 cm KCM’nde düzgün doz dağılımı elde edilmiştir. Altı çift alan tekniğinde ± 19 derece (71 ve 106 derece) gantri açısı ile 200 cm dikey profilde ve 40 cm yatay profilde $\pm\%5$ ’lik doz dağılımı elde edilmiştir (Tablo 4.1 ve 4.2). Altı üç alan ışınlama tekniğinde ise 90 dereceye ek olarak ± 36 derecede (54, 90 ve 126 derece) 160 cm dikey profilde yaklaşık $\pm\%8$, 50 cm yatay profilde yaklaşık $\pm\% 3$ profil düzgünlüğü sağlanmıştır (Tablo 4.3. ve 4.4.). Her iki teknik için standart sapmalar değerlendirildiğinde altı çift alan ışınlama tekniğinin (stanford tekniğinin) daha homojen doz dağılımına sahip olduğu anlaşılmıştır.

Hızlandırıcıdan çıkan enerji KCM’ne ulaşmaya kadar azaldığından hastaları tedavi edeceğimiz derinliği belirlerken bu enerjiyi ve onun karakteristiklerini kullanamayız. Bu yüzden belirlenmiş bir KCM’ne gelen ışının enerjisinin kaç MeV

olduğu ve karakteristikleri KCM'nde derin dozu ölçerek belirlenebilir. Shouman ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, HDRE modu kullanmadan 6 MeV enerji ile 292 KCM'nde altı üç alan tekniği ile dozun oluştuğu maksimum derinliği 4 mm ve ortalama enerjisi 3,79 MeV olarak belirlemişlerdir (21). Chen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, altı çift alan tekniği için maksimum doz derinliğini 1 mm cilt yüzeyinin altında ve 4 MeV ortalama enerji değerini bulmuşlardır (5). Podgorsak ve arkadaşları 285 cm KCM'nde 3,5 MeV, Platoni ve arkadaşları ise 380 cm KCM'nde 3,4 MeV ortalama enerji bulmuşlardır (18, 17). Çalışmamızda maksimum dozun 1,3 cm derinlikte okunduğu ve ortalama enerjinin 5,3 MeV'e düştüğu saptanmıştır (Grafik 4.17.).

Tedavi derinliği tam tedavi durumunda film ölçümleri yapılarak belirlenir. Hastaya ulaşan ışının yüzeyden itibaren derinliğe bağlı olarak değişimini gösteren tam tedavi derin doz eğrileri bu film kullanılarak oluşturulur. Bu çalışmada her iki teknik için ışınladığımız filmler yardımıyla tam tedavi derin doz eğrileri oluşturulmuştur. Her teknik için farklı açılardaki derin doz eğrileri birleştirilerek tam tedavi ortalama derin doz eğrileri oluşturulmuştur. Buna göre altı çift alan tekniği için maksimum doz 1 mm'de, ve %85'lik doz 5,5 mm'de oluşurken benzer şekilde altı üç alan tekniğinde maksimum doz 1 mm'de ve %85'lik doz 5,6 mm'de oluşmuştur.

Lineer hızlandırıcıdan çıkan elektronların tedavi düzlemine varıncaya kadar ışın yolundaki materyallerle çarpışmaları sonucu meydana gelen x-ışını kontaminasyonun enerjisinin bulunması oldukça önemlidir. Yapmış olduğumuz çalışmada, kurşun için bulduğumuz ortalama x-ışını enerjisi 1320 KeV ve bakır için bulduğumuz ortalama x-ışını enerjisi ise 1360 KeV'dur. Hastanın tedavi sırasında her

iki teknik için de alan merkezlerinde yaklaşık olarak 1340 KeV'lik bir foton enerjisine maruz kalacağı bulunmuştur.

