

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMALARINDA TLD VE DİYOT
DOZİMETRELER KULLANILARAK YAPILAN İN VİVO DOZ
ÖLÇÜMLERİNİN İNSAN FANTOMU ÜZERİNDE DOZİMETRİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Elfide YILMAZ
DANIŞMAN
Prof. Dr. Yavuz ANACAK

İZMİR

2016

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMALARINDA TLD VE DİYOT
DOZİMETRELER KULLANILARAK YAPILAN İN VİVO DOZ
ÖLÇÜMLERİNİN İNSAN FANTOMU ÜZERİNDE DOZİMETRİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı

Elfide YILMAZ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yavuz ANACAK

İZMİR

2016

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Yavuz ANACAK

Üye : Prof. Dr. E. Serra ARUN KAMER

Üye : Doç. Dr. Lütfiye Zümre ARICAN ALICIKUŞ

Yüksek Lisans Tezinin kabul edildiği tarih:.....

ÖNSÖZ

T-hücreli lenfomaların özellikle mikozis fungoides tedavisinde uygulanan tüm cilt elektron ışınlaması (TSEI), tüm cildin yüzeysel olarak elektron demetleri ile ışınlanmasına dayanan özel bir radyoterapi tekniğidir. Birçok TSEI tekniği olmasına rağmen yaygın olarak Stanford ışınlama tekniği kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, Stanford tekniği kullanılarak TSEI tam tedavisi insan fantomu üzerinde uygulandı ve tedavi dozları termolüminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken diyot dozimetri sistemleriyle ayrı ayrı ölçülerek elde edilen veriler değerlendirildi. Ölçülen dozimetrik veriler kıyaslanarak rutin TSEI uygulamalarında klinik kullanımlara uygun olan dozimetri sistemi belirlendi. Çalışmanın her aşaması Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışmanın, her aşamasında gece gündüz demeden bilgi ve emeğini benden esirgemeyen ve ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri gösteren hocam Öğr. Gör. Murat KÖYLÜ'ye tezimin hazırlanması sırasında yapmış oldukları katkılardan dolayı değerli danışman hocam Prof. Dr. Yavuz ANACAK ve Dr. Fiz. Nezahat OLACAK'a hayatımın her aşamasında yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Özet

TÜM CİLT ELEKTRON IŞINLAMALARINDA TLD VE DİYOT DOZİMETRELER KULLANILARAK YAPILAN İN VİVO DOZ ÖLÇÜMLERİNİN İNSAN FANTOMU ÜZERİNDE DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI

Tüm cilt elektron ışınlamalarında (TSEI); geniş tedavi yüzeyleri, uzak kaynak cilt mesafeleri (KCM) ve uzun fraksiyonasyon şemaları kullanılmasından dolayı verilen dozun doğruluğu in-vivo dozimetri sistemleri kullanılarak saptanmalıdır. Bu çalışmanın amacı Stanford tekniği kullanarak yapılan TSEI’da TLD ve yarı iletken diyot dedektör in-vivo dozlarının karşılaştırılması ve rutin kullanımlara uygun olan dozimetri sisteminin belirlenmesidir.

TLD ve diyot dedektörlerle yapılan doz profil ölçümleriyle Stanford tekniği uygulanmakta olan TSEI’larında $90\pm19^\circ$ olan tedavi açısı doğrulanmıştır. TLD kalibrasyonu yapılmıştır. Diyot kalibrasyonu için elde edilen paralel plan iyon odası doz okumalarından MU başına cGy değeri hesaplanmıştır. Stanford tekniği kullanılarak her bir alan için 55 MU doz verilmiş ve toplam 12 alan ile tam tedavi uygulanmıştır. İnsan fantomu üzerinde belirlenen 17 farklı cilt noktasında tam tedavi uygulanarak TLD ve diyot dedektörle in-vivo doz ölçümleri alınmıştır. Ortalama cilt dozları TLD ve diyot için sırasıyla: 119 ve 118 cGy olarak bulunmuştur.

Elde edilen TLD ve diyot in-vivo doz sonuçları birbiriyle karşılaştırılmış ve tedavi dozuna (120 cGy) yakınlıkları kıyaslanmıştır. Her iki dozimetri sistemiyle ölçüm yapılan noktaların aldıkları dozlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar doğrultusunda klinik uygulamalarda TSEI tedavilerinde her iki dozimetri sisteminin de kullanılabileceği uygun görülmüştür.

Anahtar sözcükler: Tüm cilt elektron ışınlama (TSEI); in-vivo dozimetri; Stanford tekniği; termolüminesans dozimetri (TLD); diyot dedektörler.

Abstract

DOSIMETRIC EVALUATION OF TOTAL SKIN ELECTRON IRRADIATION IN-VIVO DOSE MEASUREMENTS USING DIODE AND THERMOLUMINESCENCE DOSIMETERS ON HUMAN PHANTOM

In total skin electron irradiation (TSEI), the accuracy of the applied dose should be determined using in vivo dosimetry systems due to wide treatment surface, long skin surface distance (SSD), long fractionation schemas. The aim of this study is to compare TLD and semiconductor diode detector in-vivo doses in total skin electron irradiations performed using Stanford Technique and determine the dosimetric system suitable to clinic for routine use.

The gantry angles $90\pm 19^\circ$ has been checked in total skin electron irradiation that is implemented using the Stanford technique and profile measurements performed with TLD and diode detector. The cGy value per MU has been calculated from the dose readings of parallel plate ionization chamber obtained for the diode calibration. Having used Stanford Technique, 55 MU dose has been given to each field and full treatment has been applied with a total of 12 areas. TLD and diode detector dose measurements were performed imposing full treatment to 17 different skin point on human phantom. Average skin dose for TLD and diode was found to be 119 and 118 cGy respectively.

TLD and diode in-vivo dose results was compared and their proximity to the treatment dose (120 cGy) was evaluated. There was no statistically significant difference between the dose of the points measured with both dosimetry systems. In line with these results, it is understood that the use of both techniques in all skin electron irradiation treatment performed in a clinic is convenient.

Key words: Total Skin Electron Irradiation (TSEI); in-vivo dosimetry; Stanford technique; thermoluminescence dosimetry (TLD); diode dedectors.

İçindekiler

Özet	I
Abstract.....	II
ÖNSÖZ	1
İçindekiler	III
Tablolar Dizini	V
Şekiller Dizini	VI
Grafikler Dizini	VII
Resimler Dizini	VIII
Kısaltmalar Listesi	IX
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Tüm Cilt Elektron Işınlama	3
2.1.1 Tüm Cilt Elektron Işınlama Şartları	4
2.1.2 Tüm Cilt Elektron Işınlama Oda Gereksinimleri	5
2.1.3 Tüm Cilt Elektron Işınlama Teknikleri	6
2.1.4 Stanford Tüm Cilt Elektron Işınlama Tekniği	11
2.2 İn-Vivo Dozimetri	13
2.2.1 Termolüminesans Dozimetri (TLD)	15
2.2.1.1 TLD Çalışma Prensibi	16
2.2.1.2 TLD Ölçüm Düzeneği	18
2.2.1.3 TLD Işıma Eğrisi	19
2.2.1.4 TLD'lerin Fırınlanması	20
2.2.1.5 TLD Kalibrasyonu	21
2.2.2 Paralel Plan İyon Odası	22
2.2.3 Diyot Dozimetri	24
2.2.3.1 Diyotun Yapısı ve Çalışma Prensibi	25
2.2.3.2 Diyotun Şekli ve Açısal Bağlılığı	27
2.2.3.3 Diyotun Enerji Bağlılığı	30
2.2.3.4 Diyotun Alan Boyutuna Bağlılığı	30
2.2.3.5 Build-up Materyalinin Önemi	31
2.2.3.6 Diyotun Kalibrasyonu	32

2.2.3.7 Tüm Cilt Elektron Işınlamalarında Diyot Dozimetrinin Kullanımı	32
2.2.4 Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu (HDRE)	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1 Araç ve Gereçler	35
3.1.1 Lineer Hızlandırıcı	35
3.1.2 Dozimetri Sistemleri	36
3.1.2.1 TL Dozimetri Sistemi	36
3.1.2.2 Paralel Plan İyon Odası	38
3.1.2.3 Diyot Dozimetri Sistemi	39
3.1.2.4 Elektrometre	39
3.1.3 Hasta Tedavi Platformu	40
3.1.4 Antropomorfik İnsan Fantomu	41
3.2. Yöntem	43
3.2.1 Doz Profili Ölçümü	43
3.2.2 Diyot Kalibrasyonu	44
3.2.3 TLD Kalibrasyonu	46
3.2.4 İnsan Fantomu İn-vivo Doz Ölçümü	47
3.2.4.1 Diyot Doz Ölçümleri	48
3.2.4.2 TLD Doz Ölçümleri	49
4. BULGULAR	50
4.1 Doz Profili Ölçümü	50
4.2 Diyot Doz Kalibrasyonu Ölçümleri	51
4.3 İnsan Fantomu İn-vivo Doz Ölçümleri	52
4.4 Veri Analizleri	56
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	62
7. KAYNAKLAR	64
Ekler	65
Özgeçmiş	66

Tablolar Dizini

3.1. İnsan fantom üzerinde belirlenen ölçüm noktaları	47
4.1. Gantri açısı $90\pm 19^\circ$ için doz profil verileri.....	50
4.2. Paralel plan iyon odası kalibrasyon ölçüm verileri	51
4.3. 4222 ve 4223 kodlu diyotların kalibrasyon verileri	52
4.4. TLD ve diyot detektör noktasal doz ölçüm verileri	53
4.5. TLD ve diyot detektör düzlemsel bölgeler doz ölçüm verileri	53
4.6. TLD ve diyot detektör oblik bölgeler doz ölçüm verileri	54
4.7. TLD ve diyot detektör özel bölgeler doz ölçüm verileri	54
4.8. TLD ve diyot detektör vücut ön bölgesi doz ölçüm verileri.....	54
4.9. TLD ve diyot detektör vücut arka bölgesi doz ölçüm verileri	54
4.10. TLD ve diyot detektör doz verilerinin istatistiksel analizleri.....	56

Şekiller Dizini

2.1. Stanford tekniğinin geometrik gösterimi.....	4
2.2. Beta (β) parçacıklarıyla ışınlama	7
2.3. Dar dikdögen ışınlama	8
2.4. Tek alan Işınlama.....	9
2.5. Sarkaç ark ışınlama	9
2.6. Açılı ışın çifti ile ışınlama	10
2.7. Stanford tüm cilt ışınlama tekniği altı pozisyon.....	11
2.8. Stanford tüm cilt ışınlama tekniği alan çifti	12
2.9. Klasik ve modifiye Stanford tüm cilt ışınlama teknikleri.....	13
2.10. Termolüminesans mekanizması.....	16
2.11. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi.....	18
2.12. Işıma eğrisi.....	19
2.13. Paralel plan iyon odası şekli.....	23
2.14. İyonlaştırıcı radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizması.....	26
2.15. Diyot dedektörlerinin açısal bağımlılığı.....	28
2.16. Farklı tipte üretilen diyot dedektörler.....	29
2.17. Diyot kalibrasyon geometrisi	45

Grafikler Dizini

4.1. TLD ve diyot dedektör doz profil grafiği.....	51
4.2. TLD ve diyot detektör noktasal doz ölçüm veri grafiği.....	55



Resimler Dizini

2.1. Scanditronix EDP diyotlar	24
3.1. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı.....	35
3.2. LiF Chip TLD-100.....	36
3.3. Protherm Kamara marka PLF110/6 model fırın.....	37
3.4. Harshaw 5500 TLD okuyucu ve bilgisayar sistemi	38
3.5. Çalışmada kullanılan iyon odası.....	38
3.6. Scanditronix Wellhöfer marka diyot dozimetri sistemi.....	39
3.7. Scanditronix Wellhöfer marka Dose1 elektrometre	40
3.8. Hasta platformu	41
3.9. Alderson Rando Fantom 475.....	42
3.10. TLD ve diyot dedektör ile doz profil ölçümü	43
3.11. Paralel plan iyon odası kalibrasyonu	44
3.12. Yarı iletken diyot kalibrasyonu	45
3.13. Kodlanarak poşetlenmiş TLD'ler	46
3.14. Diyot dedektör ile doz ölçümü	48
3.15. TLD ile doz ölçümü	49

Kısaltmalar Listesi

MF	Mikozis Fungoides
CTCL	Cildin T-hücreli Lenfoması (Cutaneous T-Cell Lymphoma)
TSI	Tüm Cilt Işınlaması
TSEI	Tüm Cilt Elektron Işınlaması
KCM	Kaynak Cilt Mesafesi
TLD	Termoluminesans Dozimetri
HDRE	Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
TRS	Tecnical Report Series
MU	Monitör Birimi
PDD	Yüzde Derin Doz
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurements
AAPM	The American Association of Physicists in Medicine
PMT	Foto Çoğaltıcı Tü

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Derinin primer T hücreli lenfomalarının en yaygın görülen formu Mikozis Fungoidesdir (MF). MF nadir görülen bir hastalık olup genellikle yaşlı erişkinlerde görülmektedir (1). Bu hastalık erkeklerde kadınlara oranla ve siyahi ırkta beyaz ırka oranla daha fazla görülmektedir (2). Hasta popülasyonu oldukça az olan Mikozis Fungoides'in insidansı 3/1.000.000 ve Türkiye'de yılda 200 yeni MF olgusu beklenmektedir. Bu nedenle TSEI tedavisi çok az sayıda klinikte uygulanmaktadır (3). MF ilk kez 1806 yılında Jean Louis Marc Alibert tarafından tanımlanmıştır. 1870 yılında cildin T-hücreli lenfomasının (CTCL) bir türü olarak kabul edilmiştir. 1970 yılında da Bazin tarafından MF lezyonları yama, plak ve tümör olarak evrelendirilmiştir (2). Diğer tüm lenfomalar gibi MF'de radyasyona duyarlıdır. CTCL tedavisi, ilk kez 1902 yılında Scholtz tarafından düşük enerjili x-ışınlarının (40-70 kV) kullanımıyla gerçekleştirilmiştir (4). Ülkemizde tüm cilt ışınlamaları; 1935-1997 yılları arasında x-ışınları ve elektronlar kullanılarak hasta rotasyonu tekniğiyle İstanbul Onkoloji Enstitüsünde ve 1993 yılından itibaren translasyon tekniği kullanılarak GATA'da uygulanmaya başlanmıştır. Ege Üniversitesi'nde 2011 yılından günümüze kadar 6 MeV yüksek doz hızlı elektron modu (HDRE) ile 12 alan Stanford tekniği kullanılarak yapılan tüm cilt elektron ışınlamaları halen aktif olarak uygulanmaktadır (3).

Tüm cilt elektron ışınlaması (TSEI); vücut yüzeyinde geniş yayılım gösteren lezyonların tedavisinde elektron radyasyonu kullanılarak yapılan özel bir radyoterapi tekniğidir. Bu teknikte tüm cildin homojen radyasyon dozu alması istenirken, cilt altındaki doku ve organların radyasyondan mümkün olduğunca korunması amaçlanmaktadır. TSEI, T-hücreli deri lenfomaları (Mukozis Fungoides ve Sezary Sendromu), Kaposi Sarkomları ve deri lösemilerinin tedavisinde kullanılmaktadır. Yaklaşık olarak yüz yılı aşkın süredir uygulanan tüm cilt ışınlamaları, bilimsel ve teknolojik gelişmelerle birlikte zamanla değişim göstermektedir. İnsan vücudunun topografik yapısı göz önüne alınarak cildinin homojen doz alabilmesini ve iç organların daha iyi korunmasını sağlamak amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda birçok ınlama tekniği geliştirilmiştir. Yüzeyel lezyonların tedavisinde özellikle sınırlı menzilleri olması nedeniyle düşük enerjili elektronlar daha etkili olarak

kullanılmaya başlanmıştır. Böylelikle hastalarda yan etkilerde azalma sağlanırken, daha yüksek tedavi dozları başarı ile uygulanabilmektedir (5).

TSEI uygulamalarında: geniş tedavi yüzeyleri, uzak kaynak cilt mesafeleri ve uzun fraksiyonasyon şemaları kullanılmasından dolayı verilen dozun doğruluğunun ve hasta pozisyonunun her fraksiyonda kontrolü oldukça önemlidir. Farklı in-vivo dozimetri sistemler kullanılarak yapılan hasta bazlı kalite kontroller ile uygulanan tedavilerin güvenilirliği saptanmalıdır.

TSEI’da en yaygın kullanılan in-vivo dozimetri sistemi olan termolüminesans dozimetri (TLD) sistemleri $\pm$ %3 lük bir doz belirsizliği içermektedir. Buna rağmen ölçüm yapılan her noktaya istenen sayıda TLD yerleştirilebilmesi ve kablo bağlantısı içermemesi nedeniyle TSEI uygulamalarında primer olarak TLD’ler kullanılmaktadır. Öte yandan diyot dozimetrelerin kablo bağlantısı gerektirmesi ve diyot dozimetri sistemlerinin az sayıda dedektör içermesi nedeniyle aynı anda ölçüm yapılan nokta sayısının sınırlı olmasına ve TSEI tedavilerinde de daha sınırlı bir kullanıma sahip olmasına neden olmuştur. Ancak diyot dozimetrelerinin TLD sistemlerine göre daha az doz belirsizliği içermesi ve gerçek zamanlı ölçüm yapabiliyor olması nedeniyle TSEI tedavilerinde tercih edilebilmektedir.

Bu tez çalışmasında, antropomorfik fantom üzerinde TSEI tekniği uygulanarak, TLD ve diyot dozimetri sistemleri ile ayrı ayrı dozimetrik ölçümler gerçekleştirilecek ve her iki dozimetri sisteminin avantajları ve dezavantajları belirlenecektir. TSEI tedavisinin rutin klinik uygulamalarında hangi dozimetri sisteminin kullanımının daha avantajlı olduğu belirlenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

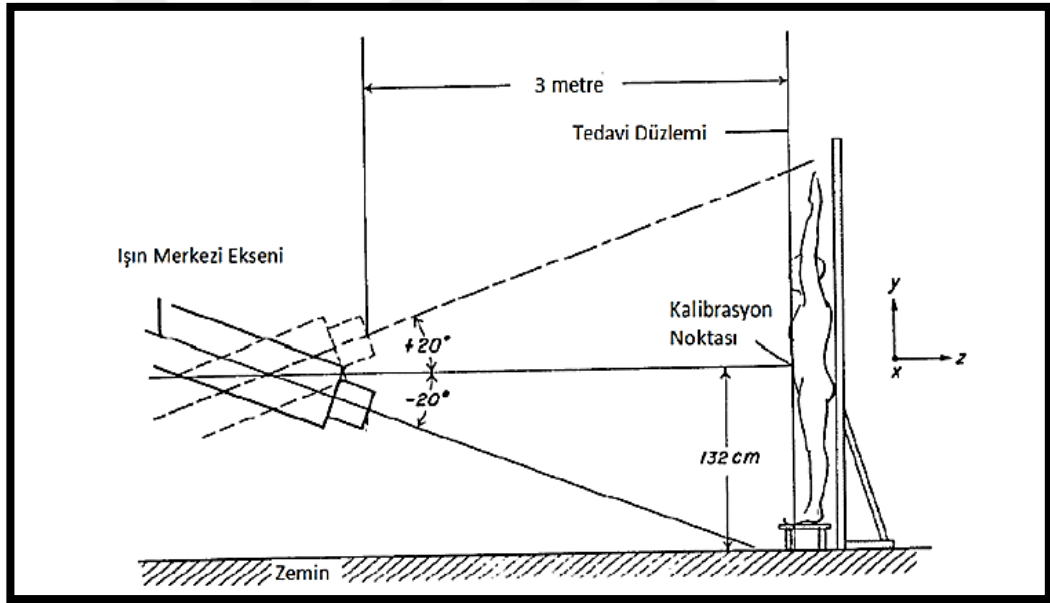
2.1. Tüm Cilt Elektron Işınlama

TSEI, MF gibi yaygın yayılım gösteren cilt tümörlerinin küratif veya palyatif tedavisinde kullanılabilen bir radyoterapi tekniğidir. 1937'de Trump ve Van de Graaff tarafından geliştirilen "Van de Graaff Hızlandırıcıları" ile 3 MeV enerjili elektronlar sınırlı olarak cilt kanserlerinde kullanılmaya başlanmıştır (6). 1953'de TSEI, Trump ve arkadaşları tarafından tanımlandı ve "Van de Graaff Hızlandırıcıları" ile toplam 6-8 Gy doz verilerek MF tedavisi gerçekleştirilmiştir (6). Günümüzde en yaygın kullanılan TSEI tekniği olan "Stanford Tekniği" ise ilk kez 1958 yılında Stanford Üniversitesi tarafından lineer hızlandırıcı kullanılarak uygulanmıştır. Karzmark ve arkadaşlarının uyguladığı dört alanlı teknikte, alan birleşme bölgelerinde oluşan yüksek dozlar fibroz ve nekrozlara sebep olduğu için 1970 yılında altı alanlı Stanford tekniği uygulanmaya başlanmışlar ve yüksek doz problemleri en aza inmiştir. 1973 yılında daha yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların üretilmesiyle Stanford tekniğinin standart enerjisi 4 MeV olarak modifiye edilmiş ve TSEI uygulama standartları 1987 yılında yayınlanan AAPM 23 numaralı raporu ile belirlenmiştir (7).

