

**6 MV X-IŞINI İLE İKİ YAN POZİSYONDA TÜM VÜCUT IŞINLAMASINDA  
HESAPLAMA VE ÖLÇÜM DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Bülent ÜNLÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Mart 2010  
ANKARA**

Bülent ÜNLÜ tarafından hazırlanan 6 MV X-IŞINI İLE İKİ YAN POZİSYONDA TÜM VÜCUT IŞINLAMASINDA HESAPLAMA VE ÖLÇÜM DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Eyüp TEL

Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı .....

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliğiyle ile Fizik Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç.Dr. Mustafa

KARADAĞ .....

Fizik Öğretmenliği Bölümü, Gazi Üniversitesi

Doç.Dr.Eyüp TEL .....

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Doç.Dr. Şeref OKUDUCU .....

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Tarih: ....03.../...03.../...2010...

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Bilal TOKLU .....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynaga eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Bülent ÜNLÜ

**6 MV X-IŞINI İLE İKİ YAN POZİSYONDA TÜM VÜCUT IŞINLAMASINDA  
HESAPLAMA VE ÖLÇÜM DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI  
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Bülent ÜNLÜ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Mart 2010**

**ÖZET**

**Bu tez çalışmasında, radyoterapide bir yöntem olan tüm vücut ışınlaması (TVI) incelenmiştir. Bu incelemede hastanın iki yan pozisyonunda olacak şekilde ışınlama yapılacağı kabul edilmiştir. Söz konusu ışınlama için verilecek ışın miktarı, elle yapılan hesaplar ve bilgisayar planlama sisteminin verdiği değer ile belirlenmiştir. Belirlenen ışınlama miktarının doğruluğu termoluminesans dozimetre (TLD) kullanılarak deneysel olarak incelenmiştir. Günümüz tedavi cihazları kaynaktan 100 cm uzakta en fazla 40x40 cm<sup>2</sup>lik alanın tedavisinde kullanılabilir. Ancak tüm vücut ışınlaması yapabilmek için söz konusu alan büyüklüğü yetmemektedir. Gerekli alan büyüklüğünü elde edebilmek için hastanın kaynağa olan mesafesi artırılır. Bu artırma neticesinde bir takım dozimetrik parametrelerin nasıl değiştiği incelenmelidir. Çalışmada; standart tedavi uzaklıklarında kullanılan derin doz dağılımı, doz profili ve doz verimi gibi parametrelerin, bu kapsamda uzak mesafe için yeniden değerlendirilmesi yapılmıştır. İki yan pozisyonunda göbek orta hattına verilen doz referans alınmak kaydıyla, vücudun farklı yerlerindeki doz değerlerini saptamak gerekmektedir. Doz değerleri; elle ve tüm vücut ışınlaması seçeneği bulunan bir tedavi planlama sistemi kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler TLD kullanılarak yapılan ölçümlerden elde edilen deneysel verilerle karşılaştırılmıştır. İnsan**

**dokusuna dozimetrik anlamda benzeyen malzeme içeren randofantom ışınlanmıştır. Bu çalışmada ayrıca; tüm vücut ışınlamasında önemli bir kıstas olan cilt dozunu arttırmak amacıyla pleksiglaslı malzeme kullanılmıştır.**

**Bilim Kodu : 202.1.107**

**Anahtar Kelimeler : Tüm Vücut Işınlaması, TLD, Radyoterapi**

**Sayfa Adedi : 52**

**Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Eyyüp TEL**

**COMPARISON OF EXPERIMENTAL DATA WITH CALCULATION  
RESULTS OF BILATERAL TOTAL BODY IRRADIATION USING  
6 MV X-RAYS  
(M.Sc. Thesis)**

**Bülent ÜNLÜ**

**GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY  
March 2010**

**ABSTRACT**

**Total Body Irradiation (TBI), a method of radiation therapy, was investigated in this study. Bilateral radiation fields were applied by changing patient positioning in treatment. The Monitor Unit values (quantity of irradiation dose) were prescribed by using both hand made calculations and treatment planning system calculations. Accuracy of the estimated irradiation value was investigated by using thermoluminescence dosimeter measurements. Contemporary treatment machines use 100 cm isocenters with a maximum field size of 40x40cm<sup>2</sup>. However, TBI treatment requires larger field sizes. To acquire the necessary field sizes the distance from patient to source is enlarged. Because of this enlargement, the changes of some dosimetric parameters should be investigated. In this study, parameters like percent depth dose, dose profile and dose efficiency were investigated for standard treatment distances and for larger distances. Dose values of the different body zones should be estimated for the given dose of two side positions of the umbilicus. Dose values, were evaluated by using a treatment planning system which includes manual calculation and TBI options. Evaluated values were compared with the measurements of the TLDs. Rando phantom, which has materials similar to human tissue**

densities was irradiated. Besides, plexiglass material was used to increase the skin dose in TBI.

**Science Code** : 202.1.107  
**Keywords** : TBI, TLD, Radiotherapy  
**Number of Pages** : 52  
**Adviser** : Assoc. Prof. Dr. Eyyüp TEL

## TEŞEKKÜRLER

Tezimin hazırlanması sırasında yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam sayın Doç. Dr. Eyyüp TEL' e, her zaman yanımda olan çok sevdiğim eşim Serpil ÜNLÜ ve oğlum Hüseyin Emre ÜNLÜ' ye, tezimin ölçümleri sırasında bana yardımcı olan HÜ Radyasyon Onkoloji Bölümü Medikal Fizik Uzmanlarından; Fizik Mühendisi Sayın Ali DOĞAN ve arkadaşım Nükleer Enerji Mühendisi Sayın M. Ertuğrul ERTÜRK' e, hayatta benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan çok sevdiğim babam Hüseyin ÜNLÜ ve annem Hava ÜNLÜ' ye sonsuz teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜRLER.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xiv
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xv
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. RADYASYONUN DOKU İLE ETKİLEŞMESİ.....	3
2.1. Serbest Radikaller.....	4
2.2. Oksijen Etkisi.....	6
2.3. Radyasyonun Hücre Üzerindeki Etkileri.....	6
2.3.1. Letal hasar.....	7
2.3.2. Subletal hasar.....	7
2.3.3. Potansiyel letal hasar.....	7
2.4. Doku Üzerine Etki.....	7
2.4.1. Gelişme halindeki dokular.....	8
2.4.2. Denge halindeki dokular.....	8
3. GENEL BİLGİLER.....	10
3.1. Amaç.....	10

	<b>Sayfa</b>
3.2. Hedef Hacim .....	10
3.3. Doz ve Fraksiyon .....	10
3.4. Risk Altındaki Organlar .....	11
3.5. Doz Hızı .....	11
3.6. Doz Hesap Noktası .....	12
3.7. Doz Homojenliği.....	12
3.8. Işın Giriş i.....	12
3.9. Kullanılan Kaynaklar .....	13
3.10. Hasta Pozisyonu .....	14
3.11. Tüm Vücut Işınlama Dozimetri.....	14
3.12. Temel Dozimetri.....	14
3.12.1. Demet kalite indeksi .....	15
3.12.2. Derin doz dağılımları .....	15
3.12.3. Yüzde derin doz .....	16
3.12.4. Doku hava oranı.....	16
3.12.5. Doku fantom oranı.....	17
3.12.6. Doku maksimum oranı .....	17
3.12.7. Yüzey dozu .....	18
3.12.8. Çıkış dozu .....	18
3.12.9. Doz profili .....	19
3.13. İn-vivo Dozimetrisi.....	19
3.14 Termolüminesans Dozimetri .....	230

3.14.1. TLD uygulama alanları .....	23
	<b>Sayfa</b>
3.14.2. TLD ışıma eğrileri.....	23
4. GEREÇ VE YÖNTEM .....	25
4.1. Araç ve Gereçler.....	25
4.1.1. Elekta synergy platform lineer hızlandırıcı cihazı.....	25
4.1.2. Alderson rando fantom.....	27
4.1.3. PTW marka 34010 0,6 cc farmer tipi iyon odası .....	28
4.1.4. PTW unidos marka elektrometre.....	28
4.1.5. PTW marka RW3 katı su fantomu.....	29
4.1.6. LiF termolüminesans dozimetri .....	30
4.1.7. Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu .....	31
4.1.8. PTW marka TLD 3500 model fırını.....	32
4.2. Yöntem .....	33
4.2.1. Yüzey dozu ve yüzde derin doz ölçümleri .....	33
4.2.2. Doz profil ölçümleri.....	35
4.2.3. TLD kalibrasyonu .....	36
4.2.4. Tedavi süresi hesabı .....	37
4.2.5. Rando fantomun ışınlanması .....	37
5. BULGULAR.....	39
5.1. TVI Geometrisinin Belirlenmesi.....	39
5.2. Tray Faktörü Hesabı .....	40
5.3. Planlama Verileri.....	40
5.4. TLD ile Doz Kontrolü.....	42

6. SONUÇ.....	46
	<b>Sayfa</b>
KAYNAKLAR .....	47
EKLER.....	49
EK-1 TLD OKUMALARI .....	50
ÖZGEÇMİŞ.....	52

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
<b>Dd</b>	d derinliğindeki doz
<b>D<sub>hava</sub></b>	Havadaki doz
<b>MeV</b>	Milyon elektron volt
<b>MU</b>	Monitör Unit
<b>cGy</b>	Santigrey (Soğrulmuş doz birimi, J/kg)
<b>dmaks</b>	Maksimum dozun olduğu derinlik
<b>d<sub>0</sub></b>	Referans derinlikteki doz
<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
<b>DKİ</b>	Demet kalite indeksi
<b>SSD</b>	Kaynak yüzey mesafesi
<b>TAR</b>	Doku hava oranı
<b>TF</b>	Tray faktörü
<b>TLD</b>	Termolüminesans Dozimetri
<b>TMR</b>	Doku maksimum oranı
<b>TPR</b>	Doku fantom oranı
<b>TVI</b>	Tüm Vücut Işınlaması
<b>YDD</b>	Yüzde Derin Doz

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 4.1. TVI için YDD Tablosu.....	34
Çizelge 4.2. TVI doz pofili .....	36
Çizelge 5.1. Tray faktörü hesabı .....	40
Çizelge 5.2. TLD verileri.....	43
Çizelge 5.3. Hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılması .....	44

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Ön arka karşılıklı paralel ışınlama .....	13
Şekil 3.2. İki yan ışınlama .....	13
Şekil 3.3. Kristal yapını enerji bant gösterimi ve TL oluşumu.....	21
Şekil 3.4. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi.....	22
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan TLD-100H için ışıma eğrisi.....	24
Şekil 5.1. TVI hasta geometrisinin şematik gösterimi.....	39
Şekil 5.2. TLD doz cevap eğrisi .....	43

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 4.1. Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı .....	26
Resim 4.2. Alderson rando fantom .....	27
Resim 4.3. PTW marka 0,6 cc farmer tipi iyon odası .....	28
Resim 4.4. RW3 katı su fantomu .....	30
Resim 4.5. TLD-100H çipleri.....	31
Resim 4.6. Harshaw marka 3500 model TLD okuyucusu .....	32
Resim 4.7. PTW marka TLDO model TLD fırını.....	33
Resim 5.1. TVI Geometrisi.....	39
Resim 5.2. Baş Planlama Verisi.....	41
Resim 5.3. Umblicus Planlama Verisi.....	42
Resim 5.4. TVI'nda kullanılan pirinç torbaları.....	45





## 1.GİRİŞ

Radyasyon, enerjinin parçacık ya da dalga formunda yayılmasıdır. Bir atomdan elektron kopartabilecek enerjiye sahip radyasyona iyonlaştırıcı radyasyon denir. İyonlaştırıcı radyasyonun en önemli etkisi, hücrenin canlılığını ve bölünerek çoğalmasını kontrollü bir şekilde temin eden, hücre çekirdeğinde ki kromozomlarda gözlenir. İyonlaştırıcı radyasyon bu etkisi nedeniyle tıp ve biyolojide önemli bir yer tutar.

Radyasyon onkolojisi bölümü kanserin ve bazı benin hastalıkların tedavisiyle ilgilidir. Tedaviyi gerçekleştirirken radyasyonun iyonlaştırıcı etkisinden faydalanılır. Radyasyonun tıpta kullanılması birden fazla disiplinin bir arada faaliyet gösterdiği bir bölümdür. Çok disiplinli yapı gereği radyasyon onkolojisinde çalışan kişilerin alanlarıyla ilgili profesyonel eğitim alması gerekmektedir.

Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895 yılında X-ışınlarını, Marie ve Pierre Curie'nin 1898 yılında radyumu keşfinin hemen ardından iyonlaştırıcı radyasyonun biyolojik etkileri fark edilmiş ve tıpta tedavi amacı ile kullanılması düşünülmüştür. Böylece radyoterapinin temelleri atılmış ve 1898 yılında ilk hasta tedavi edilmiştir.

Radyoterapinin amacı, tümöre ve yakın yayılım bölgelerine gerekli dozu vermektir. Ancak radyasyonun sağlıklı dokular üzerindeki olumsuz etkisini gözlememek için kritik organ dozları geçilmemelidir. Çevredeki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumak gerekir. Tedavi yaklaşımı küratif ve palyatif olmak üzere temelde ikiye ayrılır. Küratif yaklaşımda temel amaç tümörü ortadan kaldırarak tedaviyi sağlamaktır. Palyatif yaklaşımda ise hastanın yaşam kalitesini arttırmak hedeflenir.

Tüm Vücut Işınlaması (TVI) bu yüzyılın başından beri yaygın malin hastalıkların tedavisinde kullanılan bir radyoterapi tekniğidir. Tedavide

hastanın tüm vücudunu kapsayan geniş bir radyoterapi alan tekniği kullanılmaktadır. TVI'nda kullanılmak istenen geniş alan, tedavinin uzak bir mesafeden yapılması ile sağlanır. Bu nedenle tedavi şartlarına özel dozimetrik ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır. Yakın mesafeler için kullanılan dozimetrik ölçüm verileri TVI'nda geçerli değildir.

Tüm vücut ışınlamasında akciğer dozlarının çok yakın bir doğrulukla elde edilmesi ve vücudun tamamında uygun doz homojenitesinin sağlanması gereklidir. Bu işlemleri yaparken antropomorfik randofantom ve Termolüminesans Dozimetri (TLD) çipleri kullanılmıştır. Her bir ışınlamada randofantomun vücut orta hattındaki belirli referans noktalarına TLD çip yerleştirilerek tıpkı gerçek bir hasta gibi tüm vücut ışınlamasını yapılmıştır. Daha sonra bu referans noktalar için TLD'lerden okunan doz değerleri ile hesaplanan ve bilgisayar dozları arasındaki uyumu incelemi.

## 2.RADYASYONUN DOKU İLE ETKİLEŞMESİ

Radyasyon enerjisinin soğurulması ile biyolojik etkinin ortaya çıkışı arasındaki sürede birbirini izleyen olaylar zincirini fiziksel kademe, kimyasal kademe ve biyolojik kademe olarak sıralamak mümkündür.

Bir biyolojik sistemde radyasyon etkisi ile oluşan bütün bu olaylar zinciri, radyasyon enerjisinin biyolojik bir yapı tarafından soğurulması ile başlamışsa, böyle bir etkiye radyasyonun doğrudan etkisi adı verilir. Bunun yanında, radyasyon enerjisi bu biyolojik moleküllerin içinde bulunduğu ortamın molekülleri tarafından da soğurulmuş olabilir. Bu durumda, radyasyon enerjisinin soğurulması ile değişikliğe uğrayan bu ortam molekülleri, biyolojik moleküllerle reaksiyona girerek onları değişikliğe uğratabilirler. Burada radyasyon enerjisi başlangıçta biyolojik molekül tarafından soğurulmamıştır. Bu şekilde oluşan etki, radyasyonun dolaylı etkisidir.

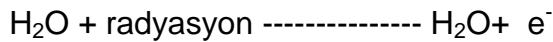
Hücrenin veya biyolojik bir sistemin radyasyondan doğrudan etkilenmesi, ancak radyasyonun duyarlı hedeflere isabet etmesiyle mümkündür. Organizmadaki duyarlı hedefler organizmanın veya hücrenin toplam hacmine oranla çok daha az yer kapladığından bu ihtimal oldukça düşüktür. Biyolojik sistemler içinde çok miktarda su bulunduğundan, radyasyon daha çok bu su molekülleriyle etkileşecek ve yapısı değişmiş olan bu moleküller de yaşam bakımından çok daha gerekli fakat sayıca az olan biyomoleküllerin kimyasal yapısını bozarak dolaylı radyasyon etkisi meydana getireceklerdir

Radyasyon etkisinin ilk kademesi olan fiziksel kademe, iyonlaştırıcı radyasyonlar ile canlı dokuları oluşturan atom ve moleküller arasındaki ilk etkileşimleri kapsar. Bu kademedeki radyasyon enerjisi maddeye transfer edilir ve bu olay, radyasyonu soğuran maddenin moleküllerinde zincirleme bir şekilde uyarılma ya da iyonlaşmalara yol açar.

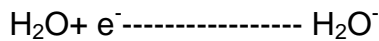
Bu ilk reaksiyonlarda ortaya çıkan yeni ürünler genellikle son derece kararsızdırlar ve çok kısa bir süre içinde ikincil reaksiyonların oluşmasına yol açarlar. Kimyasal kademe olarak adlandırılan bu kademedeki serbest radikal adı verilen; radyasyondan etkilenerek yapısı değişmiş ve bu halleriyle yaşamsal hücrelerde tahribata neden olan bazı atom ve moleküller meydana gelir.

## 2.1. Serbest Radikaller

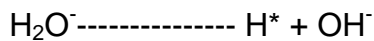
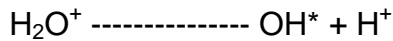
Radyasyonun su moleküllerinde neden olduğu iyonizasyon olayı canlı sistemde doğrudan bir etkilenmeye neden olmaz ancak dolaylı etki mekanizmasını başlatır. Radyasyon bir su molekülüne rastladığı zaman;



reaksiyonu sonucu pozitif yüklü bir su molekülü ve ayrıca büyük hıza sahip bir elektron ortaya çıkacaktır [1]. Hızlı elektron başka bir su molekülüyle reaksiyona girerek



şeklinde negatif bir su molekülü oluşturur. Meydana gelen bu negatif ve pozitif yüklü su molekülleri

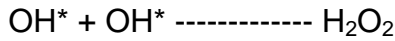
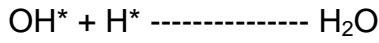


reaksiyonlarıyla serbest hidroksil ( $\text{OH}^*$ ) ve serbest hidrojen ( $\text{H}^*$ ) radikallerini oluştururlar.

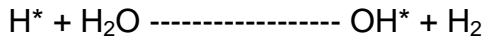
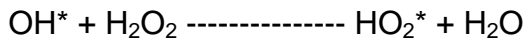
Radikaller, dış yörüngelerinde bir tek serbest elektron bulunduran ve elektrik yükü olmayan, oldukça reaktif atom ya da moleküllerdir. Genellikle atom ya

da molekül sembollerinin sağ üst köşesine konulan bir nokta ile belirtilirler. Radikallerin reaktif oluşları, son yörüngelerindeki kendi ekseni etrafında dönen serbest elektronlarını zıt yönde dönen bir başka elektron ile eşleştirmek eğiliminde olmaları nedeniyledir.

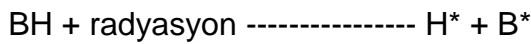
Radikaller bazen serbest elektronlarını diğer atom veya moleküllere de verebilirler. Dolayısıyla oksitleyici özellikleri de mevcuttur. Radikaller kendi aralarında



reaksiyonlarını oluşturarak, meydana gelen moleküllerle tekrar etkileşip



reaksiyonlarını doğurabilirler.  $\text{HO}_2^*$  bir hidroperoksit radikalidir. Yukarıdaki reaksiyonlarda meydana gelen radikaller, biyomoleküllerdeki hidrojen atomlarını etkileyerek onları biyoradikal ( $\text{B}^*$ ) haline getirebilirler. Serbest radikaller diğer hedef moleküllerle etkileşerek radyasyonun dolaylı hasarına neden olurlar. Eğer radyasyon doğrudan biyomoleküle ( $\text{BH}$ ) rastlamışsa;



reaksiyonu neticesinde biyoradikal ve hidrojen radikali oluşabilecektir. Bu reaksiyon radyasyonun doğrudan etki mekanizmasının bir ifadesidir [1].

## 2.2. Oksijen Etkisi

Radikaller canlı sistemlerdeki oksijen moleküllerini de etkilemektedir. Işınlama esnasında hücre içindeki oksijen oranı ısının etkisini arttırmaktadır [1]. Işınlama sonucu serbest radikallerle birleşen oksijen, hiperoksijenli moleküller oluşturur. Radyasyonun etkisi bu toksik moleküllerle birlikte daha da artmış olur.

Bir dokunun iyi oksijenlenmesi veya az kanlanması durumunda aynı etkiyi elde edebilmek için gerekli dozlar bu nedenle farklı olabilmektedir. Hipoksik (oksijen oranı az) dokular ısına daha dirençlidir ve daha fazla doz verilmesi gerekir. Foton ve elektron ışınlamalarında hipoksik hücreleri yok etmek için gereken doz, normal kanlanan hücreye oranla 2-3 kat fazla olabilmektedir. Tümörlü dokularda damarlanma ve bunun bir sonucu olarak kanlanma, normal dokularla karşılaştırıldığında oldukça azdır. Kendisini besleyen kılcal damarlardan uzaklaştıkça, iyi oksijenlenmiş hücrelerden hipoksik hücrelere dönüşüm fazlalaşır ve tümör hacmi arttıkça hipoksik hücre oranı da artar. Işın tedavisinin fraksiyonlar halinde yapılması hipoksik hücrelerin daha fazla oksijenlenmesine imkan tanır ve böylece tümörün radyasyondan daha fazla zarar görmesi sağlanır.

## 2.3. Radyasyonun Hücre Üzerindeki Etkileri

Radyasyonun hücre üzerindeki en önemli etkisi hücre çekirdeğinde meydana gelen hasarlardır. Ribozomlardaki ribonükleik asit hasarları veya hücre zarının geçirgenliğini değiştiren lezyonlar nispeten daha az gözlenir. İyonlaştırıcı radyasyonun hücrede oluşturduğu hasarlar etki şiddetine göre üç grupta incelenebilir:

### **2.3.1. Letal hasar**

Bu tür hasarlar tamir edilemez ve hücrenin yaşamsal fonksiyonları etkilenir. Klinikte uygulanan 2 Gy civarındaki tek seanslık dozlarda hücre birkaç mitoz gösterdikten sonra bölünme yeteneğini kaybeder. Bu olay zaman içinde nispeten gecikmiş bir ölüm olarak tarif edilir. Işın tedavisine başladıktan ancak bir süre sonra tümörde küçülme görülmesinin nedeni budur.

### **2.3.2. Subletal hasar**

Tek başına ölümcül değildir ve tamir edilebilir. Ancak subletal hasarın çok sayıda olması hücreyi ölüme götürebilir.

### **2.3.3. Potansiyel letal hasar**

Eğer hücre bölünmesi kısa bir zaman içinde meydana gelirse ölüme yol açan, bölünme geciktiği takdirde tamir edilebilen hasarlardır. Hasarların tamiri her zaman tam olmayabilir. Genetik maddenin hasarının tamir edilmemesi veya yanlış tamiri, hücre karakterlerinde değişme meydana getirir. Bu değişim sıklıkla olumsuz yöndedir ve üreme hücrelerinin bu gibi hasarlara uğraması, meydana gelecek canlının sakat doğmasına veya fark edilmese bile hücre seviyesinde farklılıklara yol açar. Böyle bir döllenme sonrası genellikle düşük meydana gelir. Bazı kanser türlerinin nedenleri arasında radyasyon sonucu oluşan mutasyonların bulunduğu bilinmektedir.

## **2.4. Doku Üzerine Etki**

Radyasyonun doku üzerine etkisi, o dokuyu oluşturan hücre gruplarının bölünerek çoğalma veya denge halinde bulunma durumlarına göre değişir.