X-ışını kontaminasyon miktarının ölçülmesi tedavinin uygulanması sırasında oluşabilecek yan etkileri saptamamızı sağlar. Chen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, x-ışını kontaminasyonunu tek alan ışınlama tekniği için (700 cm KCM) %1, çift alan ışınlama tekniği için (380 cm KCM) %1,2 olarak belirlemişlerdir (5). Podgorsak ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, dozun % 80'e düştüğü 5 mm derinlikte yaklaşık %4 x-ışını kontaminasyonu hesaplanmıştır (18). Platoni ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, maksimum x-ışını kontaminasyonunu %2,1 olarak saptamışlardır (17). Shouman ve arkadaşları ise, tek bir alan için %4 x-ışını kontaminasyonu bulmuşlardır (21). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada ise 310 cm KCM kalibrasyon noktasında %1,089 tek alan kontaminasyonu saptanmıştır. İki ayrı teknik için hesaplanmış toplam x-ışını kontaminasyonu altı çift alan ışınlama tekniği için %2,84, altı üç alan ışınlama tekniği için ise %2,68 olarak hesaplanmıştır.

Bileşik doz ölçümleri hastaya tam tedavide ne kadar süre doz verileceğini bulmamıza yarar. Yaptığımız çalışmada karşılaştığımız her iki teknik için de tedavi süreleri belirlemek için kullanacağımız bileşik doz katsayıları hesaplanmıştır. Altı çift alan ışınlama tekniği için hesapladığımız 12 alan faktörü (AF) 2,30 iken altı üç alan ışınlama tekniği için ise 18 alan faktörü (AF) 2,43 olarak hesaplanmıştır. Bu iki ölçüm değeri kullanılarak her teknik için tam tedavide verilecek süreler hesaplanmaktadır.

Doz kalibrasyon ölçümleri 1 MU değerinin belirli bir KCM'nde kaç cGy'e denk geldiğini bulabilmemizi sağlar. Shouman ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 292 cm KCM, HDRE modu kullanmadan 6 MeV elektron enerjisi ile maksimum derinlikte 1 MU'e karşılık gelen doz değerini 0,0005695 Gy olarak hesaplamışlardır.

Yaptığımız çalışmada ise 1 MU'e karşılık gelen doz değeri paralel plan iyon odası ile 0.00814 Gy iken TLD ölçümünde 0,00847 Gy olarak bulunmuştur (Tablo 4.5.). Buna göre HDRE modu kullanıldığında MU başına daha fazla doz verilebildiği saptanmıştır.

Tedavi süresinin hesaplanması ile hastaya verilmek istenen doz miktarı için alan başına verilmesi gereken MU bulunur. Shouman ve arkadaşları HDRE modu kullanmadan altı üç alan tekniği ile yaptıkları çalışmada, 175 cGy doz için alan başına 635 MU doz verilmesi gerektiği hesaplamışlardır (21). Yaptığımız çalışmamızda ise altı çift alan ışınlama tekniği için 64 MU/Alan, altı üç alan ışınlama tekniği için ise 61 MU/Alan sonucu bulunmuştur. Shouman ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile bizim yaptığımız çalışma sonucu elde edilen büyük MU farkları HDRE modundan kaynaklanmaktadır. HDRE modu yüksek doz hızında elektron demeti oluşturduğu için tedavi süresi çok daha kısa sürmektedir. Çalışmamızda karşılaştırdığımız tekniklerden altı çift alan ışınlama tekniğinde toplamda 12 alan ışınlanırken altı üç alan ışınlama tekniğinde ise 18 alan kullanılmaktadır. Altı üç alan ışınlama tekniğinde alan başına daha az MU değeri çıkmasına karşın toplam tedavi süresine bakıldığında altı çift alan tekniğinden daha fazla süre ışınlama gerektirir. Bu nedenle altı çift alan ışınlama tekniği toplam tedavi süresi, personel zamanı ve hasta konforu bakımından daha elverişlidir.