MF tedavisinde en etkili tedavi yöntemlerinden biri olarak TSEI kabul edilmektedir. Bu tedavi yaklaşımındaki amaç, tanımlanan dozun (32-40 Gy) hastanın cildine etkin ve homojen olarak dağılması ve cilt altı sağlıklı dokulara maruziyetinin en az seviyede tutulmasıdır. Penetrasyon derinliğinin kısa olması nedeniyle elektronlar TSEI uygulamaları için kullanımı en uygun olan radyasyon türüdür. 10 MeV'den düşük enerjilerde elektronlar, derin doz dağılımı karakteristikleri sayesinde yüzeysel lezyonun hemen altında hızlı doz düşüşüne sahip olduğundan, kemik iliği ve diğer organların aşırı doz almasını engellemektedir. Bu özellikleri nedeniyle TSEI uygulamalarında elektronlar x-ışınlarına oranla belirgin bir avantaja sahiptir. Düşük enerjili elektronlar kullanılarak yapılan TSEI uygulamaları için birçok farklı teknik geliştirilmiştir. Tüm bu teknikler; hasta pozisyonu, kaynak cilt mesafesi (KCM), kullanılan radyasyonun türü ve tedaviye yardımcı aparatlar bakımından farklılıklar göstermektedir. Bu farklı TSEI teknikleri AAPM tarafından yayımlanan raporda ortaya konmuştur. Bu tekniklerden Stanford Işınlama Tekniği, bu teknikler içerisinde güvenilirliği kanıtlanmış başarı ile uygulanabilen bir tekniktir (7).

2.1.1. Tüm Cilt Elektron Işınlama Şartları

TSEI tedavisinde temel şart , minimum x-ışını kontaminasyonu ile tüm ciltte yüzeysel limit bir derinlikte düzgün ve homojen bir doz dağılımının sağlanmasıdır. Tüm vücut tedavi alanı olduğundan, küçük elektron alanları yerine büyük elektron alanlarının kullanımı gerekmektedir. Tedavi alan büyüdükçe ışın doğrultusu ve vücudun oblik yapısından dolayı tüm yüzeyde düzgün doz dağılımı elde etmek güçleşmektedir (8). TSEI alan boyutlarına karar verilirken; enerji, penetrasyon derinliği, doz, doz hızı, tedavi düzleminde alan düzgünlüğü (flatness), ek alan (boost) tedavi alanları oluşturabilme ve x-ışını kontaminasyonu gibi parametreler belirlenmelidir. TSEI tedavi tekniğinin geometrisi Şekil 2.1 gösterilmektedir (9).



Şekil 2.1. Stanford tekniği'nin geometrik gösterimi.

Hedeflenen dozun tüm vücut yüzeyini sarabilmesi için standartta kullanılan tedavi alanlarından (KCM:100 cm) farklı olarak tedavi alanının boyutlarının 200 cm yüksekliğinde ve 80 cm genişliğinde olması gerekmektedir. Bu yüzden, dikkatli bir

planlama tekniğiyle doz homojenitesinin: dikeyde $\pm$ %8 yatayda ise $\pm$ %4 olması sağlanmalıdır (8).

Hesaplanmış vücut alanı için izin verilen maksimum x-ışını kontaminasyonu seviyesi %1'dir. Tedavi tekniği seçimi yapılırken, x-ışını kontaminasyonun alan sayısı ile orantılı olarak artacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Uygulanan teknikler ve kullanılan ekipmanlar x-ışını kontaminasyonun %1'lik sınırını sağlamada zorluk oluşturabilmektedir. Işın eksenlerine açı verilerek x-ışını piklerinin vücut yüzeyi dışına yönlendirilip ortalama x-ışını kontaminasyon dozu düşürülebilir (8).

Hızlandırıcıdan çıkarken elektronların monoenerjetik olduğu kabul edilir ancak hastanın yüzeyine ulaşana kadar bir takım etkileşimlere uğrarlar ve enerjilerinin bir kısmını kaybederler. TSEI tedavisi esnasında lineer hızlandırıcının çıkış penceresindeki enerji aralığı 4-10 MeV arasında iken etkileşimler nedeniyle hasta cilt yüzeyine ulaştığında enerji 2-7 MeV'e kadar düşmektedir. Yüksek enerjili radyasyondan daha düşük enerjili doz elde etmek amacıyla azaltıcı levhaların kullanımı da tercih edilebilmektedir. Bu azaltıcı levhalar yaklaşık olarak hastanın 20 cm önünde konumlandırılır böylelikle derin doz düşürülmüş ve oblik vücut yüzeylerinde daha düzgün doz dağılımı elde edilmiş olmaktadır (8).

2.1.2. Tüm Cilt Elektron Işınlama Oda Gereksinimleri

Geniş alanlarda, hastanın yüksekliğini ve genişliğini kapsayan homojen ve düzgün doz dağılımı elde etmek için KCM'nin uzun olması gerekmektedir. Kullanılan tekniğe göre değişkenlik göstermesine rağmen büyük alanlarda hedeflenen doz dağılımının elde edilmesi için gantri ve hasta arası mesafenin 2 ile 7 metre arası olması yeterli olabilmektedir. Bu yüzden, TSEI tekniğinin seçimi yapılırken mevcut tedavi odasının boyutları TSEI uygulamasında sınırlayıcı bir etken oluşturabilmektedir (8, 9).

KCM uzun olması nedeniyle TSEI uygulaması esnasında iyonize radyasyonun hava ile etkileşimi sonucunda tedavi odasında bir miktarda ozon gazı oluşabilmektedir. Ozon miktarının limit sınırları aşmaması için tedavi odasının uygun şekilde havalandırılması ve biriken ozon konsantrasyonunun uzman fizikçiler tarafından periyodik olarak kontrol edilmesi gerekmektedir (8).

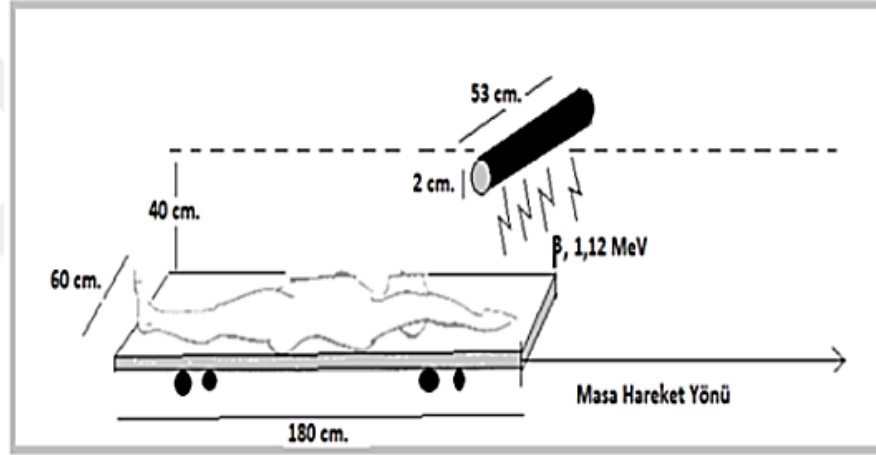
2.1.3. Tüm Cilt Elektron Işınlama Teknikleri

2002 yılında EORTC (European Organization for Research and Treatment of Cancer) tarafından yayınlanan rapora göre tüm cilt ışınlama teknikleri “geniş elektron alanı teknikleri”, “rotasyonel teknikler” ve “ışınlama esnasında hastanın konumunun değiştirilmesini içeren teknikler” olarak üç temel başlık altında toplamıştır (10). Tüm bu teknikler KCM, kullanılan radyasyon türü, hasta pozisyonu ve tedavi yardımcı aparatları bakımından çeşitli farklılıklar içermektedir. Uzun KCM mesafesinin tercih edildiği bu ışınlama tekniklerinde tedavi odasının boyutları KCM mesafesinde değişikliklere yol açmaktadır. Kısa mesafe KCM’nin getireceği olumsuz etkilerin oluşmaması için hastaların yatar veya ayakta durur pozisyonda olmasına ve farklı özelliklere sahip elektron ve x-ışını türü radyasyonların kullanımına bağlı olarak farklı teknikleri geliştirilmiştir. Hastanın pozisyonuna ve kullanılan KCM’ne bağlı olarak uygulanacak tedavinin her gün tekrarlanabilir olması, tedavi süresince hasta konforunun sağlanması, kısmi organ korumalarını yapılabilmesi ve cilt dozunu artırmak amacıyla yardımcı saçıcı aparatlar ve farklı ışınlama teknikleri seçilebilmektedir. Her merkez, tedavi odalarının imkanı dahilinde tedaviye yardımcı farklı aparatlar ve dolayısıyla farklı ışınlama teknikleri kullanmaktadır.

Derin doz dağılımı karakteristikleri sayesinde, 10 MeV'den düşük enerjilerdeki elektronlar, yüzeysel lezyonun hemen altında hızlı bir doz düşüşü göstermektedir. Bu sayede, kemik iliği ve diğer organların aşırı doz alması engellenmektedir. Bu özellikleriyle elektronlar x-ışınlarına oranla belirgin avantaja sahiptir. TSEI'nın ilk kez tanımlanmasından sonra elektronların kullanıldığı pek çok tedavi tekniği geliştirilmiştir. İnsan fantomu ile yapılan çalışmalar sonucunda hasta rotasyonu içeren tekniklerin en iyi doz homojenitesi sağladığı gösterilmiştir. Çoklu tedavi alanlarının kullanılmasının (2-4-6-8 alan) vücut yüzeyinde daha homojen doz dağılımı elde edilmesini kolaylaştırdığı gözlemlenmiştir. Hasta dönüşü ve çoklu çakışan alanların kullanılmasının radyasyonun cilt koruma etkisini (skin-sparing) yok etmesi nedeniyle bu tekniklerin kullanımı yaygın olarak tercih edilmektedir.

TSEI uygulamaları için geliştirilen bu teknikler: beta (β) parçacıkları ile ışınlama, dar dikdörtgen ışınlama, tek alan ışınlama, sarkaç ark ışınlama, çift açılı ışınlama, hasta rotasyonu ve yaygın olarak kullanılan altı çift alan ışınlama (Stanford) teknikleri olarak sıralanabilir (7).

Beta parçacıkları ile ışınlama tekniği, ilk kez 1960 yılında Horwitz ve arkadaşları tarafından uygulanmıştır. TSEI uygulamalarında, geniş diveryansa sahip Stronsiyum-90 radyoaktif kaynağından elde edilen ortalama enerjisi 1.12 MeV, maksimum enerjisi ise 2.18 MeV olan beta parçacıkları kullanılır. Beta parçacıklarının dokuda sınırlı derinliğe kadar etkili düşük penetrasyonları olduğundan TSEI uygulamaları için uygundurlar. Beta parçacıklarının penetrasyonları MeV başına yaklaşık $0,5\text{g}/\text{cm}^2$ değerindedir. Tedavi mesafesi 40 cm iken 2 Gy doz verebilmesi için 15 dk süre gereklidir. Işınlama esnasında beta parçacığı kaynağının boyutu 2 cm genişliğinde 53 cm uzunluğunda olmalı ve tedavi süresince hastanın üzerinde yattığı sedye kaynağın altından geçerek tüm vücudun ışınlanması sağlanmalıdır (Şekil 2.2).

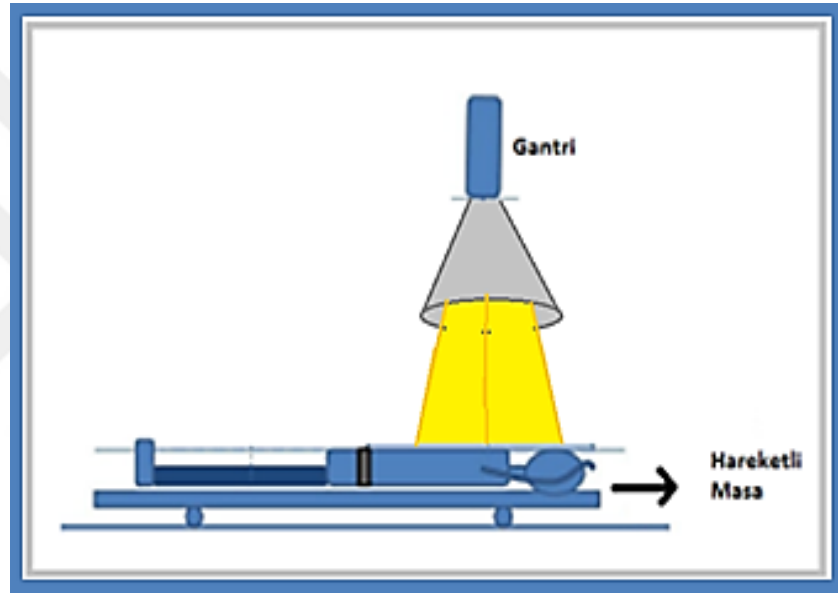


Şekil 2.2. Beta (β) parçacıklarıyla ışınlama.

Beta parçacıkları ile ışınlama tekniği, uzun ışınlama süresi, düşük ortalama penetrasyon ve düşük üniformiteye sahiptir (7). Artık TSEI tedavilerinde, lineer hızlandırıcılarda yüksek out-put ve farklı enerjilere sahip elektronların kolaylıkla elde edilmesi nedeniyle beta parçacıkları yerine lineer hızlandırıcıların kullanımı yaygınlaşmıştır (11).

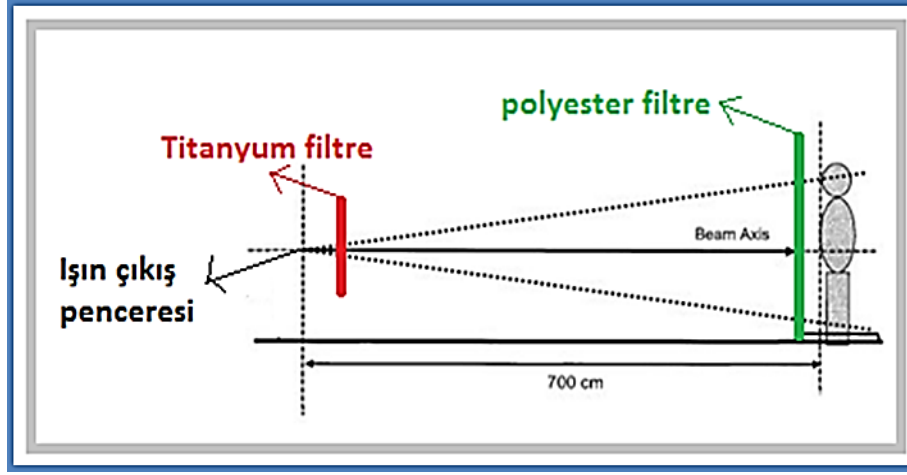
Dar dikdörtgen ışınlama tekniğinde, Van de Graff Hızlandırıcıları ile üretilen, enerjileri 1.5 ile 4.5 MeV arasındaki elektron kullanılmaktadır. Elektronların saçılması alüminyum bir folyo yardımıyla sağlanmaktadır. Elde edilen elektronlar, 1 cm x 45 cm

genişliğinde bir koni kolimatörden geçirilerek hastanın üzerine gönderilmektedir. Hızlandırıcı sabit bir konumda tutulurken elektronlar yukarı-aşağı doğrultuda yönlendirilerek ışıma yapılmaktadır. Hasta motorlu bir düzenek yardımıyla döndürülerek ve masa uzun eksenini boyunca kaydırılarak tedavi uygulanmaktadır. Koni cilt yüzeyindeki efektif dozu artırmak, doz homojenitesini sağlamak saçıcı foildeki enerji kaybını ve x-ışını kontaminasyonunu azaltmak için geliştirilmiştir. Koninin altındaki cilt mesafesi tedavi boyunca değiştiği için hasta dozunda $\pm \%15$ arası bir değişim göstermektedir (7).



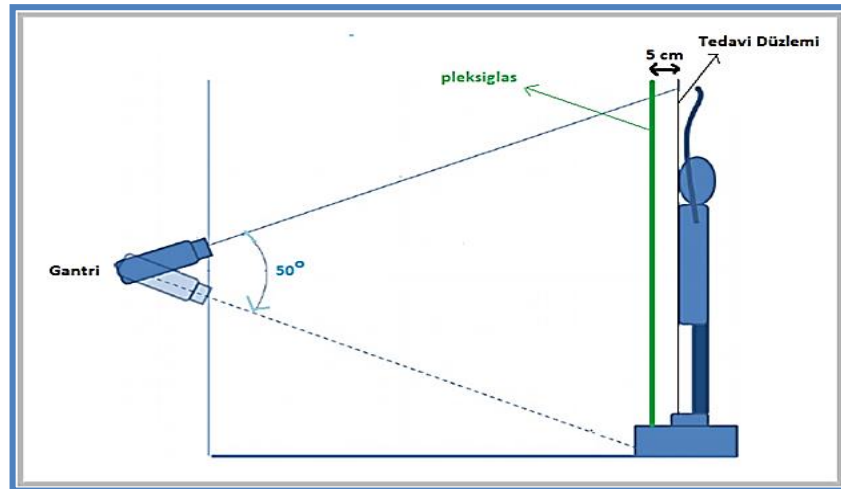
Şekil 2.3. Dar dikdörtgen ışınlama.

Tek alan ışınlama tekniği, Tetenes ve Goodwin tarafından geliştirilmiş linner hızlandırıcı sabit konumda tutularak uygulanan bir yöntemdir. Homojen bir elektron alanı oluşturmak için hasta 6 MeV enerjili elektronlarla, 700 cm KCM ayakta konumlandırılarak tedavi edilmektedir. Işın çıkış penceresinin 10 cm önüne konulan 0,15 mm kalınlıklı saçıcı titanyum filtre ve tedavi düzleminin hemen önüne konulan polyester ışın saçıcı ve düzleştirici filtre ile profil düzgünlüğü sağlanmaktadır. Elde edilen profilin düzgünlüğü yatay 80 cm boyunca $\pm \%1$ ve dikey 200 cm boyunca $\pm \%8$ olmaktadır. Bu tekniğin uygulanabilmesi için büyük tedavi odaları gerekmektedir (7).



Şekil 2.4. Tek alan ışınlama.

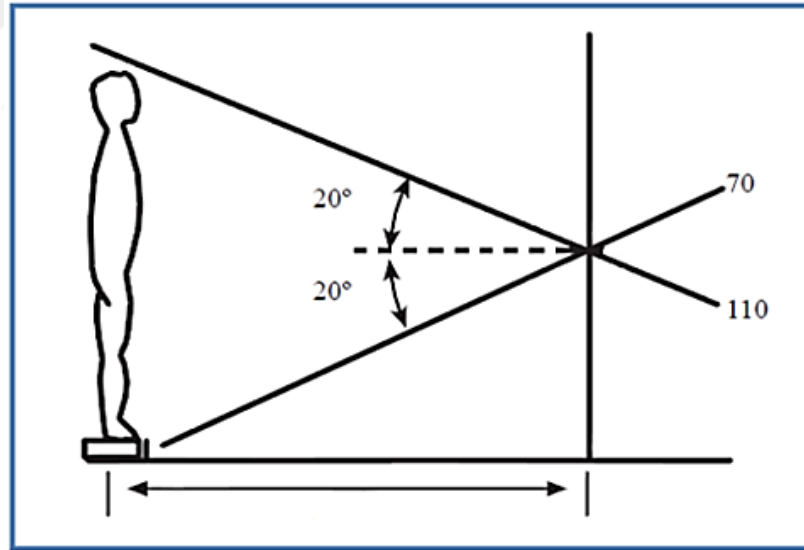
Sarkaç Ark Işınlama, ilk kez Sewchand W. tarafından 8 MeV enerjili elektron kullanılarak uygulanan bir tekniktir. Bu teknikte tedavi boyunca gantri 50° ark dönüşüyle ayaktaki hastanın başının üzerinden ayaklarına doğru doz verilir. Doz hızı ve ganty dönüş hızı, vertikal ekseninde daha düzgün doz dağılımı elde etmek için tedavi süresince değiştirilebilir. Hastanın 5 cm önüne yerleştirilen büyük pleksiglas levha sayesinde hem elektron enerjisi azaltılabilir hem de geniş açılı elektron saçılması sağlanarak cilt dozu artırılabilir (Şekil 3.5). Hastaya 6 pozisyonda 6 ark alanı uygulanan bu teknikte 10 cm derinlikte x-ışını kontaminasyonu %4,2 olarak ölçülmüştür (3, 7).



Şekil 2.5. Sarkaç ark ışınlama.

Hasta rotasyonu tekniği, hastanın dikey bir eksen etrafında dönmesi esasına dayanır. Dönüş 360° boyunca yapılır ve KCM 7 metredir. Hastanın 20 cm önüne geniş saçıcı pleksiglas levha yerleştirilir. Rotasyon tedavisi ile hastanın set-up ve tedavi süresi kısaltılırken hastanın hareket etmesinden kaynaklanan hatalar yok edilmiş olmaktadır. Bu konu üzerine 1978 yılında çalışan iki gruptan biri olan Tetenes ve Goodwin saçıcı filtreyi ışın çıkış penceresi önüne koyarak %2.2'lik x-ışını kontaminasyonu oluşumu gözlemiş ve Podgorsak-Kumar'dan oluşan diğer grup ise saçıcı pleksiglası hastanın 20 cm önüne koyarak x-ışını kontaminasyonunu %4 olarak belirlemişlerdir (3, 7).