### **2.4.1. Gelişme halindeki dokular**

Bazı istisnalar dışında en hızlı büyüme gösteren doku habis tümörlerdir. İkilenme zamanı hücrenin bölünerek iki hücreye dönüşmesi için geçen zamandır. Farklı dokulardaki hücreler için bu süre birkaç günden birçok seneye kadar değişmektedir. Söz konusu dokudaki ikilenme zamanı bölünme fazına girebilen hücre oranına bağlıdır. Dozu çok yüksek olmayan tek seanslık bir ışınlama sonrası, dokudaki hücre gruplarında bölünmekte olanlar büyük oranda ölürler. Bir kısmı ise sağ kalır ve bölünmeye devam ederek doku büyümesini temin ederler.

### **2.4.2. Denge halindeki dokular**

Sağlam dokuların büyük bir kısmı bu sınıfa dahildir. Yeni oluşan hücre sayısı ile ölen hücre sayısı dengededir. Bu sağlam dokular iki hücre grubundan oluşur.

İndiferansiye (farklılaşmamış) kök hücreleri: Bunlar devamlı bölünerek hem yeni kök hücreleri oluşturur hem de önemli bir kısmı farklılaşarak belli bir fonksiyonu olan olgun hücreleri oluşturur.

Diferansiye (farklılaşmış-olgun) hücreler: Bunlar çoğalma yeteneklerini yitirmişlerdir. Hızla kan hücreleri oluşturan kemik iliği gibi bazı dokularda üçüncü bir grup hücre vardır. Burada ara hücreler farklılaştıktan sonra çoğalırlar.

Deri hücrelerini inceleyecek olursak, en altta bazal tabaka vardır. Buradaki kök hücrelerin bir kısmı doku yenilenmesini sağlar, diğer kısmı farklılaşarak keratinizasyon gösterir ve cilt yüzeyine doğru ilerleyerek belli bir süre sonra dökülürler. Işınlama sonrası bu iki hücre grubunu içeren dokularda su değişiklikler oluşur:

- Kök hücrelerde azalma
- Olgun hücrelerin hızlanmış ölümleri
- Sağ kalan kök hücrelerin bölünme oranında artış
- Olgun hücrelerin yeniden oluşturulmasında hızlanma

Bu olaylar bize, olgun hücre oranındaki azalma ne kadar hızlı olursa reaksiyonların o kadar çabuk görüleceğini göstermektedir. Olgun hücrelerinin yaşam ve yenilenme süresi kısa olan dokularda bu reaksiyonlar diğer dokulara göre daha erken gözlenecektir.

### **3.GENEL BİLGİLER**

#### **3.1. Amaç**

TVI aplastik anemi, lösemi, lenfoma, Ewing's sarkom ve diğer malin hastalıkların tedavisinde uygulanmaktadır [2]. Akut lösemi ve diğer yaygın hastalıkların tedavisinde yüksek doz TVI yoğun kemoterapi ve kemik iliği transplantasyonu ile birlikte uygulandığında tedavinin başarısı artmaktadır [2,3,4]. Bu kombine tedavi yönteminde TVI'nın rolü, yaşayan lösemik kök hücrelerini ve kemik iliği kök hücrelerini yok etmektedir [3,5,6]. Böylece hastanın bağışıklık sistemi ve kemik iliği baskılanarak vücut kemik iliği nakline hazır hale gelir.

#### **3.2. Hedef Hacim**

Lösemik kök hücreleri ve kemik iliği kök hücreleri vücuda yaygın olarak bulduklarından TVI'nda deri ile birlikte tüm vücut hedef hacimdir [4].

#### **3.3. Doz ve Fraksiyon**

Işınlamada ne kadar yüksek doza ihtiyaç duyulduğu lösemik kök hücrelerinin sayısı ile orantılıdır. Kök hücrelerinin sayısını  $10^{-1}$  e indirmek için yaklaşık olarak 2 Gy doz gerekmektedir [3]. Lösemik kök hücrelerinin tamamının yok edilmesi için 7,5 ile 15 Gy'lik dozun uygulanması gerekmektedir [7]. Toplam doz tek fraksiyonlu tedavilerde ya da birden fazla fraksiyonlu tedavilerde verilebilir. Yapılan çalışmalarda tek fraksiyon tedavilerinde, fraksiyonlar halinde yapılan tedavilere göre daha fazla yan etki görüldüğü bildirilmiştir.

### 3.4. Risk Altındaki Organlar

TVI, kemoterapi ile birlikte verildiğinde akciğer ve lens gibi bazı organların tolerans değerleri aşılabılır. Özellikle akciğerler, oluşabilecek interstisial pnomani komplikasyonu nedeni ile en önemli kritik organdır [8]. Bu nedenle tedavi boyunca akciğerlerin alacağı dozun, verilen dozun %50-%60 ını geçmemesi gerekliliği literatürde belirtilmiştir [7]. Akciğerler sahip oldukları düşük yoğunluk nedeni ile hedef hacme verilen dozdan daha yüksek doz alırlar. Akciğer dokusunda soğrulan doz kalınlık, hacim, vücudun pozisyonu, dozun tanımlandığı nokta ve kullanılan demetin kalitesi ile değişir [9]. Eşik değerinden sadece %5 daha fazla doz alması akciğerlerdeki toksiteyi %20 ile %50 oranında arttırmaktadır [4,8]. Bu nedenle TVI'nında akciğerlerin aldığı dozun tolerans değerini geçmemesi sağlanmalıdır [8,9]. Bu doz kontrolü yapılırken akciğerlerin çok düşük doz alması durumunda da tedavinin başarısının azalacağı unutulmamalıdır.

### 3.5. Doz Hızı

Doz hızı her fraksiyonda verilen dozun, dozun verilme süresine bölünmesi ile bulunur. Radyobiyojik açıdan doz hızının önemli olduğu bilinmesine rağmen tedavi için en ideal doz hızının ne olduğu mevcut çalışmalarda tespit edilememiştir. Doz hızı, fraksiyonlar halinde yapılan TVI'nda tek fraksiyonda yapılan TVI'na göre daha az önemlidir. Bununla birlikte doz hızı ile birlikte kemik iliği kök hücreleri ve malin hücreler üzerinde oluşturulan etki arasında anlamlı bir ilişki olmadığı yapılan deneysel çalışmalarda gözlenmiştir [4]. Doz hızı, özellikle tek fraksiyonda yapılan TVI'larında normal dokularda oluşabilecek geç etkiler bakımından özellikle de akciğerler için büyük önem taşır. Yüksek doz alacak akciğerlerde yan etkileri azaltmak için düşük doz hızı kullanılabilir. Günümüzde TVI'da genellikle 5-20 Gy/dakika arasında değişen doz hızları kullanılmaktadır [7].

### 3.6. Doz Hesap Noktası

TVI'nda hedef hacim oldukça büyüktür. Ancak tedavi dozu tanımlamak için tek bir referans nokta gerekmektedir. Çoğu merkezde referans nokta olarak göbek seçilir [8]. Çünkü göbek hizası hasta ayaklarını hafif kıvrarak yattığı zaman hastanın boyunun yaklaşık olarak yarısına eşittir. Bu durumda ışının merkezi eksenini göbek noktasına yerleştirildiğinde hastanın tedavi alanı içindeki simetrisi sağlanmış olur.

### 3.7. Doz Homojenliği

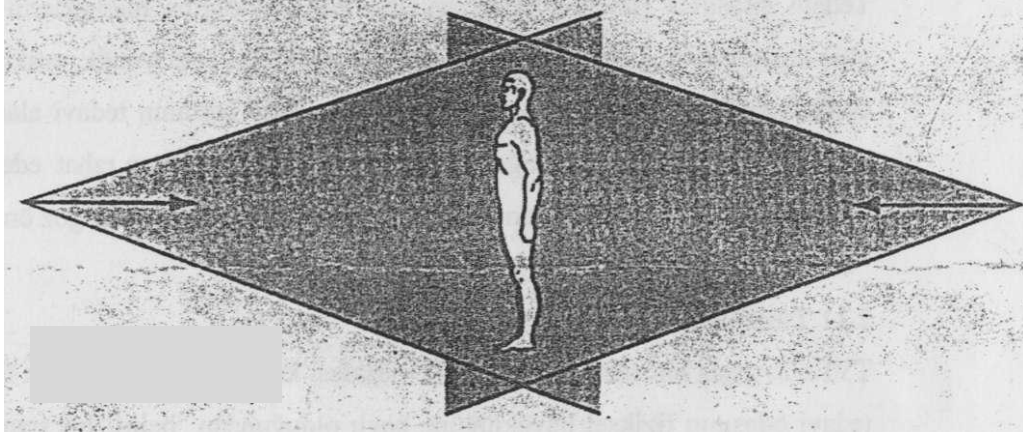
Hedeflenen hücrelerdeki ölümün eşit düzeyde olmasını sağlamak için doz dağılımının homojenliğinin sağlanması gereklidir [4]. Bunu sağlayabilmek için hastanın orta hattı boyunca çeşitli referans noktalarında boyuna ve bazı kesitlerde de enine doz dağılımının değerlendirilmesi gerekmektedir. TVI'nda hastanın enine ve boyuna tüm kesitlerinde oluşan en yüksek ve en düşük doz değerleri  $\pm$ %10 aralığı içinde olmalıdır [4,10].

### 3.8. Işın Girişi

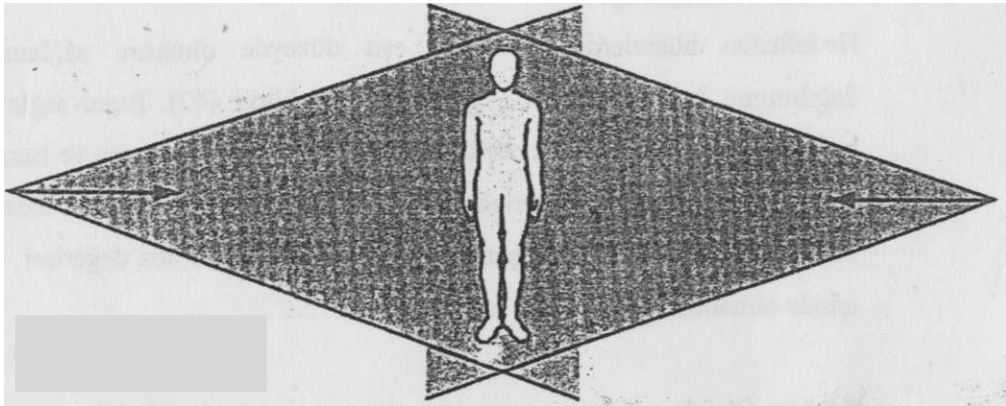
TVI'nda dozun tüm vücutta homojen olması istenir. Dozun homojenliğini sağlayabilmek için karşılıklı paralel alan tekniği kullanılır (Şekil-3.1,3.2 ). Bu tekniği uygulayabilmek için ya birden fazla karşılıklı paralel kaynak kullanılır ya da tek kaynak ile hastanın pozisyonu değiştirilir. TVI yapan merkezlerin çoğunda sadece TVI amacı ile kullanılan özel bir tedavi odası yoktur. Bu nedenle TVI'ları merkezlerin %90'ında tek kaynaklı konvansiyonel tedavi cihazları ile, %10'unda ise özel olarak hazırlanmış çok kaynaklı tedavi odalarında yapılır [3].

1986 yılı verilerine göre Avrupa'daki merkezlerde yapılan TVI'larında %50 ön- arka, %35 İY (sağ-sol) ve %15 oranında da bu iki teknik birlikte

kullanılmıştır [4]. Günümüzde ise ön-arka yapılan ışınlamaların oranı artmaktadır.



Şekil 3.1. Ön arka karşılıklı paralel ışınlama



Şekil 3.2. İki yan ışınlama

### 3.9. Kullanılan Kaynaklar

TVI'nda Co-60 kaynağı, lineer hızlandırıcılarda elde edilen düşük, orta ve yüksek enerjili foton demetleri veya elektron demetleri kullanılmaktadır [3,4]. TVI için tek, iki veya daha çok sayıda kaynağın kullanıldığı teknikler geliştirilmiştir. Co-60 ve 1 MV üzerindeki bütün foton enerjileri ön-arka tüm vücut ışınlamalarında doz homojenitesi sağlanması bakımından uygundur. 6 MV ve üzerindeki foton ışınları ise genellikle İY ışınlamada kullanılır [3].