6. SONUÇLAR

Tüm cilt elektron ışınlamalarında farklı teknikler geliştirilerek yüksek KCM'lerinde homojen doz oluşturulmaya çalışılarak hastanın tüm cildinin eşit miktarda ışınlanması amaçlanmıştır. Bununla birlikte hastalıklı doku cilt yüzeyinden bir kaç mm derinde olduğu için, cilt yüzeyinin uygun dozu alması ve daha derindeki sağlam dokuların mümkün olduğunca korunması hedeflenmiştir.

TCEI tedavilerinde ışınlanan hacmin büyüklüğü nedeniyle yüksek KCM'ne ihtiyaç duyulur. Bu mesafe boyunca elektronlar yolları üzerindeki diğer materyallerle etkileştiği için x-ışını oluşmaktadır. Oluşan bu x-ışınlarının enerji ve miktarının bilinmesi tedavi sırasında oluşacak yan etkilerin önceden tahmin edilmesini sağlar. Yüksek KCM'nde elektron ışınlaması yapılması için çok uzun tedavi süreleri gerekeceğinden HDRE modlu lineer hızlanıcıların kullanılması daha avantajlıdır.

Çalışmamızda karşılaştığımız her iki teknik için x-ışını kontaminasyon enerjisi ve miktarı yaklaşık olarak birbirine yakın çıkmıştır. Aynı şekilde tedavi derinliklerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür. Buna karşın yüksek KCM'ndeki profillerin homojenliği ve toplam tedavi süresi bakımından altı çift alan tekniği daha avantajlıdır. Bu sonuçlar ıdoğrultusunda kliniğimizde yapılması planlanan tüm cilt elektron ışınlanması tedavilerinde altı çift alan (stanford) tekniğinin kullanılması uygun bulunmuştur.

7.1. ÖZET

TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMALARINDA FARKLI TEKNİKLERİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI VE KALİTE KONTROLÜ

Bu çalışmanın amacı, Tüm Cilt Elektron Işınlamalarında (TCEI) farklı iki tekniğin TLD, film dozimetri ve paralel plan iyon odası kullanılarak dozimetrik olarak karşılaştırılması ve kliniğimize en uygun olan tedavi tekniğinin seçilmesidir.

Her iki teknik için KCM'nde dikey ve yatay profiller, birleşik doz, tedavi derinliği ve doz kalibrasyon ölçümleri yapılmıştır. Bununla birlikte, tedavi süreleri, x-ışını kontaminasyon miktarı ve yüzdesi hesaplanmıştır. Derin doz ölçümleri, doz kalibrasyon ölçümleri ve x-ışını kontaminasyonu enerjisinin bulunması her iki teknik içinde geçerli olup bir kez yapılmıştır.

Altı çift alan ışınlama tekniği için; profil düzgünlüğü ± 19 derece, 12 alan faktörü 2,30 , toplam x-ışını kontaminasyon miktarı %2,84, tedavi derinliği film ölçümünde daha homojen doz dağılımı ve tek alan için 64 MU iken toplam tedavi süresi 768 MU olarak bulunmuştur. Altı üç alan ışınlama tekniği için; profil düzgünlüğü 90 dereceye ek olarak ± 36 derece, 18 alan faktörü 2,43 , toplam x-ışını kontaminasyon miktarı %2,68 , tedavi derinliği film ölçümünde daha az homojen doz dağılımı ve tek alan için 61 MU iken toplam tedavi süresi 1098 MU olarak belirlenmiştir. Her iki teknik için de maksimum doz derinliği (d_{max}) 1,3 cm, pratik erişim mesafesi (R_p) 2,91 cm ve dozun %50'sinin ulaştığı mesafe (R_{50}) 2,27 cm olarak bulunmuştur. 6 MeV olan elektron enerjisinin azalarak KCM 310 cm'de yaklaşık 5.30 MeV ortalama enerjiliye(E_0) düştüğü belirlenmiştir.

Bu sonuçlar ışığında, iki teknik dozimetrik olarak karşılaştırılmış ve altı çift alan ışınlama tekniğinin diğer tekniğe göre daha avantajlı olduğu saptanmış kliniğimizde uygulanmasına karar verilmiştir.