Açılı Işın Çifti ile Işınlama, TSEI'da büyük alanlar elde etmek için kullanılan teknikte 2 ile 8 arasında değişen sayıda alan çifti kullanılır. İleriye yönelik oluşan x-ışını kontaminasyonunu engellemek için ışık merkezi eksenlerinin hastanın ayağının altı ve başının üstünden geçmesi hedeflenir (Şekil 2.6)

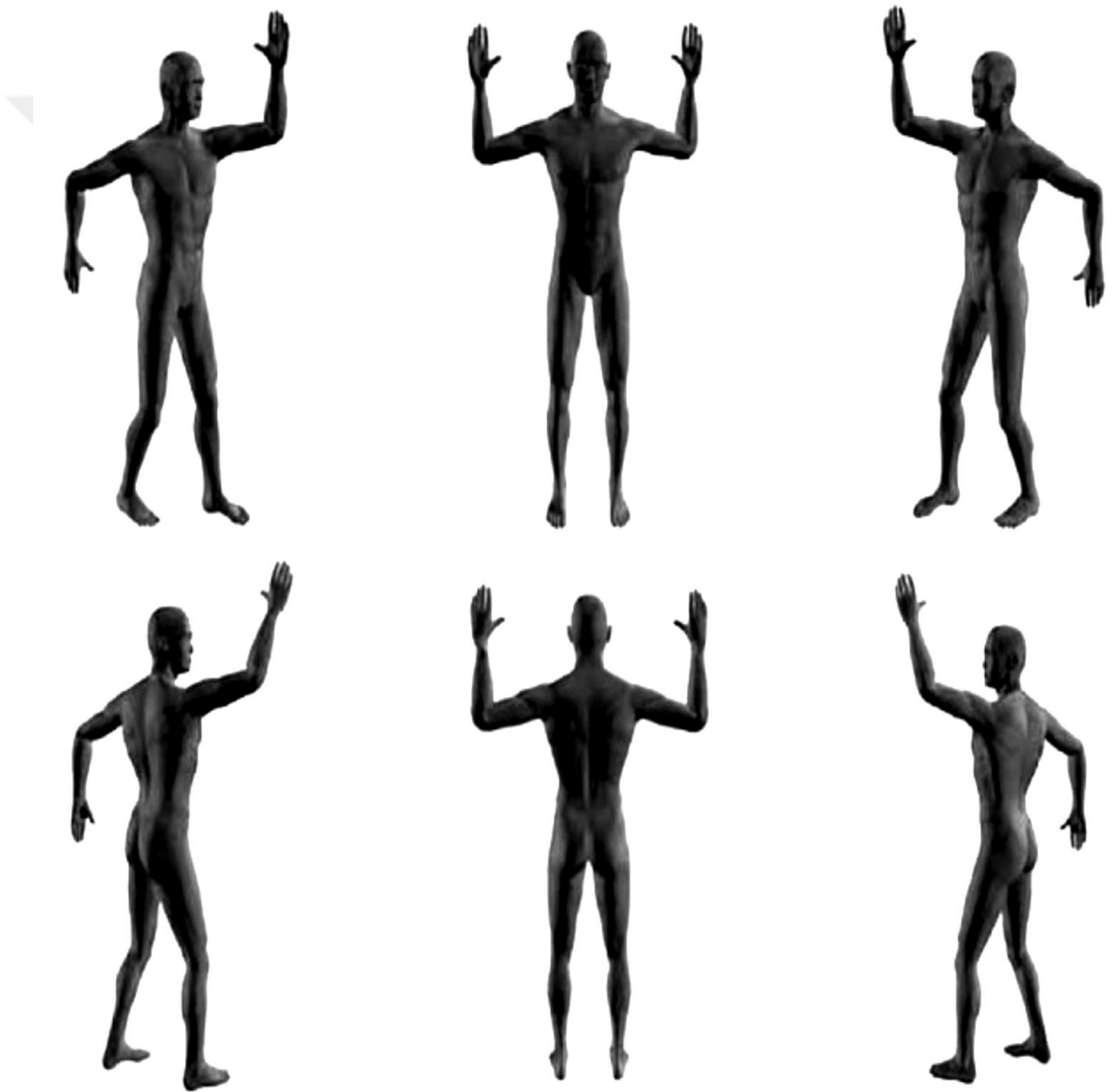


Şekil 2.6. Açılı ışın çifti ile ışınlama.

Alan büyüklüğü, doz hızı, tedavi düzlemi profil düzgünlüğü, radyasyon enerjisi ve penetrasyon koşullarına göre her klinik kendi cihaz ve oda koşullarını göz önünde bulundurarak kullanacağı en uygun TSEI tedavi tekniğini seçmelidir (3).

2.1.4. Stanford Tüm Cilt Elektron Işınlama Tekniği

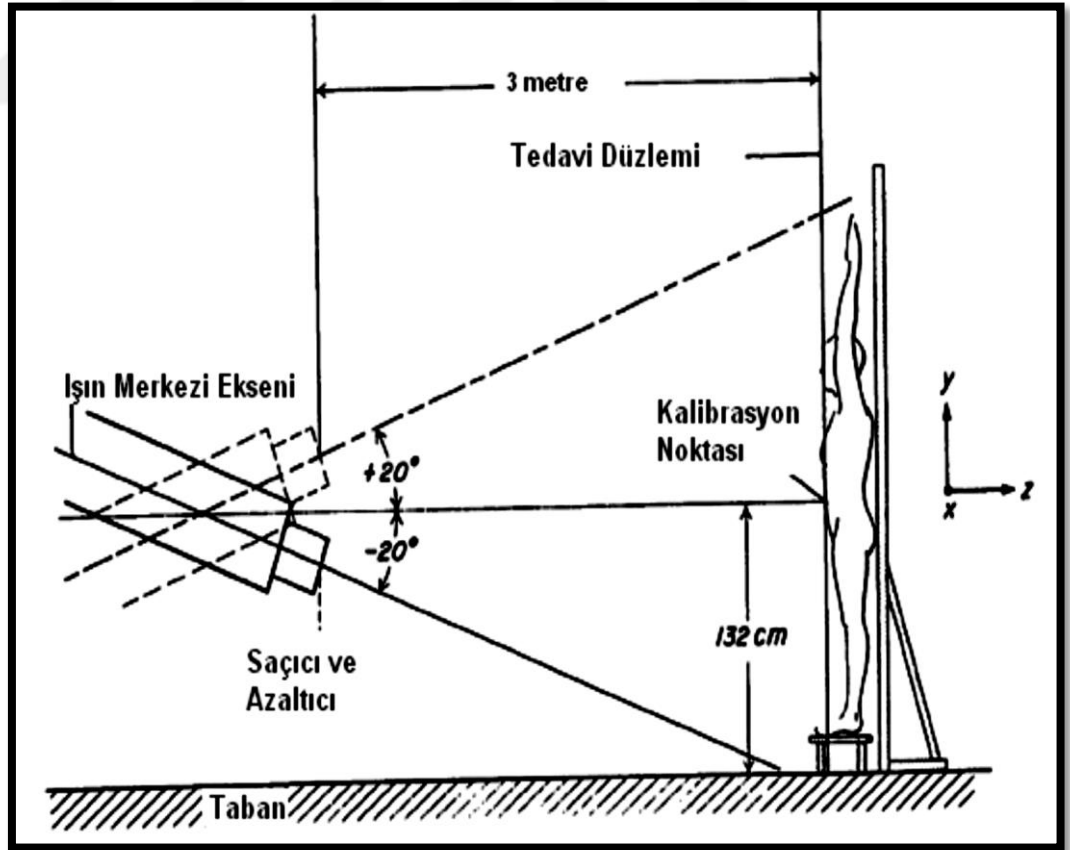
Zaman içerisinde geliştirilen tekniklerden günümüzde en yaygın kullanılanı “Stanford Tekniği” olarak da bilinen “Altı çift Alanlı Işınlama Tekniği”dir. Stanford Tekniği, Karzmark ve arkadaşları tarafından 1970’te uygulanmaya başlanmıştır. Bu teknik, hasta 3 metre mesafede 60° açı farkı olan konumlarda, 3 ön ve 3 arka olmak üzere 6 farklı pozisyonda da uygulanmaktadır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Stanford tüm cilt ışınlama tekniği 6 pozisyon

Stanford tekniği pek çok otorite tarafından kabul görmektedir. Hasta rotasyonunu sağlanması için dönen bir platform kullanılarak yapılan fantom çalışmalarıyla tedavi yüzeyinin büyük bir kısmı üzerinde düzgün doz dağılımını elde edilebildiği gösterilmiştir. Düzgün silindirik bir şekli olmayan insan vücudunun düzgün ışın almayan bölgeleri için ek tedavi alanı uygulamaları gerekebilmektedir (8).

Uygulanan her tedavi pozisyonunda alt ve st olmak üzere iki farklı gantry açısı kullanarak tedavi düzleminde düzgün doz profilinin oluşması sağlanmaktadır (şekil 2.8) (7). Farklı gantri açıları kaynaklı iki alan arasında bir aralık bölgesi meydana gelmektedir. Bu aralık bölgesinde oluşan doz düşüşü bu iki alandan gelen yaklaşık %50'lik doz katkısı ile tamamlanmaktadır. Standart tedavi genellikle $\pm 20^\circ$ gantry açısı ile ve 3 m KCM uygulanmaktadır. Böylece tüm vücut yüzeyi üzerinde homojen doz dağılımını elde edilmektedir (8).



şekil 2.8. Stanford tüm cilt ışınlatma tekniği alan çifti.

ölçümü in-ivo dozimetri sistemleri ile yapılmaktadır. Böylelikle radyoterapi öncesi tanımlanan doz ile ışınlama sırasında ölçülen dozlar karşılaştırılabilmekte ve port filmler gibi çifte kontrollere ek olarak radyoterapinin kalite garantisi çok daha iyi sağlanmış olmaktadır. İyi tasarlanmış bir in-vivo dozimetri sisteminden tedavi süresini uzatmadan tedavinin doğruluğu hakkında bilgi vermesi beklenmektedir (13).

Duyu organları ile fark edilemeyen iyonlaştırıcı radyasyonun ortamdaki varlığı ve şiddeti ancak özel tasarlanmış in-vivo dozimetrlere aracılığıyla ölçülebilmektedir. Radyasyon ölçme tekniklerinin birçoğu radyasyonun içerisinden geçtiği ortamda iyonizasyon meydana getirmesi özelliğini kullanarak tasarlanmıştır. İn-vivo dozimetri ölçümlerinde kullanılması için film dozimetrisi, termolüminesans dozimetri (TLD), iyon odaları, mosfet, yarı iletken diyot dedektörler ve kimyasal dozimetri gibi farklı ölçüm cihazları geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri sistemleri ise iyon odaları, termolüminesans dozimetri ve yarı iletken diyot dedektörlerdir (8).

İN-vivo dozimetri seçimi yapılırken kullanılacak ölçüm sisteminin güvenli, tekrarlanabilir ve kolay kullanılabilir olmasına dikkat edilmelidir. Kullanılacak dedektörlerin doz cevaplarının enerji, doz, doz hızı ve sıcaklık gibi değişkenlerden bağımsız olması istenmektedir. Birçok faktörden bağımsız olarak ölçüm yapabilen TLD en uygun in-vivo dozimetri sistemi olarak kabul edilmektedir. Diyot dedektörler ise ışınlama esnasında gerçek zamanlı soğurulan dozu yüksek hassasiyetle ölçme imkanı sağladıkları için klinik uygulamalarda geniş bir kullanım alanı bulmaktadır (9).

1980'lerden sonra kullanımı artan diyot dedektörler diğer ticari dozimetri sistemlerine göre daha ekonomik, dayanıklı, okuma süresi TLD için gerekli olan okuma süresine kıyasla çok kısa süre olması ve anlık noktasal doz ölçüm sonucu vermesi nedeniyle tercih edilmektedir. İn-vivo dozimetri sistemleri için bu anlık okuma, radyoterapi uygulaması esnasında karşılaşılan hataların giderilmesine olanak vermektedir. Klinik kullanımlar için uygun çeşitli diyot dedektör sistemleri piyasada bulunmaktadır. Diyot dedektörlerden alınan doz sonuçlarının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için kullanıcının yeterli medikal fizik bilgisine sahip olması gereklidir (13).

Radyoterapi uygulamalarında 35 yıldan fazla süredir TLD sistemleri kullanılmaktadır. TLD sistemleri birçok dozimetrik araştırmada geniş kullanım alanı

bulmuştur. Hastanın cildine yerleştirilen in-vivo dozimetri sistemiyle cilt yüzeyinin aldığı doz değerine göre hastaya verilen doz hesaplamaları yapılabilmektedir. Böylece in-vivo giriş dozu ölçümü, hatalı günlük doz, hatalı ışın enerjisiyle tedavi, SSD tekniğine kıyasla SAD tekniği ile planlanan hastalarda olabilecek set up hataları dozimetri sistemleri tarafından kontrol edilebilmektedir. Tedavi cihazının verimi ve kalibrasyonları arasındaki değişiklikler giriş ve çıkış dozu ölçümleri birleştirilerek dozimetrik olarak belirlenebilmektedir. Hasta kalınlığı hesaplamadaki yapılabilecek hataların ve doz ölçüm algoritması veya planlama sistemindeki veri problemleride dahil olmak üzere birçok hatanın tesbitinde in-vivo dozimetri sistemleri kullanılmaktadır. TSEI uygulamalarında, cilt dozu ölçümlerini yapmak, eksik doz alan cilt bölgelerinin belirlemek ve değerlendirmek için in-vivo dozimetri sistemlerinden TLD ve diyot dozimetri sistemleri yaygın olarak kullanılabilmektedir (13).

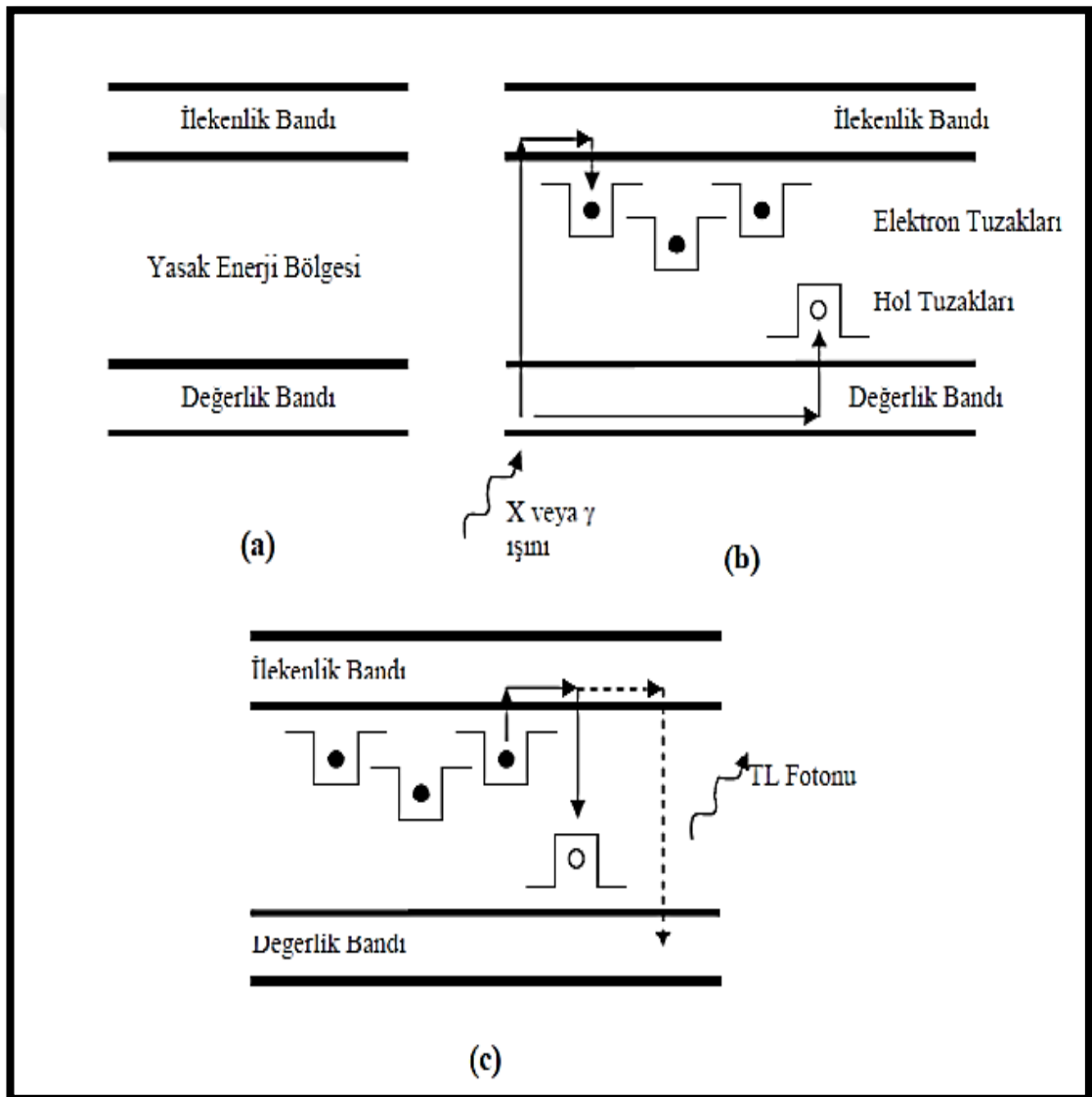
2.2.1. Termolüminesans Dozimetri (TLD)

Termolüminesans özellikteki kristalin maruz kaldığı enerjiyi kristal ısıtıldığında optik radyasyon formunda geri yayınlanması olayına termolüminesans denilmektedir. Son yıllarda TLD'ler güvenilir detektör materyallerinin piyasada kolay bulunabilmesi ve otomatik okuma (readout) sistemlerinin ticari hale gelmesiyle geniş kullanım alanı bulmuşlardır (9).

İn-vivo doz ölçümlerinde, TLD'lerin çok küçük bir hacimde hassas duyarlılıkta ölçüm yapabilmesi ve kablo bağlantısı içermemesi en önemli kullanım avantajlarından biridir. TLD okuması için gerekli olan bekleme süresi dezavantajı, iyi ekipman seçimi ve iyi bir metodolojiyle büyük ölçüde elimine edilebilmektedir. İyon odası ile kıyaslandığında TLD'lerin hassasiyetlerinin daha az olmasına rağmen iyon odasının kullanılmadığı doz aralıklarında kullanılabilmesi yine TLD'lerin önemli avantajlarından biridir. TLD'ler vücut boşluklarına veya doku içine direkt yerleştirilebiliyor olduklarından hasta dozimetrisi için oldukça kullanışlı olmaktadır. Farklı şekil ve boyutta bulunabilen TLD'lerin internal tedavi kaynaklarının etrafında ve build-up bölgesindeki doz dağılımlarının bulunması, personel dozunun bulunması gibi birçok farklı uygulamada kullanım alanı bulunmaktadır (9).

2.2.1.1. TLD Çalışma Prensibi

İyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanan termolüminesans dozimetrleri, belli bir miktar enerji soğurmakta ve ısıtıldıklarında bu enerjiyi termolüminesans ışıma şeklinde geri yayınlamaktadırlar. Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısındaki; valans (değerlik) bandı bağlı konumdaki elektronları, iletkenlik bandı ise kristal örgü içerisinde serbestçe hareket edebilen elektronları içermektedir.



Şekil 2.10. Termolüminesans mekanizması.

Kuantum teorisine göre iletkenlik bandı ile valans band arasında, yasaklanmış olmalarına rağmen kristaldeki yapısal bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların varlığından dolayı oluşan ara enerjili durumları vardır. Bu ara enerjiler elektron veya holler (boşluklar) için tuzak olarak davranırlar.

Radyasyon ile kristalin uyarılmasıyla ara durumlara geçen elektronlar veya holler bu tuzaklar tarafından yakalanırlar. Böylelikle uyarma enerjisinin büyük bir bölümü kristal içerisinde depo edilmiş olmaktadır. Kristal ısıtıldığı zaman, tuzaklanmış durumdaki holler veya elektronlar tuzaklardan çıkarlar. Düşük enerji seviyesine dönerken bulunduğu iki enerji düzeyi arasındaki enerji farkına eşit enerjide ışık fotonu yayınlanır (Şekil-2.10). Bu şekilde kristalden yayımlanan ışık miktarı tuzaklarda yer alan elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Katının soğurduğu radyasyon miktarı, yayınlanan ışığın miktarı ile belirlenmektedir (13).