### **3.10. Hasta Pozisyonu**

Tedavi sırasında hastanın pozisyonunun nasıl olacağına merkezlerin olanaklarına göre karar verilir. Hasta yüz üstü, sırt üstü, yan, fetal pozisyonda, ayakta veya oturur durumda olabilir. Tedavi pozisyonunun seçiminde hastanın tedavi alanına sığması, uzun süren bir ışınlama olduğundan tedavi boyunca hastanın rahat edebileceği bir pozisyon olması ve radyasyon alanının homojenliği gibi kriterler göz önünde tutulur.

### **3.11. Tüm Vücut Işınlama Dozimetri**

TVI'nda konvansiyonel tekniklerdekine benzer dozimetrik verilere ihtiyaç duyulur [11]. Ancak kullanılan alanın büyüklüğü ve uzak SSD mesafesinden dolayı konvansiyonel şartlarda belirlenen dozimetrik veriler TVI için kullanılamaz. TVI dozimetrisinde kaynaktan ve kolimatörden meydana gelen saçılmalar ihmal edilebilir. Bununla beraber yer ve duvardan gelen saçılmalar dozu artıracığından TVI ile aynı geometride yapılan özel bir dozimetriye ihtiyaç duyulmaktadır [3]. Tüm vücut ışınlaması öncesi yapılması gereken dozimetrik ölçümleri temel dozimetri ve hasta dozimetrisi olarak 2 kısıma ayırabiliriz.

### **3.12. Temel Dozimetri**

Bu aşamada TVI için kullanılan geometri ile aynı şartlarda, fantomda absorbe doz ölçümleri yapılarak doz hesabında kullanılacak veriler elde edilir.

### 3.12.1 Demet kalite indeksi

Demet kalite indeksi (DKİ) doz hesabında direkt olarak kullanılan bir faktör değildir. DKİ'nin belirlenmesi, elde edilecek verileri benzer şartlarda ölçülen literatür verileri ile karşılaştırma imkanı sağlar [9]. DKİ, protokollerin çoğunda sabit kaynak dedektör mesafesinde 20 cm derinde ölçülen iyonizasyon miktarının, 10 cm derinde ölçülen iyonizasyon miktarına oranı olarak tanımlanır. DKİ'nin belirlenmesinde kullanılacak fantom materyalinin su eşdeğeri ve en az 30 cm kalınlıkta olması gerekmektedir [9,12]. Çünkü 20 cm derinlikte doz ölçümü yapılırken gerekli geri saçılma ancak bu kalınlıkta sağlanabilir. Demet kalite indeksi DKİ,

$$DKİ=[D_{20}/D_{10}].[f+20/f+10]^2$$

olarak tanımlanır.

$D_{20}$ : f uzaklığında 20 cm derinde ölçülen doz

$D_{10}$ : sabit f uzaklığında 10 cm derinde ölçülen doz

f : Sabit kaynak dedektör uzaklığı

### 3.12.2 Derin doz dağılımları

Radyoterapide kullanılan cihazların derin doz dağılımlarının kesin ve doğru bir şekilde belirlenmesi iyi bir tedavinin en önemli koşullarındandır. Radyasyon demeti hasta veya fantoma girdiği zaman soğurulan doz derinlik ile değişir. Bu değişim demetin enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi ve cihazın tedavi kafasının özellikleri gibi birçok etkene bağlıdır [13]. Bu nedenle hasta tarafından soğurulan dozu hesaplayabilmek için yukarıda belirtilen ve derin doz dağılımlarını etkileyen parametrelerin göz önüne alınması gerekmektedir. Derin doz dağılımları radyasyon demetinin merkezi eksenini boyunca herhangi bir derinlikte vermiş



olduğu dozun, referans derinlikteki doza normalize edilmesi ile bulunan rölatif değerlerdir.

Doz hesaplamasındaki en temel basamaklardan biri radyasyon demetinin merkezi eksenini boyunca derin doz dağılımlarının belirlenmesidir. Derin doz dağılımları Yüzde Derin Doz (YDD), Doku Hava Oranı (TAR), Doku Fantom Oranı (TPR) ve Doku Maksimum Oran (TMR) gibi veriler ile karakterize edilir.

### 3.12.3. Yüzde derin doz

Yüzde Derin Doz (YDD) herhangi bir  $d$  derinliğindeki dozun  $d_0$  referans derinliğindeki doza oranıdır. Orta voltaj ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinlik genellikle yüzeydir ( $d_0=0$ ), daha yüksek enerjiler için ise maksimum dozun olduğu derinlik noktası ( $d_0=d_{maks}$ ) alınır. YDD değerleri demetin enerjisi ile artar. Bu artış verilen bir derinlik için YDD eğrilerinin eğiminin azalması ve ışının giriciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha girişkendir ve yüksek YDD değerlerine sahiptirler. Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişir. Klinikte kullanılan radyasyon kaynaklarının da ters kare kanununa (TKK) uyması için genellikle büyük (80cm) kaynak-cilt mesafesi (SSD) kullanılarak radyasyon kaynağının noktasal bir kaynak gibi düşünülmesi sağlanır. Bunun sonucu olarak kaynaktan uzaklaştıkça doz şiddeti TKK'na göre azalmasına rağmen, bir referans noktasına göre rölatif doz olan YDD'ler SSD ile artar.

### 3.12.4. Doku hava oranı

YDD değerleri SSD'ye bağlı olduğundan izosentrik tedavi tekniğini için kullanımı elverişsizdir. Derin doz dağılımı olarak, SSD'den bağımsız Doku Hava Oranı'nın (TAR) tanımlanması ile Co-60 cihazı için bu problem ortadan kalkmıştır. TAR, doku içinde bir  $d$  derinliğinde soğrulan dozun ( $D_d$ ), aynı

koşullarda havada soğrulan doza ( $D_h$ ) oranı olarak tanımlanır. TAR değerleri enerji, derinlik ve alan genişliğine bağlıdır.

### 3.12.5. Doku fantom oranı

TAR'ın belirlenmesi için yapılan hava dozu ölçümlerinde, iyon odalarına elektronik dengenin sağlanabilmesi için demetin  $d_{maks}$  derinliğine uygun build-up cap'ler takılır. Ticari olarak üretilen iyon odalarının mevcut cap kalınlıkları ortalama enerjisi 1,25 MeV olan Co-60 cihazı için uygundur. Ancak daha yüksek enerjilerde TAR ölçümü için build-up cap'lerin kalınlıklarının artırılması gerekmektedir. Yüksek enerjilerde TAR ölçümündeki bu sınırlamalardan dolayı hava dozu ölçümü gerektirmeyen Doku Fantom Oranı (TPR) tanımlanmıştır. TPR, TAR ile aynı özelliklere sahiptir. Aralarındaki tek fark ölçümlerin hava yerine fantomda yapılmasıdır. TPR, fantomda verilen noktadaki dozun, sabit referans derinliğindeki (genellikle 5-10 cm) doza oranı olarak tanımlanabilir.

### 2.12.6. Doku maksimum oranı

TPR herhangi bir referans derinliğe normalize edilebilen genel bir fonksiyondur. Normalize edilen derinlik  $d_{maks}$  gibi sabit bir nokta alınırsa Doku Maksimum Oranı (TMR) ortaya çıkar. Böylece TMR, TPR'nin özel bir durumudur. TMR kavramı fraksiyonel saçılmanın bir noktadaki derin doza katkısının demetin diverjanansından bağımsız, sadece dokunun derinliğine ve o noktadaki alan boyutuna bağımlı olduğu varsayımına dayandırılır. TAR ve TPR'nin temeli olan bu prensip bütün bu fonksiyonları pratikte SSD'den bağımsız yapar.

### 3.12.7 Yüzey dozu

TVI'nda cilt de hedef hacimdir ve verilen dozun tümünü alması istenir [9]. Yüksek enerjili foton ışınlarında build-up özellikleri enerji, alan büyüklüğü, uzaklık ve ışının cilde giriş açısı gibi faktörlerle değişir. Meydana gelen bu değişimleri sağlıklı bir şekilde belirleyebilmek için yüzey dozu ve  $d_{maks}$  değerlerinin TVI şartlarında ve paralel plakalı iyon odası ile ölçülmesi gerekmektedir.

TVI geometrisinde  $d_{maks}$  ve cilt dozu değerleri konvansiyonel tedavi şartlarındakiler ile aynı değildir. Özellikle 10 MV'den yüksek enerjilerde maksimum dozun olduğu derinlik artar ve bu da ciltte doz düşüklüğüne neden olur. Ciltte meydana gelen bu doz düşüklüğünü telafi etmek ve cildin verilen dozun tümünü alması için hasta ile kaynak araşma doku eşdeğeri materyal yerleştirilir. Yerleştirilen bu materyalin amacı gerekli saçılmayı yaparak radyasyonun cilde girdiğinde maksimum dozu vermesini sağlamaktır. Cilt dozundaki artış saçıcı ekranın ciltten olan uzaklığına bağlıdır. Ekranın cilde yaklaştırılması ile cilt dozu artar.

### 3.12.8. Çıkış dozu

Karşılıklı paralel iki alan tekniği kullanıldığında cilt dozu, giriş ve çıkış dozlarının ortalamasıdır. Çıkış dozu, sınırlı fantom hacmi ve hasta kalınlığı gibi nedenlerle geri saçılımın azalması ve duvardan gelen geri saçılmaların tam olarak değerlendirilebilmesi için TVI şartlarında ölçülmelidir. Çıkış dozu hasta ile duvar arasındaki uzaklığa ve kullanılan alan ile fantom büyüklükleri arasındaki orana bağlıdır [9].

### 3.12.9. Doz profili

TVI'nda kullanılan ışının merkezi eksen dışındaki bilgilerine de ihtiyaç vardır. Geniş radyasyon alanında radyasyon dozunun sürekliliği kontrol edilmelidir. Doz profili ışınlama şartlarında kullanılabilir alan genişliğini, alan kenarlarındaki doz düşmelerini (penumbra) veya demet köşegenlerini tespit etmek için ölçülür. Kullanılabilir alan genişliği doz homojenliğinin  $\pm\%10$  içinde olduğu alan uzunluğudur ve ışıklı alanın gösterdiğinden daha küçüktür. Doz profilleri build-up cap ile havada veya fantomda ölçülebilir. Eğer fantomda tek bir derinlikte ölçülecek ise bu derinlik  $d_{maks}$  derinliğinden büyük olmalıdır [9]. TVI şartlarında ölçülen doz profilinin arzu edilen homojenliğe sahip olmadığı durumlarda, demeti düzgünleştirmek için kompensatörler tasarlanır.

### 3.13 İn-vivo dozimetrisi

Temel dozimetrik verilerin TVI şartlarının da ölçülmesi ile doz hesabında kullanılacak parametreler sağlıklı bir şekilde elde edilmiş olur. Ancak kemik iliği naklinin başarılı olması ve radyasyonun erken ve geç yan etkilerini en aza indirmek için tüm vücut ışınlamasında hastaya verilen dozdan ve bu dozun hastadaki dağılımından da emin olmak gerekir [9]. Hastadaki doz dağılımı in-vivo dozimetri yöntemi ile belirlenebilir. Bu yöntem ile gerçek hasta ışınlamalarında cilt dozlarını ölçebiliriz ancak vücut orta hattının ve bazı iç organların dozunu direkt ölçmek mümkün değildir. Bu kısıtlamadan dolayı gerçek hasta tedavisine başlamadan önce istenilen her noktasına in-vivo dozimetri yerleştirilebilen Antropomorfik Rando Fantom ışınlamaları yapılarak tedavide oluşacak doz dağılımı kontrol edilebilir.

İyonlaştırıcı radyasyonların hiçbirisi insanların sahip oldukları duyu organları ile fark edilemedikleri için varlıkları ve şiddetleri ancak özel cihazlar aracılığıyla ortaya konulabilir. Birçok radyasyon ölçme metodu, radyasyonun içinden geçtiği ortamda iyonizasyon meydana getirme özelliğine dayanır. İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film

dozimetrisi, termolüminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn-vivo dozimetride kullanılacak yöntemin rahat uygulanabilir, güvenli ve kolay kullanılabilir olması gerekir. Bu nedenle dedektörlerin seçimi çok önemlidir [9].

Kullanılan dedektörlerin doz cevaplarının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. Bu açıdan bakıldığında TLD sistemleri en uygun in-vivo dozimetri yöntemi olarak görülebilir. Işınlama ile aynı anda soğrulan dozu ölçme imkânı sağlamaları ise diyot dedektörlerin en önemli üstünlükleridir.