Anahtar sözcükler: Tüm Cilt Elektron Işınlama (TCEI), in-vivo dozimetri, termoluminesans dozimetri (TLD), Altı Çift Alan Işınlama Tekniği (Stanford Tekniği), Altı Üç Alan Işınlama Tekniği (Uyarlanmış Stanford Tekniği).

e-mail: ziyahazeral@hotmail.com

7.2. ABSTRACT

DOSIMETRIC AND QUALITY ASSURANCE OF VARIOUS TOTAL SKIN ELECTRON IRRADIATION TECHNIQUES

The purpose of this study, as a comparison of dosimetric using TLD, film dosimetry and the parallel plan ionization chamber of two different techniques in the total skin electron irradiation (TSEI) and therapeutic technique the most appropriate for our clinic is select.

For both of technical, vertical and horizontal profiles in the SSD, combined dose, depth of treatment and dose calibration were measured. However, the duration of treatment, amount and percentage of x-ray contamination calculated. Deep-dose measurements, dose calibration measurements and x-ray contamination of the energy is valid in the presence of both techniques were performed only once.

For the six double irradiation technique; profile smoothness in ± 19 degrees, 12 field factor 2.30, total amount of x-ray contamination 2.84%, treatment depth radiographic film measurement is more homogeneous dose distribution and while 64 MU for a single field the total treatment duration was found to be 768 MU. For the six triple field irradiation technique; profile smoothness in ± 36 degrees in addition the 90 degrees, 18 field factor 2.43, total amount of x-ray contamination 2.68%, treatment depth radiographic film measurement is less homogeneous dose distribution and while 61 MU for a single field the total treatment duration was found to be 1098 MU. For both of technique, depth of maximum dose (d_{max}) 1.3 cm, practical accesses to the distance (R_p) 2.91 cm and distance reaches of the 50% dose (R_{50}) 2.72 cm was found to be. 6 MeV electron energy is decreased 5.30 MeV average energy by 310 cm in the SSD.

In these results, the two techniques were compared and the six double technique were determined to be more advantageous than other techniques and were employed in our clinic.

Key words: Total Skin Electron Irradiation (TSEI), in-vivo dosimetry, thermoluminescence dosimetry (TLD), Six Dual Field Irradiation Technique (Stanford Technique), Six Triple Field Irradiation Technique (Modified Stanford Technique).

e-mail: ziyahazeral@hotmail.com

YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. Anacak Y., Arıcan Z., Drumea K., Rosenblatt E., Tamir A., Chetver L., Stein M., Bar Deroma R., Kuten A. (2002). Total Skin Electron Irradiation in Mycosis Fungoides: Comparison Between a Modified Christie Hospital Translational Technique and the Stanford Technique. *Leukemia & Lymphoma*, 2002 Vol. 43 (11), pp. 2093–2097
2. Antolak J. A., Hogstrom K. R. (1998). Multiple scattering theory for total skin electron beam design. The University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, 1515 Holcombe Blvd., Houston, Texas 77030
3. Atamel M. Baş-Boyun Radyoterapisinde Lineer Hızlandırıcıda Asimetrik Kolimasyonlu Tek İzomerkezli Tedavi Tekniği İle Kobalt-60 Ve Lineer Hızlandırıcıda Normal Kolimasyonlu İki İzomerkezli Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması
4. Baş H. (2005). Sterotaktik Radyocerrahi İçin Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi
5. Chen Z. Ph.D. , Agostinelli A.G. B.S., Wilson L.D. M.D., Nath R. Ph.D. (2004). Matching The Dosimetry Characteristics Of A Dual-Field Stanford Technique To A Customized Single –Field Stanford Technique For Total Skin Electron Therapy. Department of Therapeutic Radiology, Yale University School of Medicine, New Haven, CT. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 59, No. 3, pp. 872–88
6. Dirican B. LiF'ün Dozimetrik Özellikleri ve Sağlık Fiziği Uygulamalarında Kullanılması. Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi

7. Dirican B. (2002). Radyoterapi Ders Notları. 100,Ankara
8. Halperin, Edward C.; Perez, Carlos A.; Brady, Luther W. (2008). Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition; 1172-1773
9. International Atomic Energy Agency (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, Vienna 7 522 -525
10. Karzmark C.J., Ph.D., Chairman Therapeutic Radiology Department Stanford University School of Medicine Stanford, California 94305. (1987). AAPM Report No:23 Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry; 4-47
11. Kaya T., Adapınar B., Özkan R. (1997). Temel radyoloji tekniği: 96 – 102
12. Khan F.M. (2003). The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
13. Lisa Duggan , Claire Hood, Helen Warren-Forward, Mamoon Haque and Tomas Kron. (2004.) Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. Phys. Med. Biol. 3831–3845
14. Livingstone C. (2007). Clinical Radiation Oncology, 2nd Edition, Gunderson & Tepper; 343,349.
15. Mayles P, Nahum A, and Rosenwald J.C. (2007). Handbook Of Radiotherapy Physics Theory And Practice, Taylor & Francis; 303-314.
16. Metcalfe Peter, Kron Thomas and Hoban Peter “The Physics of Radiotherapy X-Rays From Linear Accelerators” Medical Physics Publishing, 2001

17. Platoni K., Diamantopoulos S., Panayiotakis G., Kouloulis V., Pantelakos P., Kelekis N., Efstathopoulos E. (2011). First Application Of Total Skin Electron Beam Irradiation In Greece: Setup, Measurements And Dosimetry
18. Podgorsak E. B., Pla C., Pla M., Lefebvre L. Y., Heese R. (1982). Physical Aspects Of A Rotational Total skin Electron Irradiation. The University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, 1515 Holcombe Blvd., Houston, Texas 77030
19. Purdy JA. (2004). Principles of radiologic physics, dosimetry and treatment planning. Principles and Practice of Radiation Oncology, 4th Edition (Eds: Perez CA, Brady LW, Halperin EC, Schmidt, Ullrich RK). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 180-218.
20. Quast U. (2006). Whole body radiotherapy: A TBI- guideline; Journal of Medical Physics, Vol. 31, No. 1.
21. Shouman T. M.D., El-Taher Z. Ph.D. (2004). Total Skin Electron Therapy: A Modified Technique for Small Room Linear Accelerator. Journal of the Egyptian Nat. Cancer Inst., Vol. 16, No. 4, December: 202-209
22. Treatment Report Series No:381. The Use Of Plane-Parallel Ionization Chambers In High-Energy Electron and Photon Beams. An International Code Of Practice For Dosimetry . Report By A Consultants' Group To The International Atomic Energy Agency (IAEA).
23. Van Dam J. and Marinello G. (2006). Methods For In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy, 2nd Edition, ESTRO Booklet 1.
24. Ysebaert L., Truc G., Dalac S., Lambert D., Petrella T., Barillot I., Naudy S., Horiot J. C., Maingon P. (2004). Ultimate Results Of Radiation Therapy

For T1-T2 Mycosis Fungoides (Including Reirradiation). *Int. J. Radiation
Oncology Biol. Phys.* Vol 58, No. 4, pp. 1128-1134

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Kahramanmaraş/Elbistan'da doğdum. İlk öğrenimimi Elbistan İlk Öğretim Okulunda, Orta öğrenimimi Elbistan Mükrimin Halil Lisesinde tamamladıktan sonra Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünü kazandım. Lisans 3. sınıfta, Çift Anadal Programı ile Matematik bölümüne kabul edildim. 2007-2008 öğretim yılında Fizik bölümünden, sonraki öğretim yılında Matematik bölümünden mezun oldum. 2009 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik bölümünde yüksek lisans programına başladım ve halen devam etmekteyim. Yüksek lisans eğitimim süresince medikal fizik üzerine çeşitli kurs ve kongrelere katıldım.