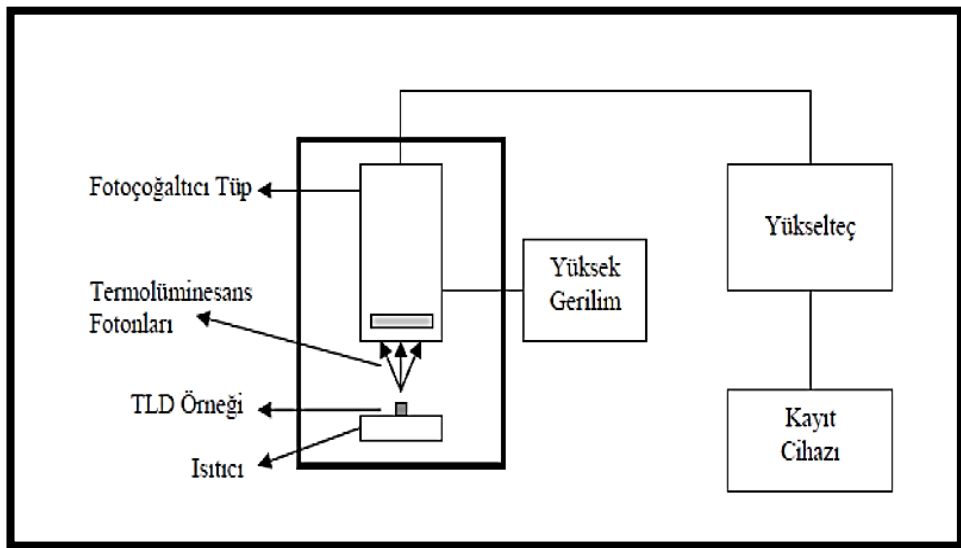
Medikal uygulamalardaki radyasyon dozu ölçümlerinde, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan Lityum florür (LiF) en çok tercih edilen termoluminesans maddedir. LiF'ün etkin atom numarası 8.14 iken dokunun etkin atom numarası 7.42 dir. 1000 R ile 10 mR arasındaki ışınlama dozuna karşılık olan değerleri doğrusaldır. Enerjiye bağımlılığı oldukça düşüktür. 1 MeV ile 30 KeV arasındaki enerji bağımlılığı 1.25'dir. LiF'ün dışında doğada TLD materyali olarak kullanılan Kalsiyum Sülfat, Kalsiyum Florid, Lityum Baret ve Alüminyum Oksit gibi farklı kimyasal malzemeler de bulunmaktadır. Bu fosforlardan her birine ait özgü ışıma eğrileri mevcuttur. Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetritlerin hassasiyetlerinin radyasyonun enerjisinden bağımsız olması beklenmektedir (9).

LiF'ün radyasyon dozimetresi materyali olarak kullanılabilmesinin temel sebeplerinden biri, LiF'ün iyi bir enerji yanıtını olmasıdır. Düşük enerjilerde duyarlılıktaki artışın nedeni 1000 cGy'de ışınlanan LiF (TLD-100) düz bir enerji davranışı gösterirken, düşük enerjilerde duyarlılıklarında önemli bir artış görülmektedir. 25 keV etkin enerjiye sahip fotonlar için fotoelektrik tesir kesiti, havadan daha büyüktür. Bu da enerjinin bu bölgede daha çok soğurulmasına sebep olmaktadır (13).

2.2.1.2. TLD Ölçüm Düzenegi

Çubuk, çip ve toz gibi farklı şekillerde TLD'ler tasarlanmıştır. Bir TLD sistemi kristal dozimetlerin yanısıra TLD fırını ve TLD okuyucusundan meydana gelmektedir (9).

TLD içerisinde soğurulan dozu, ısı şeklinde açığa çıkaran sistem TLD okuyucularıdır. TL salınımını dedekte edebilmek için kullanılan fotoçoğaltıcı tüp (PMT), ısıtıcı ve elektrometre TLD okuyucusunda olması gereken ana parçalarıdır. TLD kristalinin ısıtılmasıyla ortaya çıkan TL fotonları PMT'nin fotokatodunda meydana getirdiği fotoelektrik olayla elektron meydana getirir. Oluşan yeni elektronlar diyotlarda çoğaltılarak tüp anodunda bir voltaj pulsu oluşturmaktadır. Elektron çoğaltıcı olan PMT, katottan salınan her elektron için anotta yaklaşık 1-100 milyon civarında elektron toplanmasını sağlar. Bu çıkış voltaj pulsunun büyüklüğü, katoda çarpan TL foton sayısı ile orantılı olmaktadır. Sistemin iyi çalışması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin kararlı olması gerekmektedir. Böylece yayılan foton PMT aracılığı ile elektrik sinyaline dönüştürülmektedir. Oluşan sinyaller elektrometreden akım veya yük olarak okunabilmektedir. Işıma eğrisindeki piklerin altındaki alan, direkt olarak PMT akımının zaman integrali ile orantılı olmaktadır. TLD okuyucusunun şeması Şekil 2.11'de gösterilmiştir (9, 13).

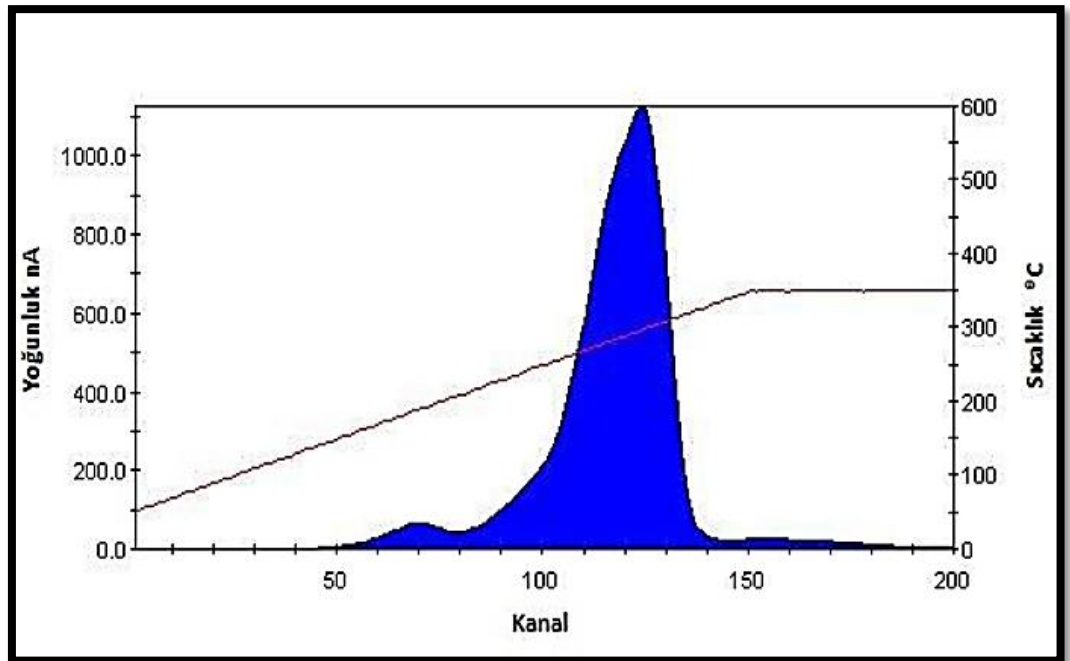


Şekil 2.11. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi.

2.2.1.3. TLD Işıma Eğrisi

TLD, termolüminesans özellik gösteren kristalin ışınlanarak bir miktar enerji soğurması ve ısıtılınca bu enerjiyi optik ışın formunda geri yayınlanması ve bu yayınlanan ışının şiddetinden TLD ışıma eğrisi çizilebilmektedir. Işıma eğrileri, termolüminesans ışıma şiddetinin sıcaklığın veya zamanın bir fonksiyonu olan grafiklerdir. Fosfor maddesi, ışıma eğrisinin piklerinin sayısı, yeri ve şeklini belirlemektedir. Işıma eğrileri altındaki alan, fosforun ısıtıldığı zaman yaydığı toplam ışık miktarıyla orantılıdır. Böylelikle fosforun soğurduğu radyasyon dozu belirlenebilmektedir. Işıma eğrisini elde etmek doğru doz ölçümü yapılabilmesi için oldukça önemlidir (14).

TL ışıma eğrisi ısıtma sıcaklığı ve ısıtma yöntemiyle (lineer ya da izotermal) değişiklik göstermektedir. Işıma eğrisinde, kristal tuzaklarının farklı enerji seviyelerinde bulunmalarından dolayı, bu tuzaklara ait ışıma eğrileri farklı piklerle gösterilmektedir. Ön ısıtma ile düşük kararsız sıcaklık eğrileri yok edilir. Yüksek kararlılık sıcaklık pikleri ise 400 °C'e yüksek sıcaklıklara çıkan okuyucular ile dozimetri okumasında kullanılabilmektedir (15).



Şekil 2.12. Işıma eğrisi.

Işıma eğrinin şeklini etkileyen en önemli parametreler; kristalin türü, büyüklüğü ve şekli, ışınlama hızı, ışınlama düzeyi, kullanılan radyasyonun türü, kristalin fırınlanması, ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve kayıt cihazıdır. İdeal ışıma eğrisinin, oda sıcaklığında kararlı olması ve yüksek bir TL piki göstermesi beklenmektedir (9).

2.2.1.4. TLD'lerin Fırınlanması

Radyasyon hassasiyetini artırmak, bütün tuzakları boşaltmak ve tekrar kullanılabilirlikleri için TLD'lerin fırınlanması gerekmektedir. Radyasyona karşı duyarlılığını artırmak içinde ışınlamadan önce, TL sinyallerini yok etmek için ise ışıma sonrası olmak üzere TLD iki kez fırınlanır. Sıcaklığa bağlı olarak tüm TLD'lerin, termoluminesans özellikleride bazı farklılıklar gösterirler Doz ölçümleri yapılırken, kararsız düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için, TLD ışılandıktan sonra, ve okuma yapılmadan önce fırınlama işlemi yapılır (9). Bu çalışmada okumadan sonra TLD'leri sıfırlamak için 400 °C'de 1 saat, sonrası 100 °C'de 2 saat ışınlama sonrası okuma yapmadan önce kararsız düşük sıcaklık piklerini yok etmek için 100 °C'de 10 dakika fırınlama işlemi uygulanmıştır.

Işıma pikinin yüksekliği fırın sıcaklığının soğuma hızından etkilenmektedir. Hızlı soğutma işlemi uygulaması, istenmeyen düşük sıcaklık piklerinin büyüklüğünü önemli ölçüde artırır. Yavaş soğutma işlemi ise ışıma eğrisinde bulunan bütün piklerin yüksekliğinin, hızlı soğutma durumuna göre daha düşük olmasına neden olacaktır (9).

TLD tarafından, soğurulan birim radyasyon başına yayınlanan ışık miktarına termoluminesans duyarlılık adı verilir. Duyarlılığın kullanılabilir en düşük seviyesi sadece fosfora bağlıdır. TLD materyali fosforunun ideal doz yanıt eğrisi, kullanımı ve kalibrasyonu kolaylaştırmak için doğrusal olması gereklidir (9).

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan in-vivo dozimetri sisteminin radyasyon enerjisinden bağımsız duyarlılıkta olması beklenmektedir. Radyasyon dozimetrisi olarak LiF'ün kullanılmasının temel nedenlerinden biride, iyi bir enerji yanıtının olmasıdır (14).

2.2.1.5. TLD Kalibrasyonu

Üretim ve yapısal özelliklerindeki farklılıklar nedeniyle TLD kristallerinin duyarlılıkları aynı değildir. Her birinin doza verdiği yanıtlarda birbirlerinden farklı olmakta bu nedenle aynı verimde çalışmamaktadırlar. Bu yüzden hassas radyasyon ölçümleri yapılırken duyarlılık farklarını ortadan kaldırmak için element düzeltme katsayısı (ECC) tanımlanmıştır. Element düzeltme katsayısı, aynı anda ışınlanmış TLD'lerin meydana getirdiği ortalama yük miktarının, her bir TLD'nin yük miktarına oranı ile belirlenmektedir. ECC, TLD'den ölçülen yük değerini ortalama yük değerine yaklaştıran karakteristik bir katsayıdır. ECC katsayıları ile çarpılarak düzeltilen okuma değerlerinin, kalibrasyon sırasında kullanılan radyasyon miktarına oranı ise okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) olarak tanımlanır. Okuyucu kalibrasyon faktörü, birim ışınlama miktarı başına yük miktarını ifade etmektedir. Bu tanımlanan katsayılar belirlenerek her bir TLD'nin çalışma verimi hesaplanmakta ve doza verdiği yanıt belirlenmektedir (8).

TLD okumalarının en önemli kısmı kalibrasyon işlemidir. Birim doz başına, dozimetrenin duyarlılığı birim doz için TL şiddetiyle, okuyucu hassasiyeti ise PMT tarafından birim ışık başına üretilen yük miktarı ile ölçülür. Kalibre edilmemiş sistemlerde bu iki hassasiyet de bilinmemektedir. TLD kalibrasyonunda ilk adım okuyucunun duyarlılığının bulunmasıdır. Bu işlemde kullanılacak tüm TLD'ler iki gruba ayırarak yapılır. İlk grup (toplam sayının %1–2) sadece okuyucu kalibre etmek amacıyla kalibrasyon dozimetlerinden oluşturulur. Diğer grup ise gerçek doz ölçümlerinde kullanılacak olan alan TLD'lerden oluşur (toplam sayının %98–99). Aşağıdaki denklemle RCF faktörü elde edilir:

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{L}$$

Denklemdeki $\langle Q \rangle$ kalibrasyon dozimetriden belli miktarda L radyasyona maruz kaldığında ölçülen ortalama yük miktarıdır. L parametresi istenilen birimde seçilebilir. Kullanılan tüm TLD materyalleri aynı hassasiyette üretilmiş olamayacağı için, hepsi için tek tek ECC bulunur:

$$X_i = \frac{CC_i}{RCF} Q_i$$

ECC denkleminden yararlanarak kalibre edilmiş i. TLD'nin okuması bulunabilir ve i. elemanın ham okuması Q_i olacaktır.

Bilinmeyen dozun ölçümü yapılmadan önce TLD'lerin kalibre edilmesi gereklidir. TLD materyalinin duyarlılıkları eski radyasyon ölçümlerinden ve ısıtım uygulamalarından etkilenmektedir. Bu etkileri yok etmek için uygun şartlarda TLD materyali ısıtım işlemine tabi tutulmaktadır. LiF için ısıtım işlem koşulu ışınlama öncesi 1 saat 400°C'de ve ardından 2 saat 100°C'de bekletilmektedir. Işınlama sonrasında düşük sıcaklık pikleri 100°C'de 10 dakika ısıtım işlem uygulanarak ortadan kaldırılmaktadır. Düşük sıcaklık pikleri yok edilmesinin nedeni ışınlamadan sonra ana dozimetrik pik daha kararlı hale gelmesi ve diğer piklere göre bu piklerin büyüklüğünün daha hızlı azalmasıdır (9).

Kalibrasyon işlemi aynı TLD okuyucunda aynı radyasyonla ve hemen hemen aynı doz seviyelerinde yapılması gereklidir. Dozimetrimin kullanıldığı zaman içinde, TLD üzerinde depolanan radyasyon enerjisinin bir miktarı çeşitli sebeplerle kaybolabilmektedir. Sönümlenme denilen bu olay TLD'ler için olumsuz bir durum oluşturmaktadır. Genelde, LiF:Mg,Ti için ışınlama olduktan aylar sonra bile dozimetrik pikin sönümlenmesi %1-2'yi geçmemektedir (9).

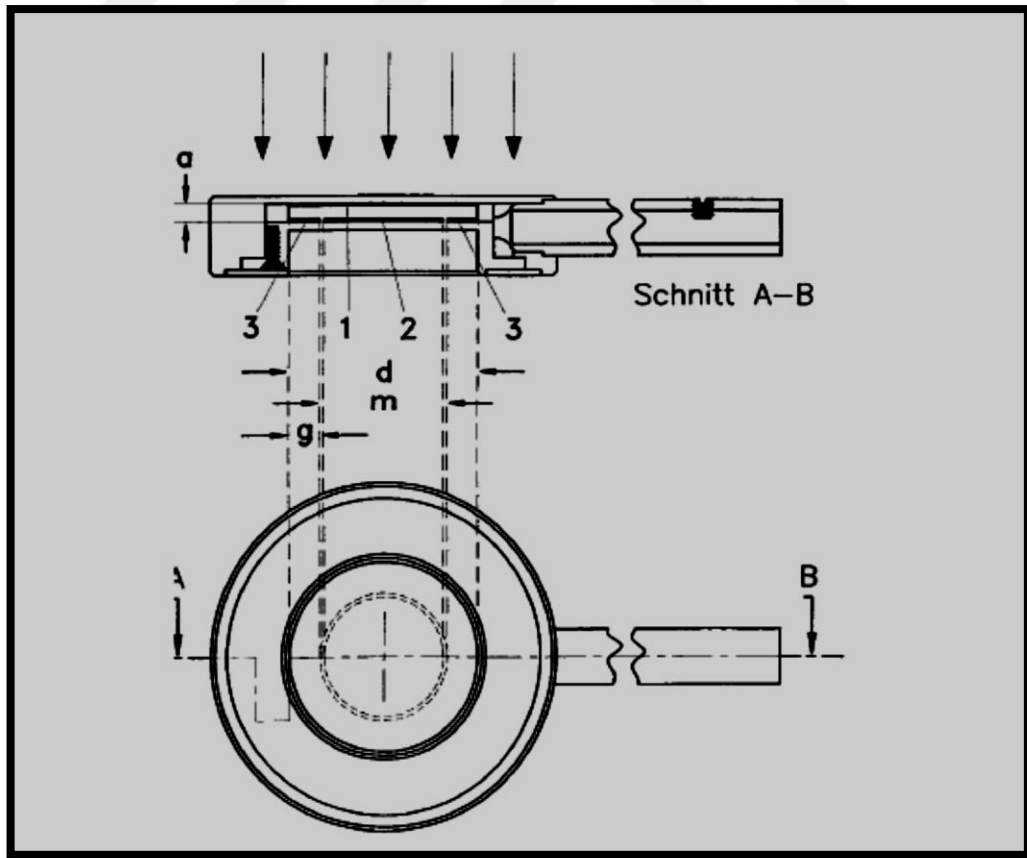
TLD malzemenin ısıtım eğrisinde, oda sıcaklığından 400 °C'ye kadar minimum 10 ısıtım piki vardır. Dozimetri çalışmalarında kullanılan pik, 5 ana ısıtım piki olarak isimlendirilir ve 205 °C civarında 10 Ks⁻¹ ısıtım hızıyla meydana çıkmaktadır.

Her ışınlama uygulamasında her seferinde yeni kalibrasyon TLD'lerinin birlikte ışınlanması gerekmektedir. Kalibrasyon zamanı ile detektörlerin kullanımı arasında geçen zaman ne kadar az olursa o kadar az hata payı meydana gelmektedir. Klinik kullanımlarında TLD'leri termoluminesans yanıtını etkileyebilecek her parametre için düzeltme faktörleri gerekmektedir (16).

2.2.2. Paralel Plan İyon Odası

Radyoterapi uygulamalarında, radyasyon dozunu belirlemek için ihtiyaca uygun çeşitli boyutlarda ve şekillerde iyon odaları kullanılmaktadır. Referans ışınlama şartlarında doz belirleme işlemi ışınlama kalibrasyonu olarak adlandırılabilir (7, 9).

Paralel plan iyon odalarının penceresi radyasyon kaynağını görecektir şekilde tasarlanmıştır (Şekil 2.13). Dairesel bir silindir ve disk şeklinde düz bir yüzey, hava hacmi giriş penceresini oluşturmaktadır. Giriş penceresinin dışı elektrot biçiminde, içi ise elektriksel iletken meydana gelmektedir. İç elektrot, giriş penceresi karşısındaki iletken dairesel disklerdir. Hassas hacim, dış ve iç elektrotlar arasında elektriksel kuvvet çizgilerinin geçtiği toplam hava hacminin bir bölümüdür. Gövde içerisinden çıkan kablolar giriş penceresine paralel konumdadır. Kutuplaşma potansiyeli dış elektrodta uygulanır ve iç elektrot üzerinde gelen sinyal alınır. İç ve dış elektrotlar arasında iç elektrottaki potansiyeli sağlayan üçüncü bir elektrot mevcuttur. Eğer paralel plan iyon odası korunmuşsa, iç elektrottun etrafında üçüncü elektrot tarafından bir halka olarak hava hacmi oluşacaktır. Paralel plan iyon odası elektron radyasyonu ölçümleri için: giriş penceresinin kalınlığı 1 mm veya daha küçük, iç ve dış elektrot arasındaki uzaklık 2 mm veya daha küçük ve iç toplama elektrot çapı 20 mm veya daha küçük olacak şekilde tasarlanmaktadır (9).

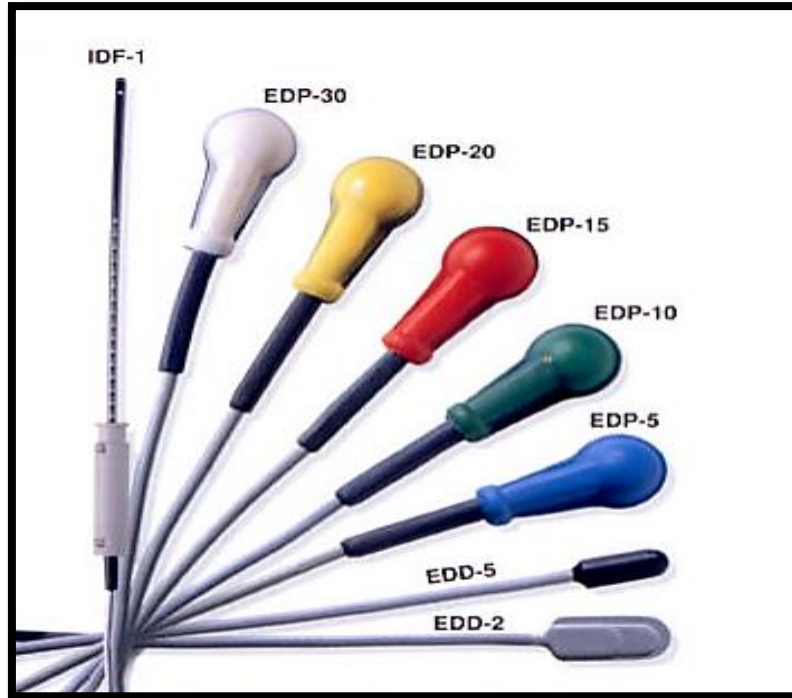


Şekil 2.13. Paralel plan iyon odası şekli.