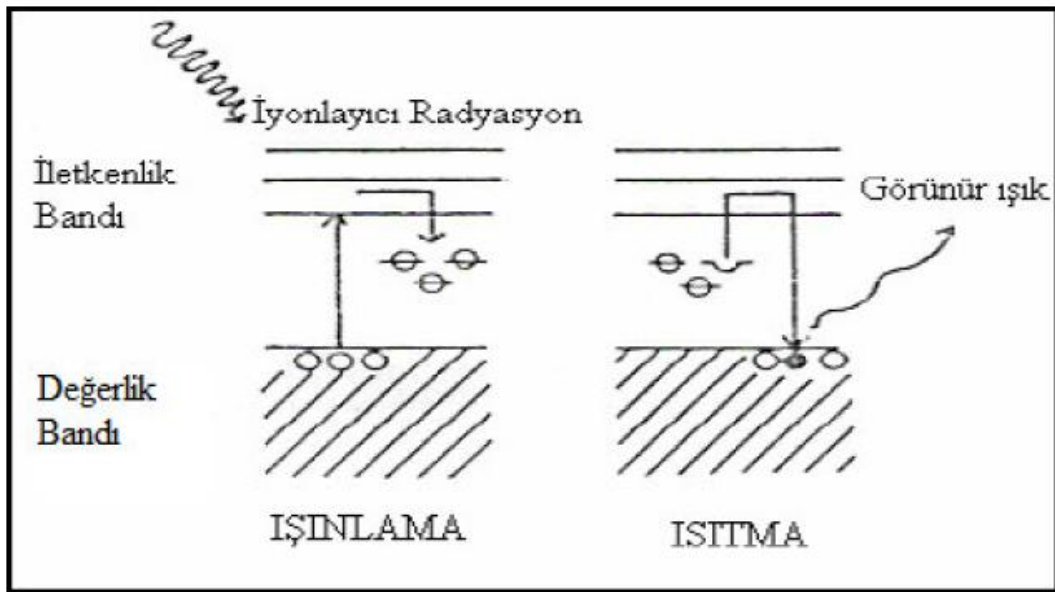
### **3.14. Termolüminesans dozimetri**

Lüminesans (ışıldama), bazı maddelerin sıcaklığı yükseltilmeksizin optik ışımaya yapmasıdır. Lüminesans veren maddeler enerji soğurabilir, depolayabilir ve optik ışımaya dönüştürerek sonra ışıyabilirler. Lüminesans, bazı maddelerin morötesi ya da x-ışını ısınımı, elektron, alfa parçacıkları, elektrik alanı ya da kimyasal tepkime gibi bir enerji kaynağından enerji alması sonucunda ortaya çıkar.

Termolüminesans (TL), kristale verilen enerjinin, kristal ışılatıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olayıdır. Kristallerin TL özellik göstermelerinin ana nedeni, kristal içi yapı bozuklukları veya kristal içine yabancı atomların ilave edilmesidir.

Maddenin yapısındaki bozukluklardan dolayı değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji aralığında lokalize olmuş yarı kararlı enerji seviyeleri bulunur. Bu enerji seviyeleri elektronlar için tuzak merkezlerini oluşturur. Madde üzerine iyonizan radyasyon geldiğinde, kristal içindeki elektronlar uyarılarak değerlik bandından iletkenlik bandına geçer ve bunun sonucunda değerlik bandında boşluklar (holler) oluşur. İletkenlik bandındaki

elektronlar bu uyarılmış düzeyden tekrar değerlik bandına dönerken iletkenlik bandının altında bulunan farklı derinliklerdeki tuzaklara (yarı kararlı enerji seviyelerine) yakalanırlar. Elektronların yarı kararlı düzeyden taban düzeyine (değerlik bandına) doğrudan geçişleri yasaklanmıştır. Kristal ısıtılarak tuzaktaki elektronlara yeterli enerji verildiğinde elektronlar iletkenlik bandına geçerek buradan taban düzeyine geri dönerler ve kazanmış oldukları enerjiyi bu geçiş sırasında ışık (foton) olarak geri verirler. Bu olaya termolüminesans denir. Şekil 3.3. termolüminesans olayını göstermektedir. Yayımlanan foton miktarı soğurulan doz ile orantılı olduğundan açığa çıkan ışık şiddeti ölçülerek maddenin soğurduğu radyasyon miktarı bulunabilir.

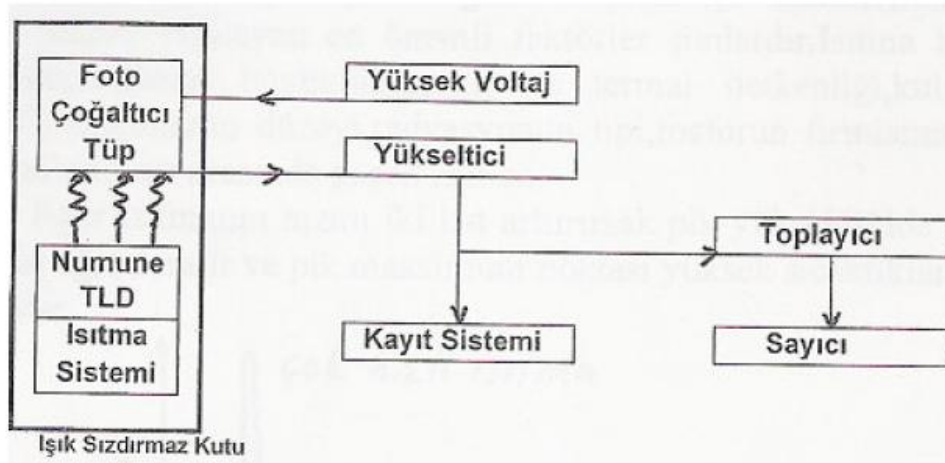


Şekil 3.3. Kristal yapının enerji bant gösterimi ve TL oluşumu

Termolüminesans dozimetreler doza çok duyarlı, hızlı, çevre koşullarına kararlı, su veya doku eşdeğeri olup ölçüm için herhangi bir ek kabloya ya da sisteme ihtiyaç duymamaktadır. Boyutunun küçüklüğü nedeniyle yüksek doz değişimlerinin söz konusu olduğu birçok radyoterapi uygulamalarında konumsal ayırma gücü olanağı sağlarlar [7].

Termolüminesans madde olarak en çok kullanılan fosforlar Lityum florür (LiF), Lityum borat (Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>), Kalsiyum florür (CaF<sub>2</sub>) ve Kalsiyum sülfat (CaSO<sub>4</sub>) dır [8]. TLD'lerin toz, çip ve çubuk gibi değişik formları mevcuttur. Bir TLD sistemi, fosfor kristaline ek olarak TLD fırını ve TLD okuyucusundan oluşur. TLD okuyucuları, TLD içerisinde soğurulan dozu, ısı yolu ile açığa çıkaran sistemlerdir. Bir TLD sisteminde olması gereken temel parçalar ısıtıcı, fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve elektrometredir. Işınlanmış TLD'ler ısıtıcıya yerleştirilerek ısıtılırlar ve termolüminesans ışık yayarlar. Bu ışık PMT tarafından ölçülerek elektrik sinyaline dönüştürülür ve bu sinyaller elektrometrede yük veya akım cinsinden kaydedilir [2].

Şekil 3.4'te tipik bir TLD okuyucusunun temel parçaları gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi

TLD'leri kullanmadan önce tavlama yapılarak tuzaklardaki elektronların temizlenmesi gerekir. Tavlama işlemi TLD'ler için özel hazırlanmış fırınlarda TLD yongalarının belirli bir sıcaklığa çıkartılıp daha sonra yavaş yavaş soğutulmaları ile gerçekleştirilir. Her TLD maddesinin fırınlanma sıcaklığı farklıdır. Çalışmada kullanılan TLD-100H için tavlama sıcaklığı 240°C'dir.

### 3.14.1. TLD uygulama alanları

Günümüzde TLD teknikleri, basta tıp uygulamaları olmak üzere birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Aşağıda baslıca kullanıldığı uygulama alanlarına örnek verilmiştir [14].

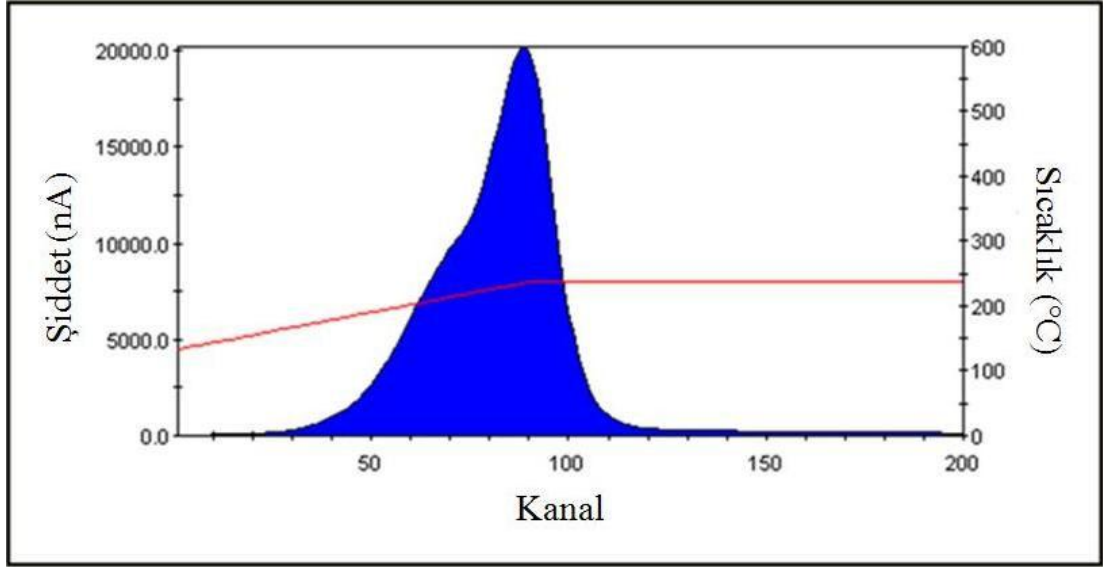
- Klinik dozimetri uygulamalarında
- Diagnostikte soğrulan doz ölçümünde
- Radyoterapide kalite kontrol çalışmalarında (yüzde derin doz ve profil ölçümlerinde)
- Radyoterapide hastaya verilen tedavi dozu ve kritik organ dozu ölçümlerinde
- Personel dozimetrisinde (tüm vücut ve bazı organların (el, parmak, gonad,vb.) doz ölçümlerinde)
- İn-vivo ölçümlerinde (giriş dozu, çıkış dozu, kavite içi soğrulan doz ölçümleri, brakiterapi ve tüm vücut ışınlamalarında)
- Yüklü parçacık ve nötron dozimetrisinde
- Jeolojik yaş tayininde

### 3.14.2. TLD ışıma eğrileri

Işıma eğrisi, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak TLD ışıma şiddetinin bir grafiğidir. Işıma eğrisinin sekli ve piklerin sayısı termolüminesans maddeye göre değişir. Aynı zamanda farklı radyasyon tipleri de ( $\alpha$ , nötron, vb.) farklı ışıma eğrileri üretir. Eğrinin altında kalan toplam alan, fosforun maruz kaldığı radyasyon ile doğru orantılıdır. Isıma eğrisinin okunması, eğri altında kalan alanın ya da pik yüksekliğinin okunması ile gerçekleştirilir (Şekil 3.5).

Medikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan LiF:Mg,Ti fosforunun ana piki ısıma eğrisi 180°C ile 260°C arasında oluşmaktadır.





Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan TLD-100H için ısıma eğrisi

Isıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler şunlardır:

- Isıtma hızı ve düzgünlüğü
- Fosforun büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği
- Kullanılan kayıt aleti
- Işınlamanın düzeyi
- Radyasyonun tipi
- Fosforun fırınlanması ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman

## **4.GEREÇ VE YÖNTEM**

### **4.1. Araç ve Gereçler**

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı
2. Varian marka DHX lineer hızlandırıcı cihazı
- 3.Eclipse tedavi planlama sistemi
4. "Alderson Rando Fantom 475 " isimli antropomorfik Rando fantom
5. PTW marka 34010 0,6 cc Farmer tipi iyon odası
6. PTW Unidos marka elektrometre
7. PTW RW-3 katı su fantomu
8. LiF termolüminesans dozimetri
9. Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu
- 10.PTW-TLDO Marka TLD fırını

#### **4.1.1. Elekta synergy platform lineer hızlandırıcı cihazı**

Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton; 6, 10, 12, 15 ve 20 MeV değerinde beş farklı elektron enerjili, 40 çift çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Resim 4.1).