2.2.3. Diyot Dozimetri

1980'lerden günümüze dozimetrik amaçlar için kullanılan yarı iletken diyotların kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Diyot dedektörler küçük hacimli, uzaysal çözünürlüğü iyi, eş zamanlı tepki veren yüksek bir duyarlılıkta ve ticari olarak diğer dozimetre sistemlerine göre nispeten daha ucuz ve daha dayanıklıdır. Radyoterapi uygulamalarında diyotları rutin kullanımına başlamadan önce bazı kalibrasyon işlemlerinin yapılması, tedavi parametrelerine göre ölçümler alınarak kullanıma hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Diyotların açısı, enerji, alan boyutu, sıcaklık, build-up materyali ve KCM gibi parametrelere bağımlılıkları vardır. Ayrıca diyotların zamanla hassasiyetleri azalacağı için bu kalibrasyon işlemlerinin periyodik olarak tekrarlanması gerekmektedir (12).

Birçok diyot sistemi klinik kullanımlar için hazır bir şekilde ticari olarak piyasada bulunmaktadır. Diyotlarda elde edilen dozların sonuçlarının doğru bir şekilde analiz edilmesi için kullanıcıların yeterli medikal fizik bilgisine ve tecrübesine sahip olması gerekmektedir (13).



Resim 2.1. Scanditronix EDP diyotlar.

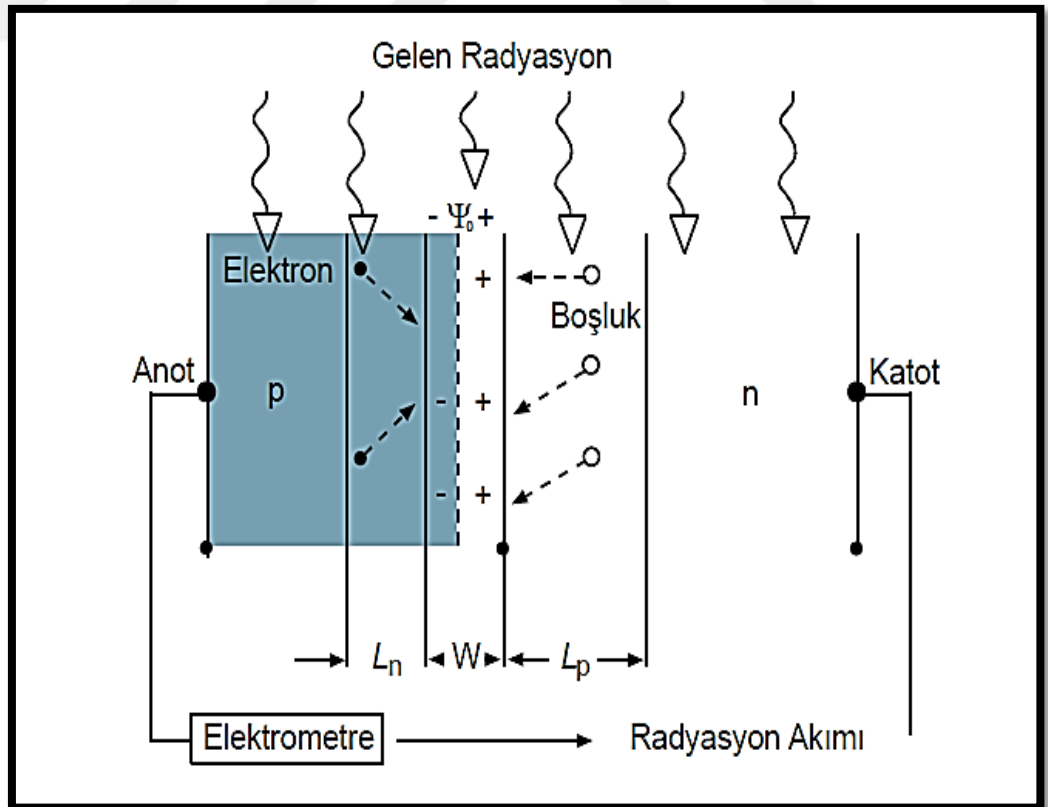
2.2.3.1. Diyotun Yapısı ve Çalışma Prensibi

Diyot dedektörlerin temeli yarı iletken silikon teknolojisine yani pn eklemine dayanmaktadır. Bu dedektörler, enerji bantlarına düzenli bir şekilde sıralanmış elektronlara sahip, kristal bir madde olan silikondan oluşmaktadır. N-tipi silikonlarda penta valent (5 valens) elektronuna sahip elementler (fosfor) eklenerek safsızlık meydana getirilmektedir. Bu safsızlıklar “donör” denilmektedir. Her bir donör, silikona bir serbest elektron katkısında sağlamaktadır. Bu nedenle n-tipi silikonlarda temel taşıyıcılar elektronlardır. Ayrıca n tipi silikonlarda çoğunluk taşıyıcılar elektronlar, azınlık taşıyıcılar ise deliklerdir. P-tipi silikonlarda ise three valent (3 valens) elektronuna sahip elementler (boron) eklenerek safsızlık oluşturulmaktadır. Bu safsızlıklara ise “akseptör (kabul edici)” denilmektedir. Her akseptör bir elektron yakalayarak ortamda “boşluklar” yani pozitif yük taşıyıcıları oluşmasını sağlamaktadırlar. Bu boşluklar da p-tipi yarı iletkenlerde temel yük taşıyıcılarıdır. Her akseptör bir elektron olarak kabul edilir. Silikon’da pozitif yük taşıyıcının eşdeğeri, hareket eden deliklerdir. P tipi silikonlarda çoğunluk taşıyıcıları deliklerken azınlık taşıyıcıları elektronlardır (13).

N-tipi silikon sınırı akseptör ile katkılanarak, n-tipi bir diyot oluşturulmaktadır. Aynı şekilde, p-tipi silikon sınırı donör ile katkılanarak p-tipi bir diyot oluşturulmaktadır. Her iki tip diyot dedektörü de ticari olarak mevcuttur. Safsızlık eklenmeleri ile her iki durumda düzlemsel olarak p ve n-tipi silikonların doğrudan etkileşimde oldukları bölgeler meydana getirilmektedir. Her iki tipin temel taşıyıcıları karşı tipin silikonuna geçmektedir. Bu yük geçişleriyle iki bölge arasında dengede olan bir elektrik alan meydana gelmektedir. Bu bölge pn eklemi olarak adlandırılmaktadır. İn-vivo dozimetre sistemi olarak kullanılan diyotlar için bu bölgenin genişliği birkaç mikrondan az olmaktadır. Bu bölgede oluşan potansiyel fark 1 volt kadardır. Dolayısıyla bölgede meydana gelen elektriksel alan 103 V/cm civarlarında yüksek bir değer almaktadır. Harici bir besleme gerilimi uygulanarak, meydana gelen bu elektrik alan yüklerin toplanması sağlanmaktadır (13).

Radyasyon ölçümünde, detektöre radyasyonun temasıyla elektron ve boşluklar (holl) meydana gelir. Toplanan yük miktarı radyasyonun enerjisiyle orantılı olmaktadır. Yarı iletken malzemeler kullanılarak yapılan radyasyon dedektörlerinin en büyük

avantajı radyasyon maruziyeti ilgili bilgi taşıyıcılarının çok sayıda oluşmasıdır. Dedektöre çarpan radyasyon bilgi taşıyıcıları olarak adlandırılan delik çiftlerinin oluşmasına neden olur. Yarı iletkenlen geçerken parçacıklar elektron delik çiftleri meydana getirirler. Bu olay nedeniyle toplanan yük miktarı, yarı iletken üzerindeki enerji kaybıyla ilgilidir. Doz hızıyla değişimlere sebep olan üretici-rekombinasyon merkezleri ile yük taşıyıcıları etkileşimlidir. Elektron ve delikler, düşük doz hızlarında birleşirler ve bazı hızlarda merkezlerden dışarıya fırlatılırlar. Doz hızı arttığındaysa merkez, elektronlar veya boşluklar tarafından doymaya başlar. Taşıyıcılar artık daha uzak noktalara hareket edebilmektedirler. Taşıyıcıların aldığı yolda, dedektörün artan duyarlılığının etkisiyle artmaktadır. İyon odası ile birlikte konumlandırılan dedektörün, radyasyon kaynağından farklı uzaklıklarda doz hızı ile değişimi belirlenebilir. Uzaklık ile oluşan rölatif değişimler iyon odası hatasız şekilde belirlenebilir. Diyota gelen iyonlaştırıcı radyasyon diyot boyunca ilerlerken elektron-boşluk çiftleri meydana getirmektedir. Aşağıdaki şekil 2.14. diyot üzerinde iyonlaştırıcı radyasyonun etki mekanizmasını göstermektedir.



şekil 2.14. İyonlaştırıcı radyasyonun diyot üzerindeki etki mekanizması.

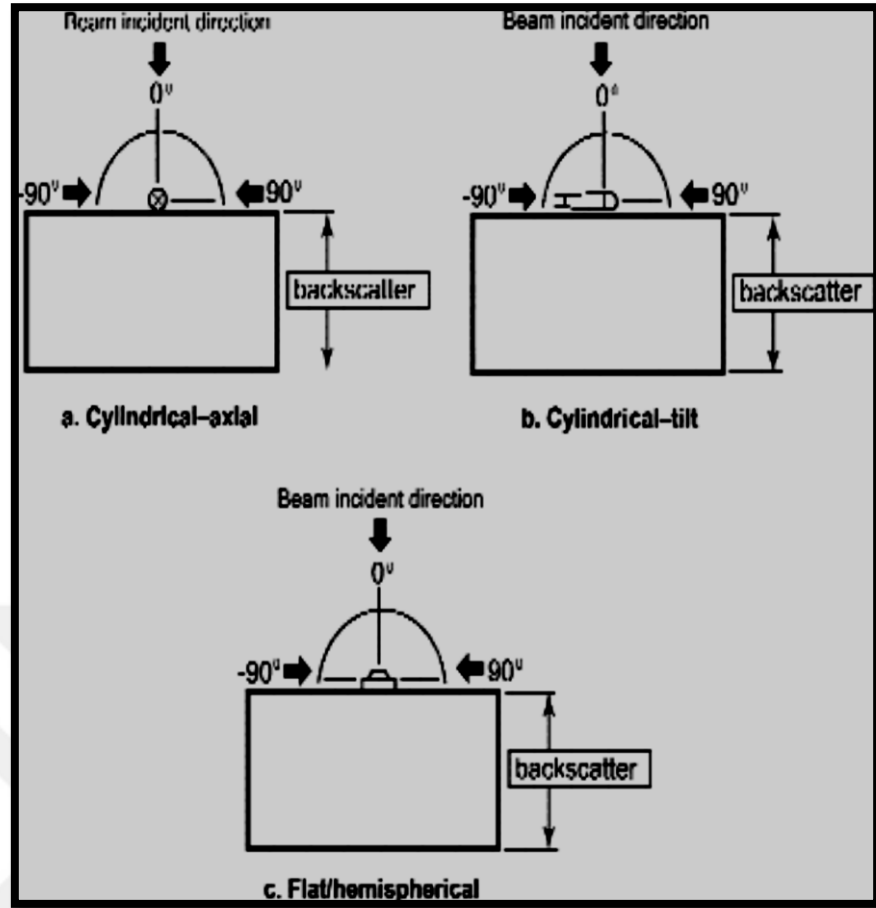
Elektrometreyle yüksek potansiyel olan bölgeye gelen yükler ölçülmektedir. Elektrometrenin bağlı olduğu bilgisayar sistemi tarafından gelen radyasyon dozuyla ilgili bilgiler ölçülmektedir (12).

2.2.3.2. Diyetun Şekli ve Açısal Bağlılığı

Fantom yüzeyine veya hasta cildine konumlandırılan diyetun her MU ölçümü, radyasyonun gelme açısıyla ilgili olarak diyetun yönelimine bağlıdır. Bu açısal cevap, kısmen detektör yapılanması tarafından oluşmaktadır. Kısmi olarak da fantomdan veya hastadan yayılan yansıyan saçılmalarında etkisinden bahsedilebilir. Üretici firmalar genelde radyasyon açısı ile etkili duyarlılıkta (her MU için diyet okuma değeri) değişim değerlerini belirtirler (17).

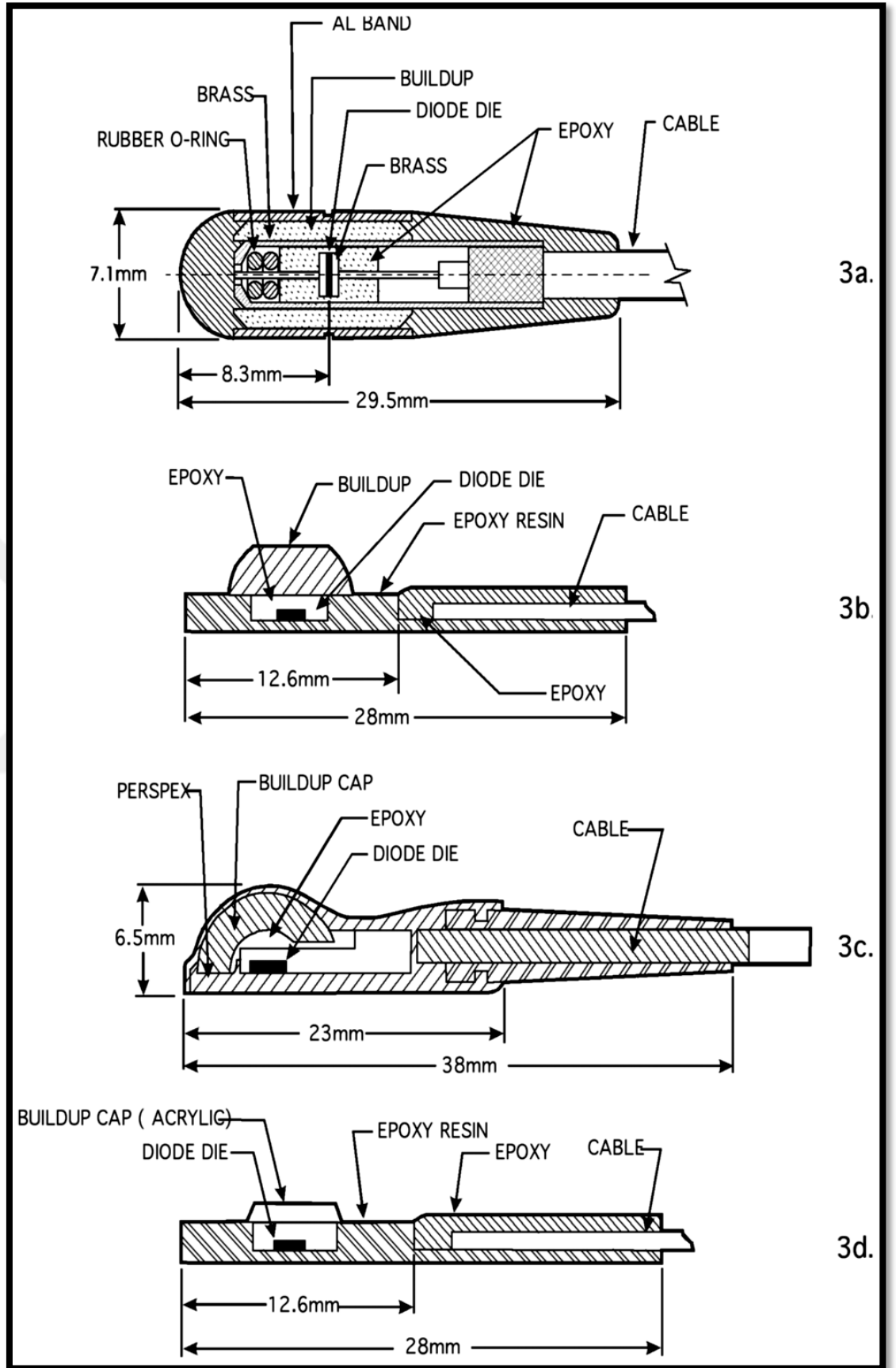
Bazı klinik durumlar için her bir diyet tipinin avantajlı olduğu durumlar vardır. Şekil 2.15’da silindirik ve düz/yarıküresel diyet dedektörlerin açısal bağlılıkları gösterilmektedir. Dozimetrenin silindirik kısmı olabildiğince radyasyonun aksine paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Böylece azalım yüzeyi radyasyon aksisine hemen hemen paralel olmaktadır. Radyasyon aksisinin aksiyal yönde $\pm 70^\circ$ ’den daha az olduğu açılarda, silindirik dedektörler $<2\%$ etkili hassasiyet değişimiyle, kısmen küçük açısal bir bağlılık değerleri vardır (13).

Temel açısal bağlılık, şekil 2.15 (b)’de olduğu gibi radyasyon aksisi ile silindirik detektörün arasındaki “eğim” açısıyla belirlenmektedir. Bu yüzden, göğüs tanjantları benzeri oblik foton radyasyonlarında dikkatlice yerleştirilmiş silindirik diyetlerin kullanımı daha uygundur. Silindirik bir diyetun en uygun konumu için, diyet aksisi (a) sıfır eğik açı (b) ile radyasyon dik olarak düşmelidir. Düz/yarıküresel bir diyetun en uygun yerleşimi için (c), diyet yüzeyi radyasyon aksisine dik konumda olmalıdır, $\pm 40^\circ$ fazla radyasyon açıları için $\%5$ den daha fazla bağlılık vardır. Çıkış doz değerlendirmeleri için bu tür detektörleri kullanırken, düz taraf (desteksiz) fantom ya da hasta yüzeyine karşı yerleştirilmelidir. Özellikle büyük açı değerlerinde elektron diyetunun açısal bağlılığı foton diyetundan oldukça farklı olabilir (17).



Sekil 2.15. Diyot dedektörlerinin açısal bağımlılığı

Şekil 2.16 3(b-d)'deki diyot dedektörler yarıkürsel ve konik simetrilere sahiptirler. Zar şeklindeki dedektörün devamında iletim kablosu olacak şekilde tasarlanmışlardır. Zarın bir tarafı, ince, düz, temelde koruyucu ile kaplıyken, diğer tarafı yarıkürsel bir destek ile kaplıdır. Detektörün düz tarafı hasta cildine gelecek şekilde, radyasyonun merkez aksisine ise zar yüzeyi gelecek şekilde konumlandırmıştır. Temel açısal bağımlık radyasyon aksisi ve zarın normal hat arasındaki açıdan belirlenir. Bu tip detektörlerin kısmi olarak güçlü açısal bağımlılıkları vardır (13).



Sekil 2.16. Farklı tipte üretilen diyot dedektörler.

2.2.3.3. Diyotun Enerji Bağılılığı

Birim MU başına radyasyon yükü absorpsiyonu gönderilen radyasyonun enerjisine bağılılığı, in vivo dozimetresi olarak kullanılan diyotların tasarımında önemli bir parametredir. Foton ve elektron ışınları için enerji bağımlılığında, silikonun durdurma faktörü gücü ve kütle emilim katsayısı, her biri ayrı ayrı katkısı vardır. Buna rağmen, enerji bağılılığının büyük kısmı koruma yuvasına, elektrot desteğine ve build up materyallerinin özelliklerine bağlıdır. Bazı ticari diyotlarda, enerjiye olan bağımlılığı en aza indirmek yüksek atom numarasına sahip materyaller kullanılmaktadır (13).

İn vivo foton ışını dozimetresi için, piyasada farklı enerji aralıklarında çalışan farklı dedektörler bulunmaktadır. Bu diyotlar build up bileşimi ve kalınlığına, fiziksel boyut ve yöne bağımlılığına kadar (d_{max}) ilgili enerji aralıkları için build up bölgesinin derinliği hesaba katılarak tasarlanmışlardır. 12-6 MV foton ışınları kullanım için tasarlanan diyotlarda build up materyali ile durdurulamayan elektron kontaminasyonunun doza etkisi vardır. Bu yüzden 18 MV fotonlarla yapılan ışınlamalarda bu diyotlar birim MU başına daha yüksek doz yanıtına sebep olmaktadır. Eğer bu diyot dedektörler 18 MV enerjili fotonlarda kullanılırlarsa elektron kontaminasyonu 12-6 MV dedektörlerde güçlü SSD ve alan boyutu bağımlılığı göstermesine neden olurlar. Diğer taraftan, 25 ve 15 MV fotonlar için tasarlanan bir detektörün güç kaybı 6 MV ışınında etkili duyarlılığını azaltabilir. Eğer 25-15 MV detektör için kullanılan Ta veya W gibi destek materyali yüksek atom numaralı ise fark daha fazla olabilir.

Elektron ışınları için geliştirilen in vivo diyot dozimetresi için tasarlanan minimal build up kepli tek diyot modeli, tüm klinik enerji aralıklarını kapsamaktadır (17).

2.2.3.4. Diyotun Alan Boyutuna Bağılılığı

İn vivo diyot dozimetresinde fotonlarda, artan alan boyutu ile giriş dozları birim MU başına okuma değerleri de artmaktadır. Büyük alanlarda ($40 \times 40\text{cm}^2$), kolimatör saçılma faktörü (S_c), fantom saçılma faktörü (S_p) gibi artan alan boyutuna

etki eden toplam dağılım gibi parametrelerle diyotun alan boyut bağıllığının, iyon odası ölçümünden %5 daha fazla değer aldığı gözlemlenmiştir (17).

Farklı ticari diyot dedektörlerinde, diyotların alan-boyut bağıllığı arasında farklılıklar olabilmektedir. Yeterli build up kalınlığına sahip olmayan dedektörlerde, yetersiz derecede zayıf destek nedeniyle elektron kirliliği artmaktadır. Diyot dedektörün alan boyutuna bağımlılığı çalışmalarında, diyot fantomun yüzeyine, iyon odası ise fantomun içine yerleştirilmektedir. Bu nedenle diyot ve iyon odası dozimetresi farklı radyasyon etkisine maruz kalmaktadır. Giriş dozları ölçümünde olduğu gibi, çıkış dozu ölçümünde diyot dedektörün alan boyutuna bağımlılığının bilinmesini gerekmektedir (17).

2.2.3.5. Build-up Materyalini Önemi

İn-vivo diyot dozimetrisinin ışınlamaya yanıtında build up cap çok büyük bir etkisiye sahiptir. Diyotlar, klinik kullanımlarda uygun olması için belli enerji aralıklarına göre tasarlanmasıyla düzeltme faktörlerine duyulan ihtiyaç azalmaktadır.

Düşük enerjili diyot dedektörleri, yüksek enerjili radyasyonlarda kullanımı büyük sorunlara sebep olmaktadır. Yüksek enerjili radyasyonlarda, düşük enerjili diyot kullanımı elektron kontaminasyonun etkisini arttıran bir soruna sebep olmaktadır. Düşük enerjili radyasyonlarda, yüksek enerjili diyotları kullanımı ise derinlerde doz gölgelenmelerinin oluşumuna neden olmaktadır. Genelde düşük enerjileri build up cap filtrelemektedir. Bir enerjiden daha fazla yada belirlenen bir enerji aralığında, foton diyotu in vivo dozimetresi olarak kullanılacaksa düzeltme faktörlerinin hepsinin kalibrasyon ölçüm ve değerlendirmesi klinikte kullanılan her enerji için yapılması gerekmektedir. Kullanılan foton enerji aralığı için d_{max} toplam build up cap kalınlığından küçük ise oldukça dikkatli olmak gereklidir. Diyot dedektörlerde önerilen build up kalınlığının kullanılacak olan enerjinin d_{max} 'ı kadar olmasıdır. Dedektörün stabilitesini build up korumalar artırmaktadır (13).

2.2.3.6. Diyotun Kalibrasyonu

Hasta yüzeyinden radyasyon hüzmelerinin girişinden belirli bir mesafede $D_{giriş}$ noktası tanımlanmıştır. Bu nokta "maksimum build-up derinliği" olan d_{max} 'a eşit kabul edilmektedir. Diyot dedektörü, demetin kalitesine ve geometrisine göre maksimum doz derinliğindeki dozu ölçmek için hastanın cilt yüzeyine yerleştirilerek giriş dozu kalibrasyonu yapılmalıdır. Kalibrasyon aşamalarında, önce kalibrasyon faktörü (F_{kal}) hesaplanmalıdır. Diyot dedektörleri kullanılacakları enerji aralıklarına ve kalitesine göre kalibre edilmesi önerilmektedir. Toplam dozun, diyot sinyalinde yaratacağı etki nedeniyle kalibrasyon işlemi belli zaman aralıkları ile tekrarlanmalıdır. Bu süre aralıkları genel olarak bir ay ile bir hafta arasında değişiklik gösterebilmektedir (18).

Giriş dozu kalibrasyon faktörü $F_{giriş}$, referans alınan şartlara uygun build-up caple birlikte giriş yüzeyinde hastanın cildine konumlandırılmış diyotun $R_{sc,giriş}$ sinyaliyle birlikte $D_{giriş}$ giriş dozunu vermek üzere çarpılmasıyla elde edilir. Aşağıdaki denklem ile giriş dozu kalibrasyon faktörü hesaplanır :

$$F_{giriş} = D_{giriş} / R_{sc,giriş}$$

Klinik uygulamalarda giriş dozu değeri, diyot ölçümlerinden faydalanarak diyot okuması, düzeltme faktörü ve kalibrasyon faktörünün çarpımıyla hesaplanır (18).

$$D_{giriş} = R_{giriş,diyot} F_{kal} \Pi C F_i$$

$$F_{kal} = (D_{iyon\ odası} / R_{diyot})_{referans\ şartlarda}$$

2.2.3.7. Tüm Cilt Elektronik Işınlamalarında Diyot Dozimetrinin Kullanımı

TSEI vücudun büyük bir bölgesinin kapsayan yüzeyel lezyonların tedavisinde kullanılır. Tedavinin amacı verilen radyasyon dozunun diyotta ölçülen dozla kıyaslanması ve tüm cilt yüzeyine homojen bir doz dağılımının sağlanmasıdır. İn vivo diyot dozimetri ile cilt dozunun homojenliğini belirlemede kullanılır. TSEI'da maksimum doz cilt yüzeyinde elde edildiği için, kullanılan in vivo diyot dozimetrenin build up materyalinin minimum olması gerekmektedir.

6 MeV elektron enerjisine sahip ışının, havadaki saçılmalar ve tedavi mesafesinin uzun olması nedeniyle bu ışının enerjisinin cilt yüzeyinde 1.5'ten 2.5 MeV'e kadar azaldığı görülmektedir. Ancak HDRE modu olan linaklarda 5 MeV'in altına düşmemektedir. Bu yüzden diyotların TSEI tedavileri öncesi kaynak cilt mesafesi ve alan büyüklüğü parametrelerinin kalibrasyonunun yapılması gerekmektedir. Kalibrasyon işlemi, TSEI tedavisi düzeneğinin şartlarında yapılır. Hem diyot hemde paralel plan iyon odası linactan aynı MU maruz kalır. Kalibrasyon tek bir yatay alan kullanılarak gerçekleştirilebilir. Alanın merkezindeki yüzeyel doz/MU oranı kalibre edilmiş paralel plan iyon odası kullanılarak belirlenir. Doz/MU verilen enerjinin dmax'undaki doz hızıdır. Sonrasında diyotlar fantomun alan merkezindeki giriş yüzeyine bağlanır ve MU olarak verilen M radyasyonu, diyottan R değeri olarak okunur. Diyot kalibrasyon faktörü;

$$F_{cal, TSEI} = M \left[\frac{\frac{D}{MU}}{R} \right]$$

Bir elektron diyotunun açısal bağımlılığı özellikle geniş açılarda olmak üzere bir foton diyotununkinden oldukça farklıdır. Elektron diyot dozimetrelerinin açısal bağımlılığı zayıftır. AAPM'nin 87 numaralı raporuna göre, ölçümlerde çoklu diyot girişi olan çok kanallı elektrometreler tercih edilmelidir. Diyotlar kalibre edildikten sonra aşağıda verilen denklem ile hasta üzerinde soğurulan doz hesaplanır.

$$Doz/Fr = R.Fcal$$

Doz/ Fr, dozun fraksiyona oranıdır. Fcal ise kalibrasyon faktörüdür. Diyotlar fantom yüzeyinde 4 farklı bölgeye yerleştirilir ve her bir diyottan alınan 3 farklı ölçümün ortalaması alınarak ölçümler elde edilir (17).

Kullanılan elektrometrelerin elektron radyasyonuna karşı gerekli kalınlıkta korumaları olmasına rağmen elektron radyasyonu alanının dışında tutulması gerekmektedir. Genellikle ihmal edilmesine rağmen, sistemi monitöre bağlayan kablolarının radyasyondan etkilenmesi kontrol edilmelidir. Paralel plan iyon odası

kullanılarak yapılan her tedaviden önce çıkış verilerinin kalite kontrolü yapılmalıdır. Hasta yüzeyinde farklı noktalara yerleştirilen diyotlar ile verilen dozun soğurulan miktarı ve homojenitesi kontrol edilir. Skalp, perinel bölge ve koltuktaki bölgeleri genellikle verilen dozdan daha az doz alırlar. Bu bölgelerdeki in vivo doz ölçümleri ek tedavinin gereklilik ve boyutunun belirlenmesinde kullanılır. Genel olarak el ve ayaklara verilen dozlar çok yüksektir. Çünkü bu bölgeler hem incedir hemde 6 farklı yönde doz alır. Dozu azaltmak için bu bölgelerde koruyucu aparatlar ve bolus kullanılır (17).

2.2.4 Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu (HDRE)

TSEI tedavilerinde, yaygın olarak 6 MeV elektron enerjisi ve nadiren 9 MeV elektron enerjisi için dizayn edilmiş yüksek doz hızlı elektron modu (HDRE high-dose rate electrons) kullanılmaktadır. 6 MeV elektron enerjili olan mod HDRE-1, 9 MeV elektron enerjili olan ise HDRE-2 modu olarak adlandırılmıştır. Standart elektron ışını eşmerkezde 400 MU/dk maksimum doz hızıyla çıkarken, HDRE ışını ise eşmerkezde 2500 MU/dk bir doz hızına ulaşabilmektedir. 9 ve 6 MeV'lik iki enerji içinde aynı saçıcı foil kullanılır. Kolimatör 40x40 cm² açılarak pozisyon verilmektedir. Kendine ait bir elektron aplikatörü bulunan HDRE modunda standart elektron ışınının aksine, HDRE elektron ışını özel bir anahtarla aktifleştirilir (8).

Standart elektron ışınlamalarında, havadaki moleküllerle çarpışan elektronlar çarpışma sonucunda x-ışını kontaminasyonu meydana getirmektedir. KCM 3 metreden daha uzun olduğu uygulamalarda x-ışını kontaminasyonun büyük oranda arttığı literatür çalışmaları ile gösterilmiştir. HDRE modu elektron ışınları 3 metre KCM'de diğer ışınlamalara kıyasla çok daha az x-ışını kontaminasyonu meydana getirmektedir (9).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu yüksek lisans tez çalışması Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Eylül 2015 - Mayıs 2016 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Lineer Hızlandırıcı

Bu tez çalışması, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan, 6-15 MV foton ve 6-9-12-15-18 MeV elektron enerjilerine sahip Elekta marka, Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılarak yapılmıştır (Resim 3.1.).



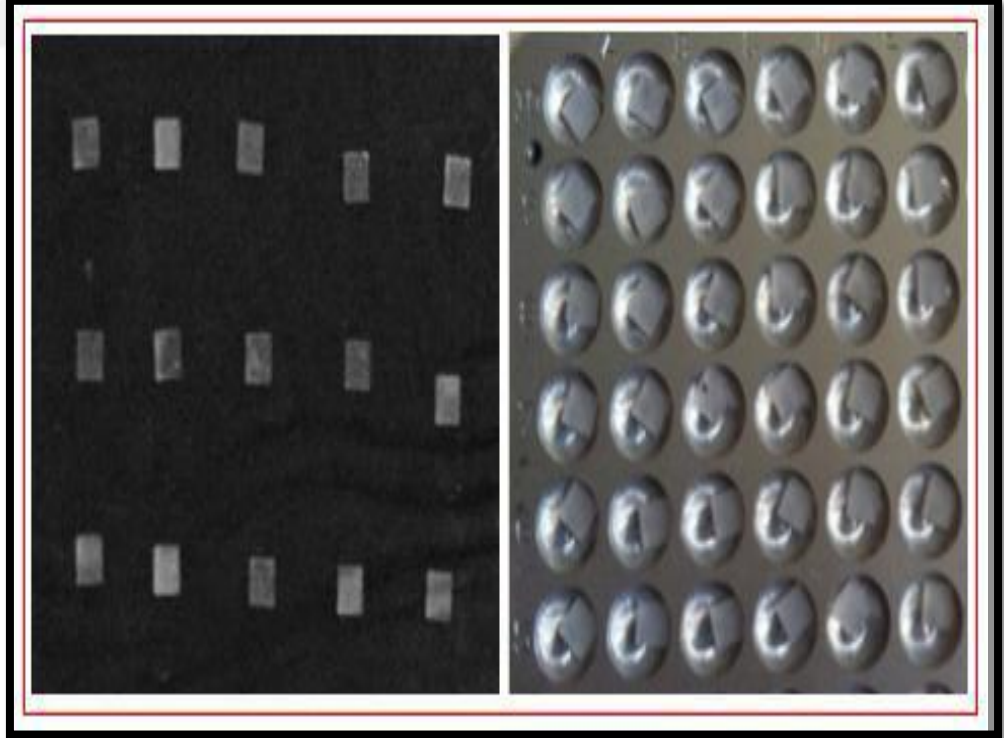
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı.

Çalışmadaki ölçümler öncesi cihazın dozimetrik ve mekanik kalibrasyonu yapıldı. Tüm cilt elektron enerjisi tedavisi HDRE-1 tedavi modunda 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak tüm dozimetrik ölçümler yapıldı.

3.1.2. Dozimetri Sistemleri

3.1.2.1. TL Dozimetri Sistemi

Bu tez çalışmasında kullanılan TLD'ler lityum florürden oluşan, ebatları $18 \times 18 \times 0.35 \text{ mm}^3$, yoğunluğu 2.64 gr/cm^3 ve foton etkin atom numarası 8.2 olan “Harshaw TLD-100” marka dozimetridir. Kimyasal olarak kararlıdır ve ana ışıma piki sıcaklığı $190\text{--}210^\circ\text{C}$ arasında değişmektedir. Optik ışıma piki ise 400 nm 'dir. $1 \text{ }\mu\text{Gy}$ - 10 Gy arasında değişen soğurulan doz aralığına sahiptir.



Resim 3.2. LiF Chip TLD-100

Çalışmada, kullanılan TLD'lerin bir sonraki ölçüm için sıfırlanması işlemi 65 dakikada maksimum 11000 °C sıcaklığa çıkabilen “Protherm Kamara” marka “PLF110/6” model fırın kullanılarak yapıldı. Fırında uygulanan tüm kontrol sistemleri digital ve orantılı integral türetme (PID) niteliklidir. PID sistemi, sıcaklıkla ilgili ayarlamalar yapar ve cihazdaki enerji kaybını, ayarlanan sıcaklık ve gerçek sıcaklık arasındaki farkı sürekli olarak hesaplayarak sıcaklık sapmalarını minimuma indirmeye ya da ortadan kaldırmaya çalışmaktadır. Çalışma esnasında 100° ve 400° sıcaklıklar kullanıldı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Protherm Kamara marka PLF110/6 model fırın.

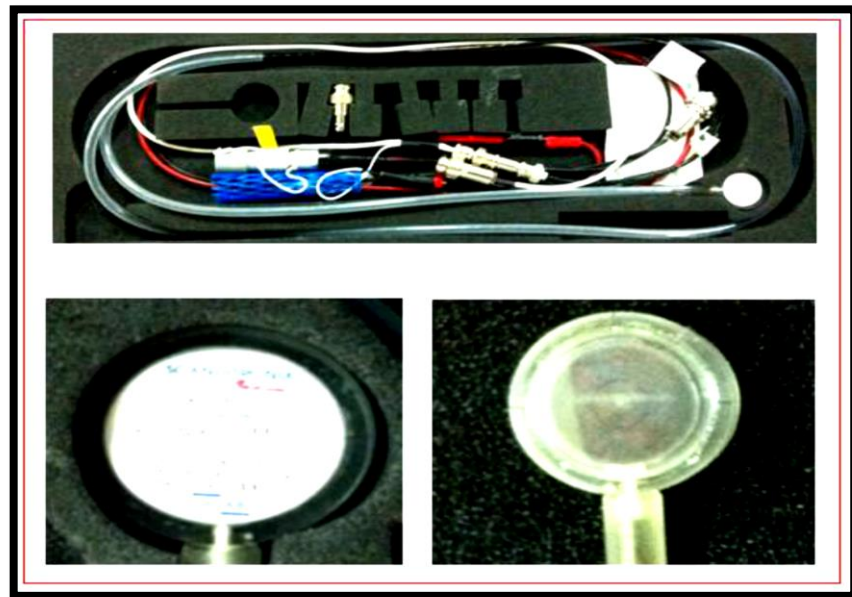
Çalışmada kullanılan TLD'lerin okuması Harshaw 5500 TLD okuyucusu ve TLD'lere özgü olan Winrems programıyla yapıldı (Resim 3.4). Harshaw 5500 okuyucusu aynı anda 50 adet TLD'yi tek tek okuyabilme özelliğine sahiptir. Winrems programı ise okuyucudan aldığı sinyalleri işleyerek TLD'lere ait doz değerleri ve ısıma eğrilerini analiz ederek hafızasında saklamaktadır.



Resim 3.4. Harshaw 5500 TLD okuyucu ve bilgisayar sistemi.

3.1.2.2. Paralel Plan İyon Odası

Radyoterapi uygulamalarında radyasyon dozunu ölçmede iyon odaları kullanılmaktadır. Kullanım amacına göre iyon odaları farklı hacim ve şekillerde tasarlanırlar. Bu çalışmada elektron radyasyonu ölçümleri için uygun olan Wellhöfer Scanditronix model NACP-02 tipi paralel plan iyon odası kullanıldı.



Resim 3.5. Çalışmada kullanılan iyon odası.

3.1.2.3. Diyot Dozimetri Sistemi

Bu çalışmada, Scanditronix Wellhöfer marka in-vivo diyot dozimetri sistemi kullanıldı. Bu dozimetri sistemindeki foton ve elektronlar dedektörler için farklı enerji değerleri çeşitli renklerle kodlanmıştır. Çalışmada elektron radyasyonu için tasarlanmış EDP5-3G kodlu 2 adet mavi renkli diyot kullanıldı. Sistemde ayrıca 12 kanallı elektrometre ve Scanditronix Direct Patient Dosemeter (DPP-12pc) programıyla gerçek zamanlı olarak alınan ölçümler analiz edildi. Diyot dedektörler, polyester malzeme olarak bilinen 'FDA' ile kaplıdır. Diyot ile elektrometre arasındaki bağlantı, düşük gürültülü koaksiyel kablolarla yapılmaktadır. Böylece diyot dedektörlerin gerçek zamanlı cevap süresi doğruluğu artmış olmakla birlikte daha dayanıklı ve hassas hale gelmiş olurlar. Hızlı cevap avantajı ve geniş sinyal aralığının yanında diyot dedektörler basamak doz dağılım alanlarındaki rölatif ölçümler ve elektron radyasyon alanlarında rölatif soğurulan doz için idealdir. Diyot dedektörlerle alınan ölçümleri Analog Digital Units (ADU) birimindedir.



Resim 3.6. Scanditronix Wellhöfer marka diyot dozimetri sistemi.

3.1.2.4. Elektrometre

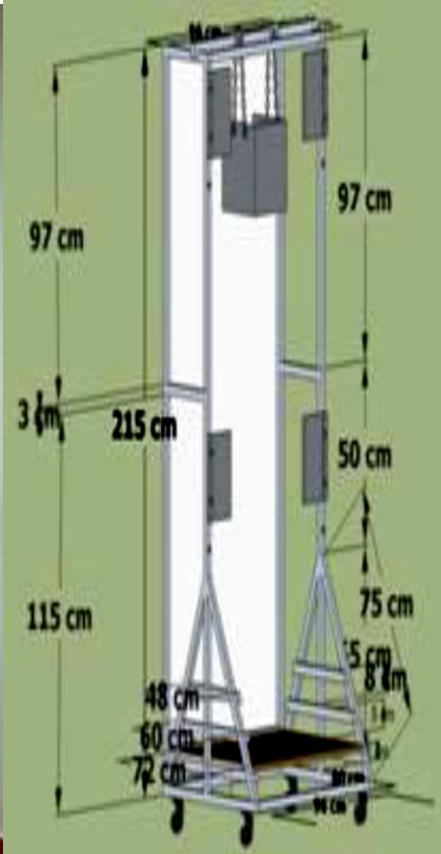
Çalışmada, paralel plan iyon odasıyla yapılan absorbe doz ölçüleri alabilmek için “Scanditronix Wellhöfer” marka Dose-1 tipi elektrometre kullanılmıştır. Bu elektrometre portatif, tek kanallı ve yüksek duyarlıklıdır ($\pm 0,2\%$).



Resim 3.7. Scanditronix Wellhöfer marka Dose-1 elektrometre.