Resim 4.1. Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı

ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümör sekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. SSD= 100 cm mesafede açılabilen alan boyutları minimum  $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ , maksimum  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  dir. İzomerkezde yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm'dir. Cihaz kafası içinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 75 mm, ÇYK'ler arasındaki sızıntıyı azaltma görevi gören X diyaframlarının kalınlığı 30 mm, Y kolimatörlerinin kalınlığı ise 78 mm'dir. Yaprakların merkezi eksenenden karşı tarafa geçme mesafesi 12,5 cm'dir. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından yapılır. Konformal radyoterapi için planlanan bu cihaz aynı zamanda yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) opsiyonuna da sahiptir. Elektronik portal görüntüleme (EPG) sistemi ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir.

#### 4.1.2. Alderson rando fantom

Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı sekle sahip olan antropomorfik (insan yapılı) fantomlar, radyoterapide kalite kontrol aracı olarak klinik dozimetride kullanılmaktadır. Bu fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanımda olan Alderson Rando Fantomlarıdır. Çalışmada kullanılan Alderson Rando Fantomun yumuşak doku materyali, yoğunluk ve soğurma karakteristikleri bakımından insan dokusuyla birebir uyumludur. Fantom, kalınlıkları 2,5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Herbir kesitte 1,5 cm aralıklarla yer alan 5 mm çapında TLD yerleştirmeye elverişli delikler bulunmaktadır (Resim 4.2).



Resim 4.2. Alderson rando fantom

#### 4.1.3. PTW marka 34010 0,6 cc farmer tipi iyon odası

Radyoterapide yüksek enerjili foton, elektron ve proton demetlerinin mutlak doz ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan iyon odasıdır. Çalışmada kullanılan 34010 0,6 cc iyon odası 23 mm iç uzunluk ve 3,05 mm iç yarıçapa sahiptir. Duvar materyali PMMA (Polimetil metakrilat) ve grafit karışımı olup orta elektrodu alüminyumdur. Havada ölçüm yapılırken kullanılan yükseltme başlığının (build-up cap) malzemesi PMMA'dır. Çalışma voltajı 400 V tur (Resim 4.3).



Resim 4.3. PTW marka 0,6 cc farmer tipi iyon odası

#### 4.1.4. PTW unidos marka elektrometre

Radyoterapide, diagnostik radyolojide ve sağlık fiziğinde hasta dozimetrisi ve kalibrasyon baslıca olmak üzere geniş bir kullanım alanı vardır. İyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz ve doz hızı değerlerini Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/saat, R/dk cinsinden okuyabilir. Ölçülen elektriksel değerler yük ve akım cinsinden Coulomb (C) veya Amper (A) olarak gösterilir. Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler

girilebilmektedir. Geniş kütüphanesi sayesinde 30 tane iyon odasının kalibrasyon faktörleri elektrometre hafızasına girilebilir .



Resim 4.4. PTW marka unidos elektrometre

#### 4.1.5. PTW marka RW3 katı su fantomu

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde su standart referans materyalidir. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılır. Çalışmada kullanılan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polyesterden yapılmış 40x40 cm<sup>2</sup> boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun derinlikler içerir. Yoğunluğu 1,045 gr/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu 3,43x10<sup>23</sup> e/cm<sup>3</sup> 'tür.



Resim 4.4. RW3 katı su fantomu

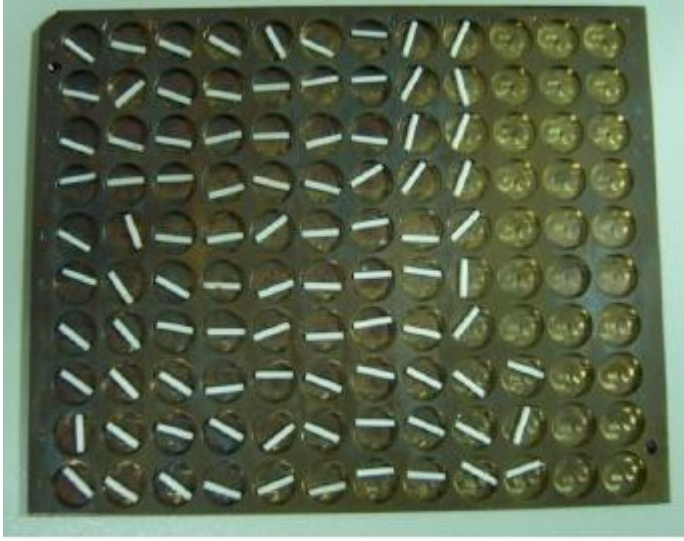
#### 4.1.6. LiF termolüminesans dozimetri

Çalışmada kullanılan dozimetre yongası TLD-100H'dır. LiF bileşiğine, Mg, Cu ve P atomlarının katkılanmasıyla oluşur. İçeriğinde bulunan LiF (Lityum Florür) yoğunluğu  $2,64 \text{ gr/cm}^3$ , etkin atom numarası 8,2 olan bir alkali halojendir.

TLD-100H'in ana ısım piki sıcaklığı  $190-210^\circ\text{C}$  arasındadır. Fırınlama sıcaklığı  $240^\circ\text{C}$ 'de 10 dakikadır. Optik ısım piki 400 nm dedir. Fiziksel sekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk biçimlerinde bulunabilmektedir. Uygun soğurulan doz aralığı  $1 \mu\text{Gy}$  ile 10 Gy arasında değişir [14].

Bu çalışmada Resim 4.5'de gösterilen beyaz teflon ile kaplanmış 1 mm çapında silindir TLD çipleri kullanılmıştır.





Resim 4.5. TLD-100H ipleri

#### 4.1.7. Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu

TLD'lerin okunmasında kullanılan Harshaw marka okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan "WinREMS" in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS, okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ısıma eğrilerini oluşturup analiz eden bir programdır. Program sayesinde ön ısıtma sıcaklığı ve zamanı, maksimum okuma sıcaklığı, ısıtma hızı, tavlama sıcaklığı ve zamanı ayarlanabilmektedir. Okuyucu cihazı, tek bir TLD elementinin yerleştirilebildiği bir çekmece, programlanabilir ısıtma sistemi ve soğutma yapan termoelektrik fotoçoğaltıcı tüpten oluşmaktadır. 6000C ye kadar ısıtma yapabilmektedir. Isıtma tepsisi paslanmaz çeliktir. TLD çiplerinin kolay taşınmasını sağlayan vakum cımbız sistemine sahiptir .





Resim 4.6. Harshaw marka 3500 model TLD okuyucusu

#### 4.1.8. PTW marka TLD 3500 model TLD fırını

TLD yongalarını tavlama için kullanılır. "ThermoSoft 2000" (versiyon 1.2) programı sayesinde istenilen her sıcaklık için fırınlama yapabilme özelliğine sahiptir.

Aynı anda 3 tane TLD tablası fırınlanabilir. Isıtma döngüsü sırasında fırındaki fan sistemi ısının fırın içinde eşit olarak dağıtılması sağlar. Digital gösterge ile gerçek sıcaklık ve programlama sıcaklığı izlenebilir (Resim 4 .7).

TermoSoft programıyla TLD-100H için oluşturulan tavlama işlemi, oda sıcaklığından başlanarak 240°C'ye kadar ısıtma, 240°C'de 10 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutma işlemlerinden oluşur.



Resim 4.7. PTW marka TLDO model TLD fırını

## 4.2. Yöntem

### 4.2.1. Yüzey dozu ve yüzde derin doz ölçümleri

Yüzey dozu ve yüzde derin doz ölçümleri silindir tipi iyon odası ile katı su fantomunda TVI şartlarında ölçülmüştür. Kaynak cilt mesafesi 359 cm'dir. Kaynak cilt mesafesinin arasına yüzey dozunu arttırmak amacıyla 2 cm'lik plexiglass malzeme konulmaktadır. Katı fantomun farklı derinliklerinde elişer MU'luk ışınlamalar yapılmış ve elde edilen sonuç en yüksek sonuca bölünerek bire normalize edilmiştir. Standart 6 MV'lik bir lineer hızlandırıcının yüzde derin doz tablosunda en yüksek doz okuma derinliği ( $d_{max}$ ) 1,3 cm ile 1,7 (ortalama 1,5 cm) arasındadır. Kullanılan 2 cm'lik plexiglass malzeme sayesinde katı fantomların sıfır noktası en büyük dozun okunduğu yer olacaktır. Alınan ölçümler Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. TVI için YDD Tablosu

Derinlik (cm)	Doz Hızı (240 MU/dakika)	Doz hızı (400 MU/dakika)	Yüzde derin doz (%)
0,7	83,85	83,85	100
1,7	81,96	81,97	97,7
2,7	79,99	80,01	95,4
3,7	77,88	77,88	92,9
4,7	75,75	75,75	90,3
5,7	73,56	73,57	87,7
6,7	71,46	71,46	85,2
7,7	69,27	69,29	82,6
8,7	67,14	67,14	80,09
9,7	65,04	65,04	77,5
10,7	62,88	62,88	75
11,7	60,81	60,81	72,5
12,7	58,74	58,74	70
13,7	56,73	56,7	67,6
14,7	54,69	54,69	65,2
15,7	52,77	52,77	62,9
16,7	50,88	50,88	60,5
17,7	49,08	49,05	58,4
18,7	47,13	47,13	56,2
19,7	45,48	45,45	54,2
20,7	43,89	43,98	52,3



Resim 4.8. TVI YDD ölçüm görüntüsü

#### 4.2.2. Doz profil ölçümleri

Doz profilleri  $SSD=359$  cm 'de ve silindir iyon odası ile 6MV foton enerjisi için katı fantomda, 10 cm derinde ölçülmüştür. Doz profil ölçümü için 10 cm kalınlık kullanılması, doz hesabının yapıldığı göbek noktasının yaklaşık orta hat kalınlığına yakın bir değer olduğu için uygundur. Doz profilleri, demetin merkezinden belirli uzaklıklarda ölçülen dozların merkezdeki doza bölünmesiyle bulunmuştur.

Çizelge 4.2. TVI doz pofili

Orta Noktaya Olan Uzaklık (cm)	Okuma (nC)	Okuma (%)
-60	64,00	1,018
-50	63,63	1,012
-20	63,89	1,016
-10	64,01	1,018
0	62,88	1,000
10	63,89	1,016
20	63,71	1,013
50	63,71	1,013
60	64,11	1,020

#### 4.2.3.TLD kalibrasyonu

TLD-100H çipleri tuzaklardaki elektronları boşaltmak amacıyla önce TLD fırınında Termosoft programı kullanılarak 240°C'de 25 dakika tavlama işleminden geçirilmiştir. Daha sonra 150 tane TLD çipi özel olarak hazırlanmış PTW marka RW3 katı su fantomu kullanılarak SSD=100 cm'de, 25x25 cm<sup>2</sup> alanda 5 cm derinlikte 100 cGy verecek şekilde lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanmış ve TLD okuyucusunda her birinin bu doza verdiği yanıt kaydedilmiştir.

Bu işlem her TLD için 3 defa tekrarlanmıştır. Doz yanıtlarının ( $\mu\text{C}/\text{cGy}$ ) birbirine yakın olduğu ve doz tekrarlanabilirlikleri  $\pm\%3$  içinde kalan TLD çipleri çalışmada kullanılmıştır. Tüm TLD çipleri aynı hassasiyette üretilmediği için aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık salarlar.

Okumaların aynı olmasını sağlamak için her çipe özel *element düzeltme faktörü (ECC)* denilen bir ağırlık faktörü verilir. Her bir TLD çipi için verilen

ECC faktörü farklı olduğundan bu aşamadan sonra TLD' leri karıştırmamak için her biri numaralandırılmıştır. Okuyucudan  $\mu\text{C}$  cinsinden verilen fotoçoğaltıcı tüp akımını soğurulan radyasyon miktarına çevirmek için *okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF)* bulunmuştur. Lineer hızlandırıcı cihazı ile kalibre edilen TLD-100H çipleri kontrol amacıyla lineer hızlandırıcı cihazında da ışınlanmış, TLD çiplerinin doz cevapları arasındaki fark  $\pm\%3$  içinde kalmıştır. TLD kalibrasyon verileri Ek-1' de verilmiştir.