3.1.3. Hasta Tedavi Platformu

Hasta tedavi platformu Resim 3.8. görüldüğü gibi x-ışını saçılmalarını engellemek için düşük atom numaralı olan alüminyumdan yapılmıştır. Platformun boyu 215 cm, eni 96 cm ve derinliği 80 cm olup bir hastanın rahat bir şekilde konumlanabileceği şekilde tasarlanmıştır. Platformun hastanın boyuna göre ayarlanabilmesi için platformun alt kısmında 3 adet basamak vardır. Farklı hasta boyları için zemin tabakası uygun basamağa yerleştirilerek yükseklik ayarı yapılabilmektedir. Platformun üst kısmında asılı konumda kafa koruması ve 6 farklı pozisyon için ayarlanabilir yan kolonlara monte kurşun el korumaları bulunmaktadır. Platformun arka yüzeyinde hastalığın derinliğine göre enerjinin azaltılması istenildiğinde kullanılmak üzere azaltıcı (degrader) bulunmaktadır. Bu azaltıcı tabaka tedavi cihazıyla hasta arasına konulmakta ve elektron enerjisini azaltarak daha derine

**Resim 3.8.** Hasta platformu.

3.1.4. Antropomorfik İnsan Fantomu

Antropomorfik insan fantomları, fiziksel olarak insan vücuduyla uyumlu ve insan doku eşdeğerine sahiptirler. Radyoterapide, klinik dozimetride antropomorfik fantomlar kullanılmaktadır. Bütün dünyadaki sayısı yaklaşık olarak 10.000 civarında olan Alderson Rando marka fantomlar, yaygın olarak 30 yıldan fazla süredir dozimetrik ölçümlerde kullanılmaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız Alderson Rando Fantom 4752'in (Resim 3.10.) insan dokusu ile birebir uyumludur. Bu fantom 73,5 kg ağırlığında ve 175 cm uzunluğunda olan bir erkek bedeni model alınarak yapılmış, kol ve bacakları bulunmamaktadır. Akciğerler bölgesi yoğunluğu $0,30 \text{ g/cm}^3$ yoğunluktaki sentetik köpükten yapılmıştır. Yumuşak doku materyali yoğunluk ve soğurma karakteristikleri insan vücudu ile aynıdır. Antropomorfik fantom, Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu'nun raporunun (ICRU Rapor No:44) şartlarına uygundur. Antropomorfik fantom, 35 tane yatay kesitten oluşmuş ve her kesitin kalınlıkları 2,5 cm olacak şekilde tasarlanmıştır. Her yatay kesit parçasının içinde TLD yerleştirmeye uygun tıpa ile kapalı küçük boşluklara vardır. Bu küçük boşluklar, yoğunluğu $0,99 \text{ g/cm}^3$ olan katı "miks D tıkaç" ile kapatılmıştır.



Resim 3.9. Alderson Rando Fantom 475.

3.2. Yöntem

3.2.1. Doz Profili Ölçümü

2,5 cm kalınlığında, 200 cm boyunda ve 5 cm eninde bir pleksiglas levhanın üzerine belirli aralıklarla ölçeklendirme yapıldı. Levhanın tam orta noktası orjin kabul edildi. Orjinden yukarısı +100 cm'ye kadar, aşağısı ise -100 cm'ye kadar eşit mesafeli bölümlere ayrılıp işaretlendi. Pleksiglas levhanın üzerindeki işaretli her noktaya yarı iletken diyot yerleştirilip “diyot profil” ölçümü alındı. Aynı noktalara 3'er TLD yerleştirilerek “TLD profil” ölçümü yapıldı. Bu ölçümlerde TLD'lerin üzerine 5 mm kalınlığında başka bir pleksiglas yerleştirilirken diyodun kendi build-up kalınlığı olduğundan pleksiglas kullanılmadı. Işınlamalar gantri 90 ± 19 açılarında TLD ve diyot dedektörler kullanılarak 200 cm'lik profiller elde edildi. Bu işlem sonucunda $\pm 8\%$ dikey profil düzgünlüğü amaçlandı.



Resim 3.10. TLD ve diyot dedektör ile doz profil ölçümü.

3.2.2. Diyot Kalibrasyonu

Diyotların kalibre edilebilmesi için TSEI koşullarında MU başına cGy değerinin bulunması gerekmektedir. Paralel plan iyon odası kalibrasyonu için; HDRE aplikatörü, 40 x 40 cm² alan ve gantri 90° ayarlanarak KCM:310 cm'de maksimum doz derinliğinde (d:1,3 cm) ışın merkezine paralel plan iyon odası yerleştirildi (Resim 3.11). Scanditronix Welhöfer marka Dose 1 elektrometre ve NACP-02 paralel plan iyon odası ile TRS277 no'lu doz kalibrasyon protokolü kullanılarak MU başına düşen cGy değeri bulundu.



Resim 3.11. Paralel plan iyon odası kalibrasyonu.

TSEI'da kullanılan tedavi açıları, KCM ve alan boyutu sabit olduğundan yarı iletken diyotların kalibrasyonunun TSEI koşulları altında yapılması ekstra düzeltme faktörlerine gereksinimi ortadan kaldırmaktadır. Bu yüzden kullanılacak iki adet diyot dedektörün kalibrasyonu TSEI referans koşullarında yapıldı. Diyotların her birini 12 kanallı elektrometrenin birer kanalına takılarak Scanditronix Direct Patient Dosemeter (DPD-12 pc) programı ile bağlantısı sağlandı. Her elektrometreye ait elektrometre kanalı kaydedilerek kalibrasyondan sonraki doz ölçümlerinde hep aynı kanala bağlanması sağlandı. KCM:310 cm ve G:90 derecede TSEI alan boyutu kullanılarak katı fantom, diyotlar ve paralel plan iyon odasından oluşan kalibrasyon ışınlama kurulumu yapıldı (Şekil 2.17). İyon odası ve diyotların birbirinin alacağı radyasyonu

3.2.3. TLD Kalibrasyonu

Çalışmada TLD kalibrasyonun ilk aşaması olan hassas grubu belirlemek için 130 adet LiF TLD-100 çip'leri kullanıldı. TLD'lerin duyarlılığının arttırılması için; 6 MeV elektronlar kullanılarak 1 Gy ışınladı, ardından 1 saat 400 °C ve 2 saat 100°C fırınlanarak yükleri boşaltıldı ve bu işlemin 5 kez tekrarlanmasının ardından durarlılığı artmış olan TLD'lerin kalibrasyonuna başlandı.

130 TLD çipi 6 MeV ile 100 cGy verilerek ışınladı. TLD'ler ışınlama işleminden sonra 10 dakika 100° C fırınlandı. Harshaw 5500 TLD okuyucusunda 130 TLD'nin yük okuması yapıldı. Bu TLD grubunda duyarlılıkları $\pm \%1$ olan 9 adet TLD RCF değerinin belirlenmesi için seçildi. Geriye kalan TLD'lerden duyarlılıkları $\pm \%5$ içinde olan 65 adet TLD ise ECC katsayılarının belirlenmesi ve ölçümlerde kullanılmak üzere seçildi. Bu işlemler sonucunda RCF ve ECC değerlerinin belirlenmesi için ayrılmış TLD'ler 1 saat 400° C ve 2 saat 100° C fırınlanarak boşaltıldı. Her iki gruba 100 cGy doz verilerek ışınladı ve 10 dakika 100° C fırınlanıp TLD'ler okunma için hazır hale getirildi. Winrems programında RCF grubu için ayrılmış 9 adet TLD'nin yük miktarları okunarak RCF değerleri hesaplandı. ECC grubu için ayrılmış 65 adet TLD'nin dozu okunarak ECC değerleri elde edilip kaydedildi. Her bir TLD'nin ECC değeri farklı olduğundan kodlanarak numaralandırıldı ve ölçümlerde kullanılmak üzere naylon poşetlerle paketleni (Resim 3.13.).



Resim 3.13. Kodlanarak poşetlenmiş TLD'ler.

3.2.4. İnsan Fantomu İn-vivo Doz Ölçümü

Çalışmada kliniğimizde uygulanmakta olan KCM:310cm, gantri 90 ± 19 açılırları kullanılarak 6 farklı tedavi pozisyonu için toplam 12 alan Stanford Tüm Cilt Işınlama Tekniği uygulanmıştır. Bu 12 alanlı ışınlama “tam tedavi” olarak adlandırıldı. İnsan fantom üzerinde 17 nokta belirlenerek bu noktaların aldığı cilt dozları değerlendirilmiştir (Tablo 3.1).

Ölçüm noktası	Ölçüm Bölgesi
1	Baş Ucu
2	Göz Üzeri
3	Kaş Arası
4	Yanak
5	Kulak Arkası
6	Omuz
7	Sternum
8	Koltuk Altı
9	Sağ Supra
10	Meme Altı
11	Umlikus
12	Yan Abdominal Duvar
13	Perineum
14	Baldır içi
15	Skapula
16	Bel Arka
17	Sakrum

Tablo 3.1. İnsan fantom üzerinde belirlenen ölçüm noktaları.

3.2.4.1 Diyot Doz Ölçümleri

İnsan fantomu üzerinde TLD ölçümlerinin yapıldığı aynı 17 noktaya diyot dedektör yerleştirilerek ölçümler alınmıştır (Resim 3.14). Kalibrasyon noktası olarak fantomunun umblikus noktası baz alınarak ışınlama kurulumu yapıldı.

Diyot ölçümleri; insan fantomuna tam tedavi uygulanacak şekilde $90 \pm 19^\circ$ gantri açıları ve fantomun kendi ekseninde 60° lik açılarla döndürülerek 55 MU/alan ile ışınlanarak yapıldı. Ölçümler üç kez tekrarlandı ve her ölçüm noktasının ortalama diyot cilt dozları belirlendi.



Resim 3.14. Diyot dedektör ile doz ölçümü.

3.2.4.2. TLD Doz Ölçümleri

İnsan fantomu üzerinde belirlenen 17 cilt noktasına paketlenmiş 3'er TLD yerleştirildi (Resim 3.15). Kalibrasyon noktası olarak fantomunun umblikus noktası baz alınarak ışınlama kurulumu yapıldı. İnsan fantomuna tam tedavi uygulanacak şekilde $90 \pm 19^\circ$ gantri açılarında ve fantomun kendi eksenini etrafında 60° 'lik açılarla döndürülerek 55 MU/alan ile ışınlanarak yapıldı. Ölçümler üç kez tekrarlandı ve her ölçüm noktasının ortalama TLD cilt dozları belirlendi.



Resim 3.15. TLD ile doz ölçümü.

4. BULGULAR

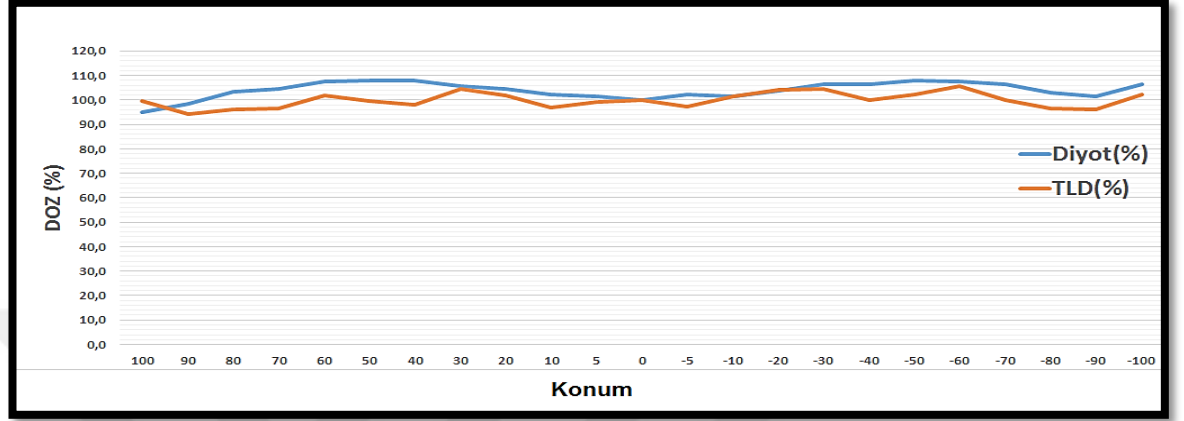
4.1. Doz Profili Ölçümü

TLD ve yarı iletken diyot dedektörlerle yapılan doz profil ölçümleri ile kliniğimizde Stanford Tekniği kullanılarak uygulanmakta olan TSEI'larında kullanılan $90\pm 19^\circ$ tedavi açıları kontrol edildi. Kalibrasyon noktası olan umblikus noktası dozu referans doz olarak kabul edildi (%100). Bu durumda $90\pm 19^\circ$ tedavi açısı profillerinin doz düzgünlüğü $\pm 7,9$ 'u geçmediği ve ± 8 'lik doz profili düzgünlüğü kriterini sağladığı görüldü (Tablo 4.1).

	Konum (cm)	Diyot Doz (%)	TLD Doz (%)	
	100	94,9	99,6	
	90	98,6	94,3	
	80	103,3	96	
	70	104,7	96,7	
	60	107,5	102	
	50	107,9	99,5	
	40	107,9	98,1	
	30	105,6	104,6	
	20	104,7	102	
	10	102,3	96,9	
	5	101,4	99,3	
	0	100,0	100	
	-5	102,3	97,4	
	-10	101,4	101,6	
	-20	103,7	104	
	-30	106,5	104,7	
	-40	106,5	100,1	
	-50	107,9	102,2	
	-60	107,5	105,5	
	-70	106,5	99,9	
	-80	102,8	96,4	
	-90	101,4	96	
	-100	106,5	102,2	
	Ortalama	103,99	99,96	
	Minimum Doz (%)	Maksimum Doz (%)	Ortalama Doz (%)	Standart Sapma
Diyot	94,90	107,90	103,99	3,40
TLD	94,30	105,50	99,96	3,15

Tablo 4.1. Gantri açısı $90\pm 19^\circ$ için doz profil verileri.

Stanford Tekniği için dikey profil ışınlamasından elde ettiğimiz en düzgün profile sahip açı olan $90 \pm 19^\circ$ için 310 cm KCM’de TLD ve diyot dedektörlerle alınan profil ölçüm değerleri kullanılarak oluşturulan grafik aşağıda gösterilmektedir.



Grafik 4.1. TLD ve diyot dedektör doz profil grafiği

4.2. Diyot Doz Kalibrasyonu Ölçümleri

Diyot kalibrasyonu için elde edilen paralel plan iyon odası doz okumaları ve MU başına cGy değeri aşağıda gösterilmektedir (Tablo 4.2). Paralel plan iyon odası ile elde edilen bu dozlar diyot dedektörlerin kalibrasyonu için kullanılmıştır.

Paralel plan iyon Odası Kalibrasyon Ölçümü		
	Okuma(cGy)	cGy/MU
1. Ölçüm	42,82	
2. Ölçüm	42,41	
3. Ölçüm	42,26	
Ortalama	42,50	0,772666667
HDRE	Gantry: 90	Genel Ortalama(55mu):cGy
KCM : 310 cm	55 MU	
	dmax: 1.3 cm	42,49666667

Tablo 4.2. Paralel plan iyon odası kalibrasyon ölçüm verileri.

Diyot kalibrasyonu; paralel plan iyon odası doz ölçümlerinde kullanılan 55 MU/Alan ile her diyodun ölçülen ortalama ADU (Analog Digital Units) değeri ve diyodun kalibrasyon faktörü (f_{cal}) belirlenerek yapıldı. Bu veriler aşağıdaki Tablo 4.3. gösterilmektedir.

EDP5-3G 4222 Elektron Diyotu		
Fcal(cGy)	Diode Okuma (ADU)	
0,126787943	416,67	
	416,67	
	416,68	
ADU(ort)sinyal	416,67	
	Dark current(ADU)	Faktor(ADU/cGy)
	-1,54	9,8048

EDP5-3G 4223 Elektron Diyotu		
Fcal(cGy)	Diode Okuma (ADU)	
0,120277757	438,8	
	438,8	
	440,1	
ADU(ort)sinyal	439,23	
	Dark current(ADU)	Faktor(ADU/cGy)
	-1,54	10,3356

Tablo 4.3. 4222 ve 4223 kodlu diyotların kalibrasyon verileri.

4.4. İnsan Fantomu İn-vivo Doz Ölçümleri

Stanford tekniği kullanılarak her bir alan için 55 MU doz verildi ve toplam 12 alan ile tam tedavi uygulandı. İnsan fantomu üzerinde belirlenen 17 farklı cilt noktasında tam tedavi uygulanarak TLD ve diyot detektör doz ölçümleri yapıldı. Ortalama cilt dozları TLD ve diyot dedektör için sırasıyla; 119 ve 118 cGy olarak bulundu. Belirlenen 17 noktadan TLD ve diyot detektörlerle alınan ölçümler kıyaslandı ve tedavi dozu olan 120 cGy yakınlıkları incelendi (Tablo 4.4.).

55 MU/alan		TLD	Diyot	120 cGy den fark				TLD-diyot	
No	Ölçüm Bölgesi			TLD (cGy)	TLD %	Diyot(cGy)	Diyot %	Fark (cGy)	Fark %
1	Baş Ucu	130,2	124	10,2	8,5	4	3,3	6,2	4,8
2	Göz Üzeri	146,6	140,6	26,6	22,2	20,6	17,2	6	4,1
3	Kaş Arası	119,3	122,7	-0,7	-0,6	2,7	2,3	-3,4	-2,8
4	Yanak	135,3	140,1	15,3	12,8	20,1	16,8	-4,8	-3,5
5	Kulak Arkası SAĞ	157,6	155,1	37,6	31,3	35,1	29,3	2,5	1,6
6	Omuz	96,8	91,6	-23,2	-19,3	-28,4	-23,7	5,2	5,4
7	Sternum	123,4	123,5	3,4	2,8	3,5	2,9	-0,1	-0,1
8	Koltuk Altı	148,7	145	28,7	23,9	25	20,8	3,7	2,5
9	Sağ supra	119,8	122,8	-0,2	-0,2	2,8	2,3	-3	-2,5
10	Meme Altı	120,6	115	0,6	0,5	-5	-4,2	5,6	4,6
11	Umblikus	117,2	118,7	-2,8	-2,3	-1,3	-1,1	-1,5	-1,3
12	Yan Abdominal Duvar	129,2	134	9,2	7,7	14	11,7	-4,8	-3,7
13	Perineum	50,91	45,6	-69,09	-57,6	-74,4	-62,0	5,31	10,4
14	Baldır içi	65,68	61,6	-54,32	-45,3	-58,4	-48,7	4,08	6,2
15	Skapula	125,9	126,9	5,9	4,9	6,9	5,8	-1	-0,8
16	Bel arka	116,4	121	-3,6	-3,0	1	0,8	-4,6	-4,0
17	Sakrum	120,4	122,4	0,4	0,3	2,4	2,0	-2	-1,7

Tablo 4.4. TLD ve diyot detektör noktasal doz ölçüm verileri.

Düzlemsel Bölgeler	TLD	Diyot
Sternum	123,4	123,5
Umblikus	117,2	118,7
Bel arka	116,4	121
Skapula	125,9	126,9
Ortalama(cGy)	120,7	122,5
Ortalama(%)	100,6	102,1

Tablo 4.5. TLD ve diyot detektör düzlemsel bölgeler doz ölçüm verileri.

Oblik Bölgeler	TLD	Diyot
Bel yan	129,2	134
Yanak	135,3	140,1
Ortalama cGy	132,3	137,1
Ortalama %	110,2	114,2

Tablo 4.6. TLD ve diyot detektör oblik bölgeler doz ölçüm verileri

Özel Bölgeler	TLD	Diyot
Perineal Bölge	50,91	45,6
Ortalama %	42,425	38

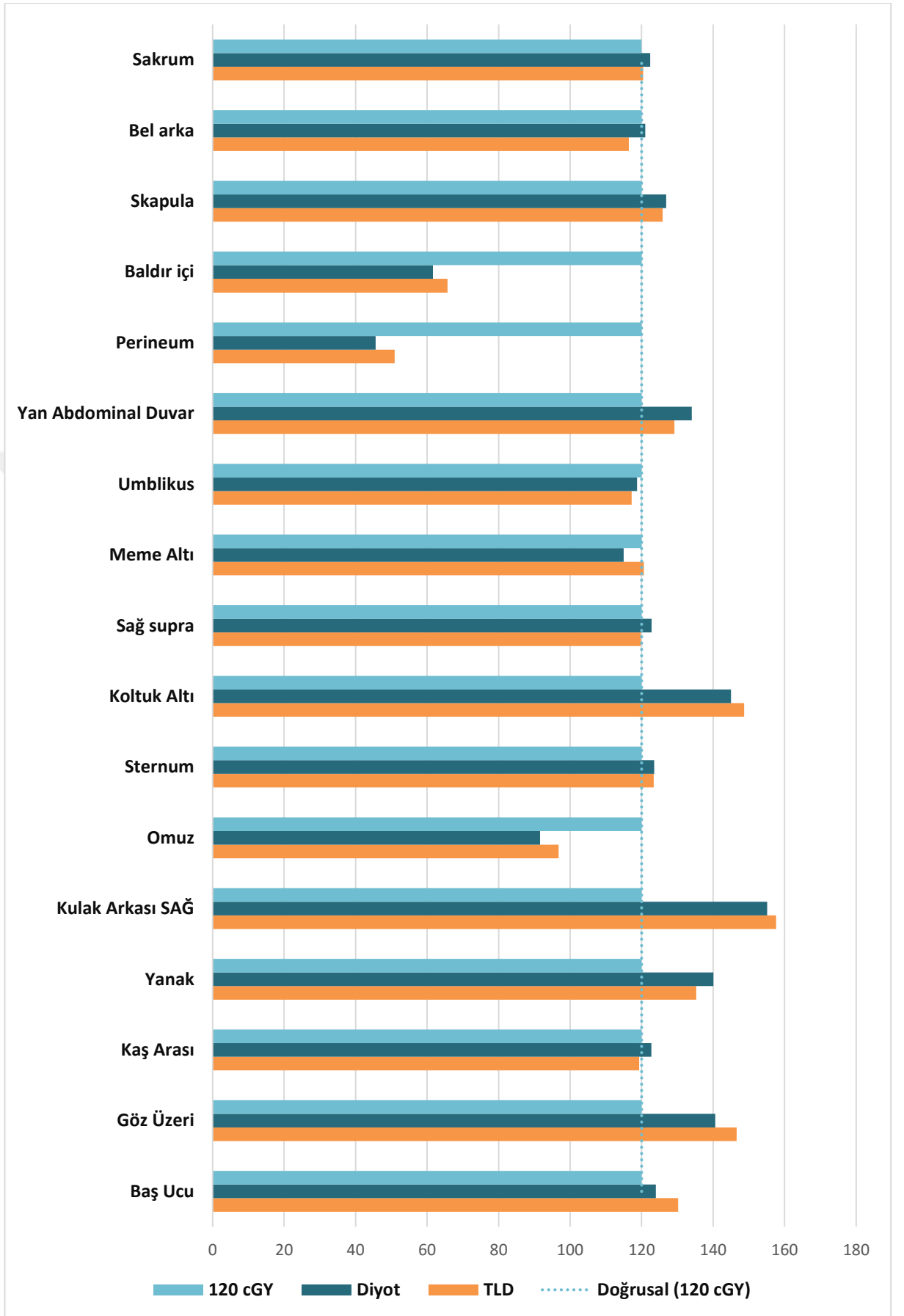
Tablo 4.7. TLD ve diyot detektör özel bölgeler doz ölçüm verileri

Vücut ön bölgesi	TLD	Diyot
Göz üzeri	146,6	140,6
Kaş arası	119,3	122,7
Sternum	123,4	123,5
Umblikus	117,2	118,7
Sağ supra	119,8	122,8
Meme altı	120,6	115
Ortalama cGy	124,5	123,9
Ortalama %	103,7	103,2

Tablo 4.8. TLD ve diyot detektör vücut ön bölge doz ölçüm verileri

Vücut arka bölgesi	TLD	Diyot
Sakrum	120,4	122,4
Bel arka	116,4	121
Skapula	125,9	126,9
Ortalama cGy	120,9	123,4
Ortalama %	100,75	102,9

Tablo 4.9. TLD ve diyot detektör vücut arka bölge doz ölçüm verileri



Grafik 4.2. TLD ve diyet detektör noktasal doz ölçüm veri grafiği

4.5. Veri Analizleri

Ölçümler sonucunda elde edilen verilerin analizi SPSS 18.0 istatistik programı kullanılarak non-parametrik two related wilcoxon signed rank testi kullanılarak yapıldı. Yapılan analizler sonucunda her iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (p:0,332). İstatistiksel değerlendirmeler α :0.05 güven aralığında yapılmıştır.

Wilcoxon Signed Ranks Test						Test Statistics ^b	
Descriptive Statistics							TLD Fantom Diyot Fantom
	Ölçüm Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum		
Diyot Fantom	17	118,27	28,18	45,60	155,10	Z	-,971
TLD Fantom	17	119,06	27,02	50,91	157,60	Asymp. Sig. (2-	,332

Tablo 4.10. TLD ve diyet detektör doz verilerinin istatistiksel analizleri

5. TARTIŞMA

TSEI geniş cilt alanlarını tutan malignitelerde (cilt lenfoma ve lösemileri) tüm cildin elektron ışınları ile tedavi edildiği özel bir radyoterapi tekniğidir. Amaç tüm cilde homojen radyasyon dozu verilirken cilt altındaki doku ve organların radyasyondan korunmasıdır. Radyoterapinin başarısı verilen dozun doğruluğuna bağlıdır. Verilen dozların en doğru şekilde ölçülebilmesi için birçok dozimetri sistemi geliştirilmiştir. Bu çalışmada, insan fantomu üzerinde Stanford Tekniği kullanılarak TSEI uygulanmıştır. Bu uygulamada insan fantomu üzerindeki belli noktalarda cilt dozları TLD ve yarı iletken diyot dedektörler kullanılarak ölçülmüştür. Bu iki dozimetri sisteminden elde edilen veriler referans dozlar ile kıyaslanarak değerlendirilmiştir.

TSEI uygulamalarında, cilt yüzeyinden ölçülen dozların bölgesel olarak belirlenmesi tedavi başarısının ve nüks etme potansiyelinin değerlendirilmesi açısından oldukça önemlidir. Verilen tedavinin doğruluğu vücudun belirli bölgelerinin aldığı dozlara bakılarak değerlendirilebilir. Attalla ve arkadaşları, HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanmadan KCM 300 cm’de diyot dedektörlerle yaptıkları ölçümlerde ortalama dozları; vücudun düzlemsel bölgelerinde (umblikus, sternum, bel arka vb.) %104, oblik bölgelerde (bel yan vb.) %105, tam ışın alamayan özel bölgelerde (perineum, koltuk altı vb.) %56 olarak bulmuşlardır (19). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de TLD ve diyot dedektörlerle yapılan ölçümlerde ortalama dozlar; düzlemsel bölgelerde diyot için %102.1 ve TLD için %100.6, oblik bölgelerde diyot için %114.2 ve TLD için %110.2 ve özel bölgelerde diyot için % 38 iken TLD için %42.4 olarak bulundu.

Gonzalez ve arkadaşlarının HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanmadan KCM 400 cm’de diyot dedektörlerle yaptıkları ölçümlerde vücut ön bölgesinde tedavi dozundan ortalama sapma %11.3 iken vücut arka bölgesinde %11.9’dur (20). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de vücut ön bölgesinde tedavi dozundan ortalama sapma; diyot için % 3.2 iken TLD için % 3.7 ve vücut arka bölgesinde diyot için % 2.9 iken TLD için %0.8 olarak belirlendi.

TSEI’da kalibrasyon noktası olarak umblikus kabul edilmektedir. Bu nedenle umblikusun aldığı tedavi dozunun değerlendirilmesi oldukça önemlidir. Anacak ve arkadaşları 6 MeV ve KCM 4m’de TLD ile yaptıkları ölçümlerde umblikus dozunu %100’e refere etmişlerdir. Attalla ve arkadaşları HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm’de diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde ortalama umblikus dozunu %104 bulmuşlardır (19). Gonzalez ve arkadaşları HDRE modu 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 400 cm’de diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde umblikus dozunu %103.2 olarak belirlemişlerdir (20). Park ve arkadaşları HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 380 cm’de MOSFET detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde umblikus dozunu %98.8 bulurken, HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanarak KCM 380 cm’de yaptıkları ölçümlerde ise umblikus noktasında %105.9’luk doz saptanmışlardır (21). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de umblikus dozu diyot için %98.9 iken TLD ise %97.7 olarak bulundu.

Vücudun düzlemsel bölgelerinin aldığı dozlarının tedavi dozuna yakın olması hedeflenmektedir. Bu yüzden sternumun aldığı dozların tedavi dozuna yakın olması beklenmektedir. Attalla ve arkadaşları HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm’de diyot detektör kullanarak yaptığı ölçümlerde ortalama %103’lük sternum dozunu saptamışlardır (19). Park ve arkadaşları MOSFET dedektör kullanarak HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 380cm’deki ölçümlerde sternumda %95.2 doz bulurken, HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanarak KCM 380 cm’de ise sternumda %101.4’lük doz elde etmişlerdir. Anacak ve arkadaşlarının HDRE modu, 6 MeV ve KCM 4 m’de TLD ile yaptıkları hasta dozu ölçümlerinde %96 doz elde etmişlerdir (22). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde sternum dozu diyot için %102.9 iken TLD için %102,8 olarak belirlendi.

Stanford Tekniğinde iki gantri açılı çifti kullanıldığından yapılan TSEI uygulamalarında vücut üst bölgesinin doz homojenliğinin değerlendirilmesi gereklidir. Bu açıdan kafa bölgesindeki noktaların (özellikle alın bölgesi) aldığı dozlar önemlidir. Attalla ve arkadaşlarının HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm’de, diyot detektör kullanarak yaptıkları alın bölgesi doz ölçümlerinde %105’lik bir ortalama doz elde etmişlerdir (19). Piotrowski ve arkadaşlarının 6 MeV, KCM 300 cm’de ve TLD kullanarak gerçekleştirdikleri

ölçümlerde alın bölgesinde %93.2 ortalama doz elde etmişlerdir (23). Gonzalez ve arkadaşlarının HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 400 cm’de diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde alın bölgesinden %98.3 ortalama doz elde etmişlerdir (20). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde diyot için %102.3 iken TLD için %99.4 alın bölgesi ortalama dozları bulundu.

Belin arka kısmının düzlemsel olmasından ve vücut arka bölgesinin aldığı tedavi dozunu temsil ettiğinden dolayı umblikus dozlarına yakın olması beklenmektedir. Attalla ve arkadaşlarının HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm’de, diyot detektör kullanarak yaptığı bel dozu ölçümlerinde ortalama %105’lik doz bulmuşlardır (19). Gonzalez ve arkadaşlarının HDRE modu 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 400 cm’de diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde bel için %102.5 ortalama doz elde etmişlerdir (20). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde bel bölgesi dozları diyot için %100.8 iken TLD için % 97 olarak ölçüldü.

Stanford tüm cilt ışınlama tekniğinde hasta belli açılarda döndürülerek tedavi yapıldığından dolayı vücudun oblik bölgelerinin ve yan abdominal duvarların aldığı dozlar tedavi başarısı açısından önemlidir. Attalla ve arkadaşlarının HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm’de, diyot detektör kullanarak yaptıkları yan abdominal bölge dozunu %103 olarak ölçmüşlerdir (19). Park ve arkadaşları MOSFET dedektör kullanarak yaptıkları, HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 380 cm’deki ölçümlerde yan abdominal duvarda %101.7 doz bulurken HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanarak KCM 380 cm’de ise % 105.9 ortalama doz elde etmişlerdir (21). Gonzalez ve arkadaşları HDRE modu 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 400 cm’de diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerde ise %37’lik yan abdominal duvar ortalama dozu elde emişlerdir (20). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde yan abdominal duvar dozları diyot için % 111.7 iken TLD için % 107.7 olarak bulundu.

Perineal bölge anatomik konumu nedeniyle tüm cilt elektron ışınlamalarında düşük doz alan bölgeler arasında yer almaktadır. Piotrowski ve arkadaşları KCM 300

cm'de, 6 MeV ve TLD kullanarak gerçekleştirdikleri ölçümlerde perineal bölgede %55.6 ortalama doz ölçmüşlerdir (23). Attalla ve arkadaşlarının HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm'de, diyot detektör kullanarak yaptığı perineal bölge doz ölçümlerinde ortalama %52 doz elde etmişlerdir (19). Weaver ve arkadaşlarının 9 MeV enerjili elektronlar kullanarak yaptıkları ölçümlerde perineal bölgede %40'a varan doz farkı elde etmişlerdir (24). Çalışmamızda HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm'de yapılan ölçümlerde perineal bölgenin dozu diyot için %62 iken TLD için %57 olarak bulundu.

Koltuk altı da perineal bölge gibi anatomik konumu nedeniyle tüm cilt elektron ışınlamalarında düşük doz alan bölgeler arasında yer almaktadır. Piotrowski ve arkadaşlarının 6 MeV elektron enerjisi, KCM 300 cm'de TLD kullanarak gerçekleştirdikleri ölçümlerde koltuk altı bölgesinden %103.2 ortalama doz elde etmişlerdir (23). Attalla ve arkadaşlarının HDRE modu, 5 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 300 cm'de, diyot detektör kullanarak yaptıkları ölçümlerle koltuk altının %60 ortalama doz aldığını belirlenmişlerdir (19). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm'de yapılan ölçümlerde koltuk altı dozunun diyot için %120.8 iken TLD için %123.9 olduğu belirlendi.

Omuz bölgesinin aldığı ortalama cilt dozunu değerlendirilmesi de tedavi başarısı açısından oldukça önemlidir. Anacak ve arkadaşlarının 6 MeV elektron enerjisi, KCM 4 m'de ve TLD kullanarak yaptıkları hasta dozu ölçümlerinde omuz bölgesinden %92 ortalama doz elde etmişlerdir (22). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm'de yapılan ölçümlerde omuz bölgesi dozunun diyot için %76.3 iken TLD için % 80.7 olduğu görüldü.

Piotrowski ve arkadaşları 6 MeV elektron enerjisinde KCM 300 cm'de TLD kullanarak gerçekleştirdikleri ölçümlerde sakrum bölgesinde %105.6 ortalama doz elde etmişlerdir (23). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm'de yapılan ölçümlerde sakrum dozunun diyot için %102 iken TLD için % 100.3 olduğu belirlendi.

Piotrowski ve arkadaşları 6 MeV elektron enerjisinde KCM 300 cm'de TLD kullanarak gerçekleştirdikleri ölçümlerden baldır iç bölgesinde %58.3 ortalama doz elde etmişlerdir (23). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas

yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde ise baldır içi dozunun diyot için %51.3 iken TLD için % 54.7 olduğu belirlendi.

Piotrowski ve arkadaşlarının 6 MeV elektron enerjisinde KCM 300 cm’de TLD kullanarak gerçekleştirdikleri ölçümlerde skapula bölgesinde %94.6 ortalama doz elde etmişlerdir (23). Gonzalez ve arkadaşlarının HDRE modu, 4 MeV ve azaltıcı pleksiglas kullanmadan KCM 400 cm’de diyot detektör kullanarak aldıkları ölçümlerde skapula için %90.4’lük ortalama doz bulmuşlardır (20). Anacak ve arkadaşlarının KCM 4 m’de, 6 MeV elektron enerjisi ve TLD kullanarak yaptıkları hasta dozu ölçümlerinden %99 ortalama doz elde etmişlerdir (22). Çalışmamızda ise HDRE modu, 6 MeV ve azaltıcı pleksiglas yokken KCM 310 cm’de yapılan ölçümlerde skapula dozu diyot için %105.8 iken TLD için %104.9 olarak belirlendi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tüm cilt elektron ışınlamalarında, cilt yüzeyini tutan lezyonların geniş tedavi alanları kullanılarak ışınlaması, standart radyoterapiden daha uzun tedavi mesafelerinin kullanılması ve insan vücudunun düzensiz kontura sahip olmasından dolayı bu tedavilerin uygulama doğruluğunun kontrol edilmesi büyük önem teşkil etmektedir. Bu yüzden hastaların tedavileri süresince çeşitli dozimetrik yöntemlerle in-vivo doz ölçümlerinin yapılması gerekmektedir. TSEI tedavilerinde en yaygın kullanılan in-vivo doz ölçüm materyali ışınlama sonrası okunarak ölçülen dozların belirlenmesini sağlayan TLD'dir. Bununla birlikte in-vivo doz ölçümü sırasında yarı iletken diyot dedektörler kullanılarak hastanın aldığı cilt dozlarının anlık olarak belirlenebilmesi mümkündür.

İn-vivo doz ölçümlerinde TLD'leri kullanarak aynı anda çok fazla noktada ölçüm yapılabilir. Ayrıca vücudun en zor ölçüm yapılabilen noktalarında doz belirlemesi yapılabilir. Birlikte ölçüm sonuçları ancak tedaviden saatler sonra elde edilebilir. Diyot dedektörler ile tedavi esnasında anlık olarak dozlar görülebilmesine rağmen çok fazla kablo bağlantısı gerektirmesi, aynı anda ikiden fazla noktada ölçüm yapılamaması ve TLD'lere kıyasla daha büyük boyutlu olması dezavantaj teşkil etmektedir. Bu çalışmayla her iki dozimetri sistemi ile elde edilen in-vivo dozlar belirlenmiş ve rutin kullanımlarda birbirlerine üstünlükleri araştırılmıştır.

Çalışmamızda karşılaştırdığımız her iki dozimetri sistemi ile elde edilen düzlemsel, oblik ve özel bölge dozlarının birbirine yakın olduğu belirlenmiştir. Aynı şekilde vücudun ön ve arka bölge dozlarının da birbirine benzer olduğu görülmüştür. Elde edilen ortalama dozları noktasal bazda incelediğimizde sternum, alın, bel, yan abdominal duvar, perineal bölge, omuz, sakrum, baldır içi, skapula ve koltuk altı dozlarının her iki sistem için de birbiriyle uyumlu olduğu görülmüştür. Tedavi dozu güvenilirliğini ifade eden umblikus dozlarının her iki dozimetri sisteminde birbirine yakın olduğu belirlenmiştir. Ayrıca ölçüm yapılan tüm noktaların aldıkları dozlar arasında her iki dozimetri sistemi için istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu sonuçlar doğrultusunda tüm cilt elektron ışınlaması klinik uygulamalarında her iki dozimetri sisteminde kullanılabileceği görülmüştür. Günlük ölçümlerde gerçek zamanlı dozların görüntülenmesi

nedeniyle diyot dedektörler, doz homojenitesini belirlemede çok sayıda noktada ölçüm yapılabilmesi nedeniyle TLD kullanımı daha uygun bulunmuştur.



7. KAYNAKLAR

1. Engin B, Bairamov O, Kutlubay Z, Tüzün Y. Mikozis Fungoidesde Tedavi Yaklaşımları. *Dermatoz*. 2013;4:35-9.
2. Algan S. Mikozis Fungoideste HHV-8 İlişkisinin Değerlendirilmesi. Bursa: Uludağ Üniversitesi; 2014.
3. Ulutin H.C DB, Güden M, Oysul K, Sürenkök S, Pak Y. Mukozis Fungoideste Tüm Beden Cilt Elektron Işınlaması. *Türkiye Klinikleri J Med Res*. 2000;18(2):47-51.
4. Hoppe R. Mycosis fungoides: Radiation Therapy. *Dermatologic Therapy*. 2003;16:347-54.
5. Kumar P, Patel I. Rotation Technique for Superficial Total Body Electron Beam Irradiation. *Journal of the national medical association*. 1978;70(7):507-9.
6. Poli M, Todo A, Campos L. Dose Measurement in the Treatment of Mycosis Fungoides with Total Skin Irradiation Using a 4 MeV Electron Beam. *Japan health physics society*. 2000;1:68-75.
7. Karzmark C, Anderson J, Buffa A, Fessenden P. Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry AAPM Report No:23. California.: American Institute of Physics, 1988.
8. Kabadayı M. Stanford Tekniği Kullanılarak Uygulanan Tüm Cilt Elektron Işınlamalarında Çeşitli Enerjilere Ait Doz Profillerinin Farklı Dozimetrik Teknikler Kullanılarak Karşılaştırılması. [Yüksek Lisans Tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2013.
9. Hazeral Y. Tüm Cilt Işınlamalarında Farklı Tekniklerin Dozimetrik Karşılaştırılması ve Kalite Kontrolü. [Yüksek Lisans Tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2011.
10. Piotrowski T, Milecki P, Skorska M, Fundowicz D. Total Skin Electron Irradiation Techniques: a Review. *Postep Derm Alergol*. 2013;30(1):5-50.
11. Halperin E, Perez C, Brady L. Perez and Brady's Principles and Practise of Radiation Oncology. 5 th. ed2008.
12. Yedekçi FY. Yoğunluk Ayarlı Radyoterap (YART) Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçim Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ve Diyot Dedektörlerinin Kullanılması Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2013.
13. Kaya E. Radyoterapide Termoluminesans Dozimetre ve Yarı İletken Diyot Dozimetre Sistemi Kullanılarak Yüzey Dozlarının Karşılaştırılması [Yüksek Lisans Tezi]. Kayseri: Erciyes Üniversitesi; 2011.
14. Baş H. Sterotaktik Radyocerrahi İçin Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi. 2005.
15. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook Of Radiotherapy Physics Theory And Practice. Taylor & Francis. 2007:303-14.
16. Duggan L, Hood C, Warren-Forward H, Haque M, Kron T. Variations in Dose Response With X-ray energy of Lif: Mg, Cu, P termoluminescence dosimetry: Implication For Clinical Dosimetry. *Phys Med Biol*. 2004;3831-45.
17. AAPM. Diode In Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy. Madison: American Association of Physicists in Medicine, 2005.
18. Paidar B. Baş-Boyun Kanserlerinde Giriş ve Çıkış Dozlarının İn Vivo Dozimetri Kullanılarak Ölçülmesi ve Tedavi Planlama Dozlarıyla Karşılaştırılması. İzmir: Ege Üniversitesi; 2010.
19. Attalla EM, Deiab NA, Elgawad WS. Dosimetric Evaluation Using The Diode Measurements for Total Skin Electron Therapy Technique. *Chinese-German J Clin Oncol*. 2014;13:P328-P31.
20. Gonzalez OA, Montalvo TR. Semiconductor diode characterization for total skin electron irradiation. *Applied Radiation and Isotopes*. 2014;83:214-7.
21. Park SY, Ahn BS, Park JM, Ye SJ, Il HK, Kim J. Dosimetric comparison of 4 MeV and 6 MeV electron beams for total skin irradiation. *Park et al Radiation Oncology*. 2014;9:191-7.

22. Anacak Y, Arican Z, Deroma RB, Kuten A. Total Skin Electron Irradiation: Evaluation of Dose Uniformity. *Spring*. 2003 28:31-4.
23. Piotrowski T, Malicki J. The rotary dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides – a description of the applied method. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2006;11(1):29-37.
24. Weaver RD, Gerbi BJ, Dusenbery KE. Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1995;33(2):475-8.



Özgeçmiş

Bulgaristan'nın Krumovgard şehrinde 1985 yılında doğdum. İlköğretim hayatıma 1991 yılında Kocaeli'nin Gebze ilçesinde başladım ve 1994 yılından sonrası eğitimime İzmir'de devam ettim. Orta öğretimimi İzmir Atatürk Lisesi'nde 2003 yılında tamamladıktan sonra aynı yıl Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümünde lisans eğitimime başladım ve 2007 yılında mezun oldum. 2009 yılında Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyoteknoloji ABD yüksek lisans eğitimine başladım ve 2012 yılında mezun oldum. Ayrıca 2008 ile 2014 yılları arasında özel bir eğitim kurumunda fizik öğretmeni olarak çalıştım. 2014 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik bölümünde yüksek lisans programına başladım ve halen devam etmekteyim.