#### 4.2.4.Tedavi süresi hesabı

Tedavi süresi hesabı aşağıdaki formülle göbek orta hattına 200 cGy doz verilerek MU değeri bulunmuştur [13].

$$\text{Doz} = \text{MU} \cdot \text{YDD}_{359}(d) \cdot \text{Verim}_{100}(A) \cdot \text{TKF} \cdot \text{TF} \quad (4.1)$$

*Doz*: Vücudun orta noktasının alması istenilen dozdur. (cGy)

*MU*: 10x10 cm<sup>2</sup> alanda kaynak cilt mesafesi 100 cm'de en yüksek doz noktasına 1 cGy doz vermek için gereken ışınlama süresi.

*YDD<sub>359</sub>(d)*: Kaynak cilt mesafesi 359 cm iken Ciltten d mesafe derinlikte okunan dozun en yüksek doza oranıdır.

*Verim<sub>100</sub>(A)*: SSD 100 cm'de A alanında okunan dozun 10x10 cm<sup>2</sup> alanda okunan doza oranıdır.

*TKF*: Ölçüm yapılan mesafenin karesinin tersidir. Dozun mesafenin karesinin tersiyle orantılı olmasından dolayı kullanılır.

*TF*: Kaynakla cilt arasına yerleştirilen maddelerin ışını ne oranda zayıflattığını belirten faktördür.

#### 4.2.5. Rando fantomun ışınlanması

İstenilen kesitlerine TLD'lerin yerleştirildiği rando fantom, TVI ışınlanması için özel olarak yaptırılmış hasta sedyesi üzerine, alanın merkezi tam göbek orta noktasından geçecek şekilde yatırılmıştır. Fantom yatırılırken kullanılabilir

alan genişliğinin içinde kalmasına dikkat edilmiş ve bu amaç için bacaklar karına doğru çekik şekilde yerleştirilmiştir. Çalışmamızda akciğerlerde soğrulan dozun, verilen dozun %50-60'ını geçmemesi istediğimiz için kurşun plaklar kullanılmıştır.

İY ışınlama için kurşun plakların şeklinin, büyüklüğünün ve cilt üzerine yerleştirileceği bölgenin tayini için similasyon görüntüsünden yararlanılmıştır. 6 MV lineer hızlandırıcı için kullanılacak kurşun kalınlığı, 12 mm olarak bulunmuştur.

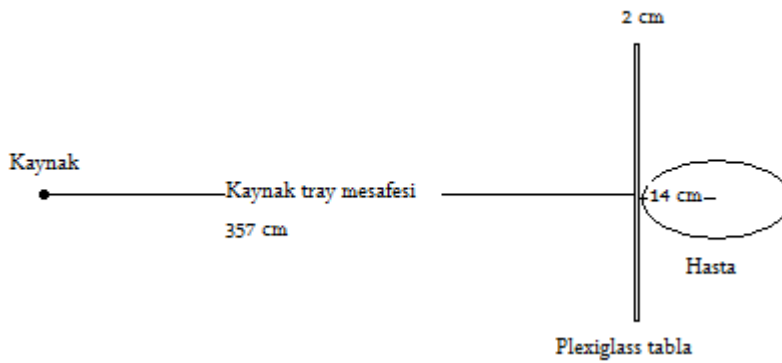
## 5.BULGULAR

### 5.1. TVI Geometrisinin Belirlenmesi

Çalışmamızda 6 MV'lik lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Işınlamada SSD tekniği kullanılmış olup, kaynak cilt mesafesi yani SSD değerimiz 359 cm'dir. Kolimatör açısı 45 derece, gantry açısı 270 derece, kolimatör açıklığı yani alan genişliği  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. Hasta İY pozisyonundadır.



Resim 5.1. TVI Geometrisi



Şekil 5.1. TVI hasta geometrisinin şematik gösterimi

Resim 5.1 ve Şekil 5.1 yapılan ölçümleri ve hasta setup'ını göstermektedir.



## 5.2. Tray Faktörü Hesabı

TVI'nda tüm vücut hedef hacimdir. Çalışmamızda cilt dozunu arttırmak amacıyla pleksiglas bir madde kullanılmıştır. Pleksiglas'ın ışını ne kadar soğurduğunu hesaplayabilmek için build-up kullanarak havada ölçümler alınmıştır. Alınan ölçümler sonucu TF 0,973 olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.1. Tray faktörü hesabı

Pleksiglaslı ÖLÇÜM	81,33	81,27	81,3
Pleksiglassız ÖLÇÜM	83,58	83,53	83,56

## 5.3. Planlama Verileri

Randofatomun üç boyutlu planlama CT'si çekilip, Eclips planlama sistemine aktarıldı. TVI geometrik şartları planlama sistemine girildi. Hem el hesaplama yöntemiyle yapılan hesap hem de planlama sistemi verileri ve TLD verileri karşılaştırıldı.

DENEME, (rando fantom), () - External Beam Planning - [SOL YAN - Unapproved - Transversal - CT\_1]

File QuickLinks Edit View Insert Workspace Planning Tools Window Help

2.0 cm

randofantom

- CT1
  - SOL YAN
  - SOL YAN1
  - SOL YAN2
  - Plan Sum

Isodoses (%)

119.0  
105.0  
100.0  
95.0  
90.0  
80.0

Point Dose: SOL YAN

Field	Normalized Field Dose	Unnormalized Field Dose
Field 1	56.8 %	6.0 %
Field 2	57.6 %	6.1 %
Total:	114.4 %	12.0 %

Point Location [cm]: -4.63 56.49 -0.99

Physical Properties >>

Close

SOL YAN

- CT\_1
  - Registered Images
    - CT\_1
    - BODY
    - None
  - User Origin
  - Reference Points
    - 1
    - 2
    - 22
    - 23
    - 24
    - 25
    - 26
    - 27
    - 4
    - 45
    - 5
    - 6
    - 7

IEC 61217

Head First-Supine  
Y: 56.49 cm

Selection Registration Contouring Field Setup Plan Evaluation

Fields		Dose Prescription		Field Alignments		Plan Objectives		Optimization Objectives		Dose Statistics		Calculation Models		Plan Sum								
Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	MLC	Field Weight	Scale	Gantry Rtn (Deg)	Coll Rtn (Deg)	Couch Rtn (Deg)	Wedge	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MJ	Ref. D [cGy]
	Field 1	STATIC-F	D-600C - 6X		1.00	Varian IEC	90.0	45.0	0.0	None	39.9	+20.0	+20.0	39.9	+20.0	+20.0	266.7	0.2	-0.6	357.0	684	52.0
	Field 2	STATIC-F	D-600C - 6X		1.00	Varian IEC	270.0	135.0	0.0	None	39.9	+20.0	+20.0	39.9	+20.0	+20.0	-275.7	0.2	-0.6	357.0	684	52.0

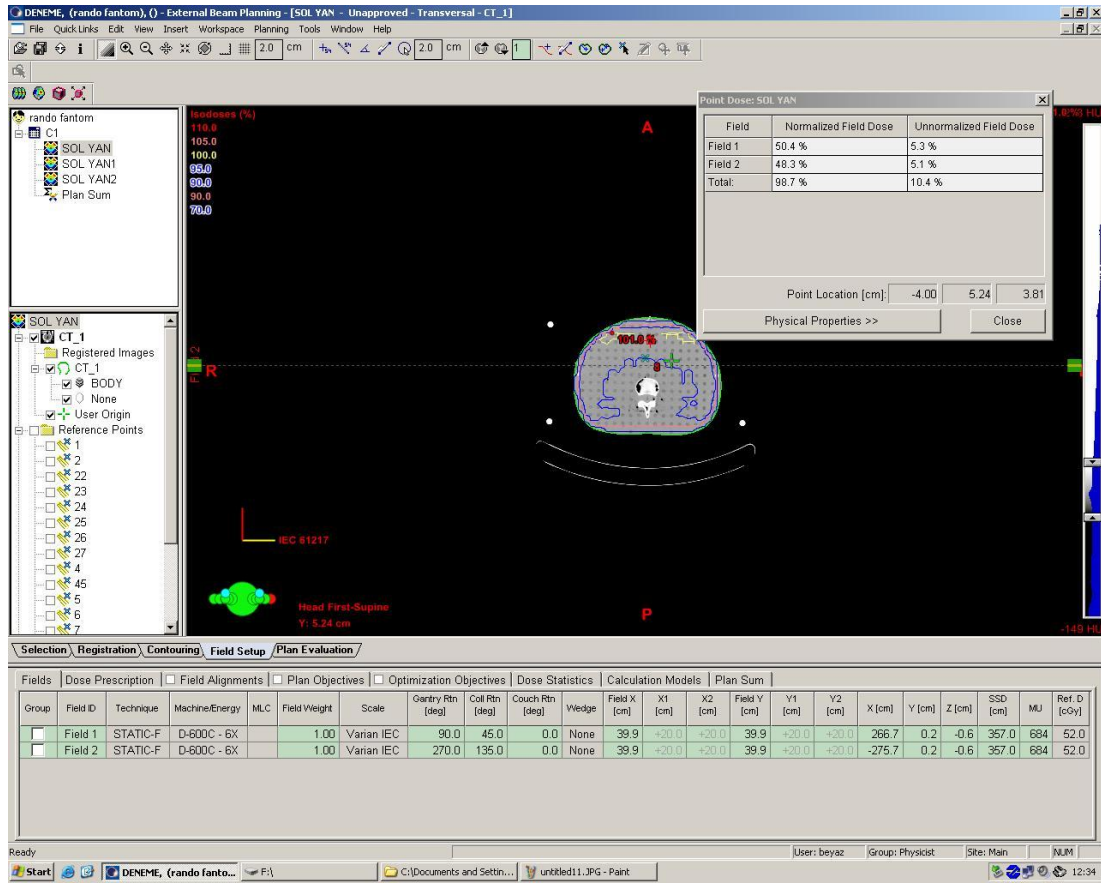
Ready

User: beyaz Group: Physicist Site: Main NUM

Start DENEME, (rando fanto... F:\

12:30

Resim 5.2. Baş Planlama Verisi

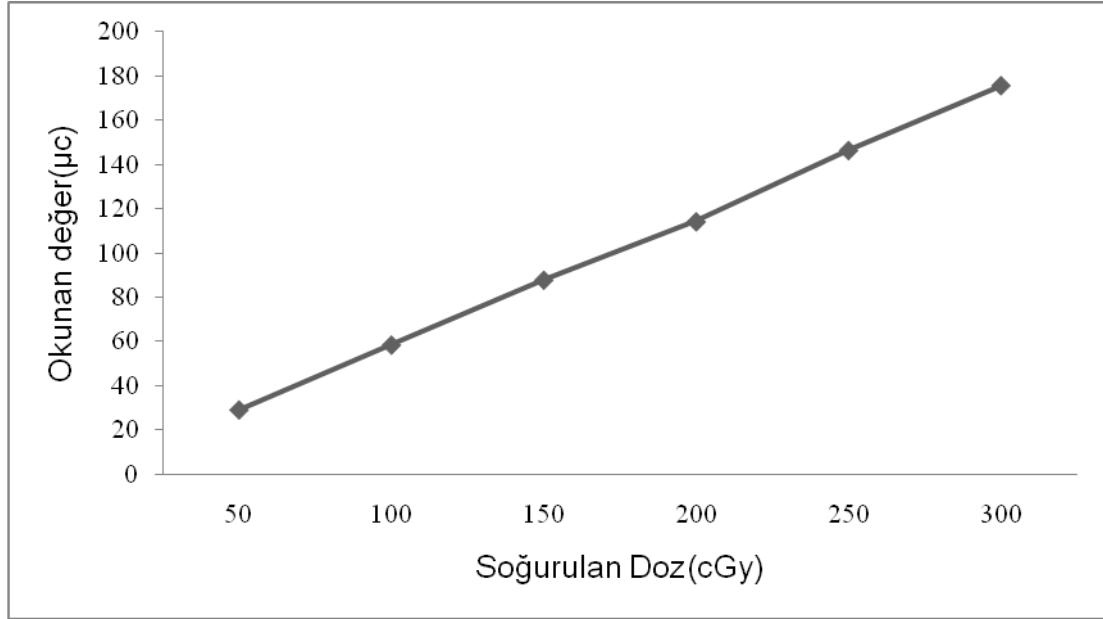


Resim 5.3. Umblicus Planlama Verisi

#### 5.4. TLD ile Doz Kontrolü

Elle yapılan hesaplamaların doğruluğunu kontrol etmek için, TLD çipleri kullanıldı. Hesaplamalarda vücut orta hat noktalarına TLD çipleri yerleştirildi. Umblicus orta hattı 100 cGy doz alacak şekilde ışınlama yapıldı.

Çalışmada 57 adet TLD kullanıldı ve ard arda yapılan üç ışınlama sonunda kendi içindeki değişim %1 ve daha az olan TLD'ler seçildi ve çalışmada kullanıldı. Seçilen TLD'lere 50, 100, 200 cGy doz verilerek doz-cevap eğrisi çizildi. Farklı dozlarda doz cevap eğrisi çizilmesinin neden doza bağlı cevaptan gelecek hatayı en küçüğe indirmektir. Çalışmada kullanılan TLD'lerin ölçüm değerleri EK-1 de sunulmuştur. TLD'lerin doz-cevap eğrisi Şekil 5.2' de ki gibidir.



Şekil 5.2 TLD doz cevap eğrisi

Eşitlik (4.1) kullanılarak 100 cGy doz vermek için gerekli MU değeri 1724 olarak hesaplanmıştır. Hesap aşağıda verilmiştir.

$$MU = \frac{Doz}{YDD_{359}(14).Verim_{100}(40).TKF.TF} = \frac{100}{0,652.1,163.0,0788.0,97} = 1724$$

Hesaplanan MU değeri planlama sistemine girilip, veriler kendi aralarında karşılaştırılmıştır. TLD verilerinin karşılaştırılması Çizelge 5.2'de sunulmuştur.

Çizelge 5.2. TLD verileri

100 cGy'de kalibre Edilen TLD ler	BÖLGE	TVI'nda 100 cGy ışınlama sonucu elde edilen okuma	Oran
64,71	BAŞ	73,78	114
58,91	AKCİĞER	37	68
56,16	UMBLICUS	55,23	98
56	BOYUN	68	122

El hesaplaması, bilgisayar planlama sonuçları ve TLD verileri son olarak birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Çizelge 5.3. Hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılması

Kesit no	Vücutta bulunduğu bölge	Kullanılan TLD kodu	El hesabı (cGy)	Planlama (cGy)	TLD sonuçları (cGy)
3	Baş	F3	112	117	113
7	Boyun	C3	126	130	121
16	Akciğer	B1	64	65	67
28	Umblicus	F1	100	100	98

Bu çalışmada ayrıca, doz homojenitesini sağlamak amacıyla pirinç torbaları kullanılmıştır. Kullanılan pirinç torbalarını görüntüleri Resim 5.4'te sunulmuştur.



Resim 5.4. TVI'nda kullanılan piriç torbaları

## 6.SONUÇ

- a)TVI'nda büyük alan ve uzak SSD mesafesi kullanıldığından tüm dozimetrik ölçümler TVI ile aynı geometride yapılmalıdır.
- b)TVI kalite kontrolü için in-vivo dozimetri kullanılması gerekmektedir.
- c)TVI in-vivo dozimetresinde kullanılacak TLD'lerin doz cevaplarının hassasiyetinin artması için TVI ile aynı geometride kalibre edilmesi gerekmektedir.
- d)TVI'nda maksimum doz derinliğini ciltte oluşturmak için hasta ile kaynak arasına pleksiglas gibi doku eşdeğeri maddeler konmalıdır.
- e)Akciğer dozunu %50-60' a çekebilmek için kurşun plak kullanılmalıdır. Kullanılacak kurşun plak kalınlığı 6MV lineer hızlandırıcı cihazı için 1HVL yani 13,5 mm olmalıdır.
- f)TVI'nda doz homojenitesini sağlayabilmek için pirinç torbalar kullanılmalıdır.
- g)Çalışmamızda akciğer dozumuz 67 cGy olarak bulunmuştur. İstenilen akciğer dozu 50-60 cGy arasındadır. Rando fantomda kol bulunmadığında; gerçek hastada uygun kol pozisyonu ile akciğer dozu 50-60 cGy arasına düşecektir.

## KAYNAKLAR

- 1.Özalpan, A., “İyonlaştırıcı radyasyonlar ve radyasyon enerjisinin absorpsiyonu”, Temel Radyobioloji, **Haliç Üniv. Yayınları**, İstanbul, 16-35 (2001).
2. Van Dyk, J. , Galvin, M. J., Podgorsak, E. B., “The Physical Aspect of Total And Half Body Photon Irradition”, **American Association of Physicists in Medicine Report No:17**, 202-373 (1987).
3. Quast, U., “Total body irradiation-review of treatment techniques in Europe”, **Radiotherapy and Oncology**, 91-106 (1987).
4. Sanchez, F., Quast, U., Arrans R., Errazquin, L., “Reporting total body irradiation prior to bone marrow transplantation”, **European group for blood and marrow transplantation (EBMT)**, 78-93 (2002).
5. BrendaShank, M.D., “Techniques of Magna-Field Irradiation”, **Radiation Oncology Biol. Phys.**, 1925-1931 (1983).
6. KimTae, H., “A Report of The Work Party: Comparision of Total Body ”, **Radiation Oncology Biol. Phys.**, 745-754 (1980).
7. James, D., “Rationale, Technique and Results”, **Radiation Oncology**, 110-143 (2000).
8. VanDyk, J., “Magna-Field Irradiation : Physical Considerations”, **Radiation Oncology Biol.Phys.**, 1913-1918 (1983).
9. Briot, E., Dutreix, A., Bridier, A., “Dosimetry for total body irradiation”, **Radiotherapy and Oncology**, 6-29 (1990).



10. Podgorsak, B. E., Podgorsak B. M., “Special Procedures and handbook for Teachers and Students” , **IAEA**, 75-92 (2001).
11. Aget, H., “Dosimetry of Total Body Irradiation”, **J.Eur. Radiotherapy**, 183-189 (1982).
12. Quast, U., Dutreix, A., Broerse, J., “Late effects of total body irradiation in correlation with physical parameters”, **Radiotherapy and Oncology**, 158-162 (1990).
13. Khan, M., “The physics of Radiation Therapy”, Third Edition., **Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins**, 159-182, 455-463 (2003).
14. Apar, A., Akın, E., “Thermoluminescence dosimetry”, **Selçuk Üniversitesi**, 28-32 (1981).

**EKLER**

## EK-1. TLD okumaları

TLD Kodu	Okuma1 (200 cGy)	Okuma2 (200cgy)	Okuma3 (200cGy)	Ortalama	B/C	C/D	B/D	Hata (%)
e2	134,30	133,60	133,30	133,73	100,52	100,23	100,75	0,75
b5	87,30	87,56	88,32	87,73	100,30	100,87	101,17	1,17
f3	138,30	136,80	136,70	137,27	101,10	100,07	101,17	1,17
b1	117,40	116,60	115,90	116,63	100,69	100,60	101,29	1,29
d5	113,50	111,70	111,80	112,33	101,61	100,09	101,52	1,61
a5	122,10	120,70	120,00	120,93	101,16	100,58	101,75	1,75
e10	101,80	102,50	100,70	101,67	100,69	101,79	101,09	1,79
f1	115,60	117,80	117,30	116,90	101,90	100,43	101,47	1,90
c3	117,20	115,00	116,10	116,10	101,91	100,96	100,95	1,91
b2	136,00	136,50	133,70	135,40	100,37	102,09	101,72	2,09
c9	155,30	151,90	152,30	153,17	102,24	100,26	101,97	2,24
f2	134,40	133,40	131,40	133,07	100,75	101,52	102,28	2,28
e5	152,60	148,90	150,50	150,67	102,48	101,07	101,40	2,48
e3	119,50	117,60	116,00	117,70	101,62	101,38	103,02	3,02
c1	124,00	121,20	120,20	121,80	102,31	100,83	103,16	3,16
c4	136,80	133,00	132,40	134,07	102,86	100,45	103,32	3,32
c5	96,60	93,24	94,81	94,88	103,60	101,68	101,89	3,60
b4	100,00	98,51	96,51	98,34	101,51	102,07	103,62	3,62
e9	116,50	112,40	116,50	115,13	103,65	103,65	100,00	3,65
b7	111,90	107,90	108,60	109,47	103,71	100,65	103,04	3,71
e6	95,66	96,21	92,77	94,88	100,57	103,71	103,12	3,71
a1	87,69	88,13	84,92	86,91	100,50	103,78	103,26	3,78
d2	133,90	132,00	129,00	131,63	101,44	102,33	103,80	3,80
e1	98,24	96,68	94,51	96,48	101,61	102,30	103,95	3,95
e7	114,60	110,00	110,10	111,57	104,18	100,09	104,09	4,18
d6	104,50	105,70	101,30	103,83	101,15	104,34	103,16	4,34
e4	96,71	94,43	92,48	94,54	102,41	102,11	104,57	4,57
c2	57,94	56,94	55,17	56,68	101,76	103,21	105,02	5,02
f6	109,90	115,50	111,30	112,23	105,10	103,77	101,27	5,10
c6	143,20	144,00	137,00	141,40	100,56	105,11	104,53	5,11
d3	115,80	117,80	111,90	115,17	101,73	105,27	103,49	5,27
e8	131,80	134,80	128,00	131,53	102,28	105,31	102,97	5,31
f5	117,20	111,20	112,60	113,67	105,40	101,26	104,09	5,40
a10	140,90	134,40	133,40	136,23	104,84	100,75	105,62	5,62
f4	139,00	141,70	147,30	142,67	101,94	103,95	105,97	5,97
a8	157,80	148,90	149,50	152,07	105,98	100,40	105,55	5,98
d1	113,30	106,90	107,00	109,07	105,99	100,09	105,89	5,99

## EK-1. (Devam) TLD okumaları

TLD Kodu	Okuma1 (200 cGy)	Okuma2 (200cgy)	Okuma3 (200cGy)	Ortalama	B/C	C/D	B/D	Hata (%)
d7	149,60	154,40	145,60	149,87	103,21	106,04	102,75	6,04
c7	103,10	106,60	100,30	103,33	103,39	106,28	102,79	6,28
d10	134,80	134,60	126,80	132,07	100,15	106,15	106,31	6,31
a7	132,20	140,80	136,50	136,50	106,51	103,15	103,25	6,51
c8	113,20	106,20	108,70	109,37	106,59	102,35	104,14	6,59
a2	121,60	117,70	113,90	117,73	103,31	103,34	106,76	6,76
d9	119,20	111,40	116,60	115,73	107,00	104,67	102,23	7,00
b6	125,90	121,60	117,50	121,67	103,54	103,49	107,15	7,15
a3	102,80	96,03	95,68	98,17	107,05	100,37	107,44	7,44
d8	104,50	109,10	101,50	105,03	104,40	107,49	102,96	7,49
b3	112,80	120,10	111,30	114,73	106,47	107,91	101,35	7,91
a4	139,00	129,50	128,10	132,20	107,34	101,09	108,51	8,51
b8	114,70	117,40	107,60	113,23	102,35	109,11	106,60	9,11
a6	121,90	110,40	118,30	116,87	110,42	107,16	103,04	10,42
f7	101,60	91,78	96,53	96,64	110,70	105,18	105,25	10,70
d4	113,30	126,10	117,00	118,80	111,30	107,78	103,27	11,30
c10	115,30	105,60	103,00	107,97	109,19	102,52	111,94	11,94
b9	123,30	127,70	112,10	121,03	103,57	113,92	109,99	13,92
b10	133,00	120,60	116,70	123,43	110,28	103,34	113,97	13,97

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÜNLÜ, Bülent  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 15.07.1976 Nevşehir  
Medeni hali : Evli  
Telefon : 0 532 6477940  
e-mail : bulent.unlu@hotmail.com.tr

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Y. Lisans	Gazi Üniv. Fen-Ed. Fakültesi	2010
Lisans	Gazi Üniv. Fen-Ed. Fakültesi	2000
Lise	Ankara Kurtuluş Lisesi	1993

### İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2001-...	Hacettepe Üniv. Hastanesi	Fizikçi

### Yabancı Dil

İngilizce

### Hobiler

Futbol, doğa