

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

**Serhat SÖNMEZ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2006  
ANKARA**

Serhat SÖNMEZ tarafından hazırlanan 6 MV X-IŞINI İLE TÖM VÖCUT IŞINLAMASINDA HESAPLAMA VE ÖLÇÖM DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Tez Yöneticisi

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

Başkan :-----

Üye :-----

Üye :-----

Üye :-----

Üye :-----

Tarih :...../...../.....

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

## **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 kaynağa eksiksiz atf yapıldığını bildiririm.

Serhat SÖNMEZ

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

**Serhat SÖNMEZ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Haziran 2006**

**ÖZET**

**Bu tez çalışmasının amacı, radyoterapide önemli bir yer tutan tüm vücut ışınlamasında (TVI), hem elle doz hesaplama yönteminin hem de planlama bilgisayarının kullandığı hesap algoritmasının doğruluğunu test etmek amacıyla üçlü bir karşılaştırma grubu oluşturacak şekilde, termoluminesans dozimetre (TLD) yöntemini kullanarak soğurulan doz mukayesesi yapmaktır. Bu amaçla standart tedavi uzaklıklarında kullanılan derin doz dağılımı, doz profili, doz verimi gibi parametrelerin uzak mesafe için yeniden değerlendirilmesinin yanında, doku içerisindeki doza etki edebilecek yanıl saçılma faktörü de incelendi. Anterior/posterior ve posterior/anterior (AP/PA) pozisyonda göbek orta hattına verilen doz referans kabul edilerek vücudun farklı kesitlerindeki dozları tahmin etmek için elle yapılan hesaplar, tüm vücut ışınlaması opsiyonu bulunan bir planlama bilgisayarında da tekrarlandı ve elde edilen veriler, TLD ölçümlerinden çıkarılan gerçek ışınlama verileriyle karşılaştırıldı. Bu ışınlamalarda insan dokularına eşdeğer yoğunlukta dokular içeren randofantom kullanıldı.**

**Sonuçlar hem birbiriyle hem de literatürle uyumlu bulundu. Karşılaştırmalarda vücut orta hattı esas alındığından, gerçek tedavi koşullarında riskli organların alacağı dozlar ve vücut heterojeniteleri ayrıca değerlendirilmelidir.**

**Bilim kodu : 202**  
**Anahtar kelimeler : TVI, TLD, AP/PA**  
**Sayfa adedi : 42**  
**Tez yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. Eyyup TEL**

**COMPARISON OF CALCULATED AND MEASURED VALUES  
OF TOTAL BODY IRRADIATION WITH 6 MV X-RAYS**

**(M. Sc. Thesis)**

**Serhat SÖNMEZ**

**GAZI UNIVERSITY  
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**June 2006**

**ABSTRACT**

The aim of this thesis study to make comparison between manual dose calculation and computer planning system with the Thermoluminescence Dosimeter (TLD) method where it is an important issue in radiotherapy. With this aim, not only the deep dose distribution used in standart treatment distances dose profile, dose efficiency is evaluated in far distances again, but also the lateral scattering factor which can affect the dose in tissue is examined. Accepting the umblicus median dose as the reference dose in AP/PA position, the manual calculations done to estimate the dose values in different parts of the body are repeated in a treatment dose planning computer with a TBI option and the results are compared with the real irradiation values obtained from TLD measurements. During these irradiations a randophantom which has equivalent tissue density with humans' is used. The results are found in harmony with the ones in the literature. As the median of the body was taken into consideration in the comparisons, the dose of the organs at risk and tissue heterogenities should seperately be considered in the real treatment conditions.

**Science Code : 202**  
**Key Words : TBI, TLD, AP/PA**  
**Page Number : 42**  
**Adviser : Assist. Prof. Eyyup TEL**

## TEŞEKKÜR

Bu çalıőmanın gerçekleőmesinde yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Hocam Yrd. Doç. Dr. Eyyup TEL' e, değerli eőim ve meslektaőım Fiz. Müh. Aydan SÖNMEZ' e, yüksek lisans eğitimim ve tez çalıőmalarım boyunca her türlü desteği veren Prof. Dr. Cengiz KURTMAN, Doç. Dr. Meltem Nala ANDRIEU ve Fiz. Yük. Müh. Tuğba ATAKUL' a, çalıőmalarımın temel unsurları olan tedavi cihazı ve planlama bilgisayarını da dahil olmak üzere Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalının tüm imkanlarını rahatça kullanabilmem konusunda hoőgörülerini esirgemeyen Prof. Dr. Yücel PAK, Prof. Dr. Müge AKMANSU, Fiz. Müh. Temur DEMİRCİ, Fiz. Serap ÇATLI, Fiz. Mahmut BUCURGAT ve Fiz. Ceren KURUGÖL' e teőekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. RADYASYONUN DOKU İLE ETKİLEŞMESİ.....	3
2.1. Serbest Radikaller.....	4
2.2. Oksijen Etkisi.....	5
2.3. Radyasyonun hücre üzerindeki etkileri.....	6
2.3.1. Letal hasar.....	6
2.3.2. Subletal hasar.....	6
2.3.3. Potansiyel letal hasar.....	7
2.4. Doku Üzerine Etki.....	7
2.4.1. Gelişme halindeki dokular.....	7
2.4.2. Denge halindeki dokular.....	7
3. RADYOTERAPİDE TEMEL KAVRAMLAR.....	9
3.1. Eksternal Tedavide Doz Dağılımları.....	9



	<b>Sayfa</b>
3.1.1. Derin doz dağılımları.....	10
3.1.2. Doz profili.....	16
3.1.3. İzodoz dağılımları.....	16
3.1.4. Saçılan doz.....	17
3.2. Doz Ölçüm Sistemleri.....	19
3.2.1. İyonizasyon odaları.....	19
3.2.2. Termoluminesans dozimetre.....	22
4. TÜM VÜCUT IŞINLAMASI.....	28
5. MATERYAL-METOD.....	30
5.1. Fiziksel Hesaplamalar.....	31
5.2. Planlama Verileri.....	33
5.3. TLD ile Doz Kontrolü.....	36
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	40
KAYNAKLAR.....	41
ÖZGEÇMİŞ.....	42

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Yüzde derin dozun enerji bağımlılığı.....	13
Çizelge 5.1. SSD=340 cm ve 35x35 cm <sup>2</sup> alan boyutu için d <sub>maks</sub> tayini.....	30
Çizelge 5.2. Hesaplama tablosu.....	33
Çizelge 5.3. TLD doz-cevap eğrisi verileri.....	37
Çizelge 5.4. Element düzeltme katsayısının belirlenmesi.....	38
Çizelge 5.5. 100 cGy için TLD ışınlama sonuçları.....	39
Çizelge 5.6. Hesaplanan ve ölçülen değerlerin karşılaştırılması.....	39

**ŞEKİLLERİN LİSTESİ**

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 3.1. Yüzde derin doz ölçüm düzeneği.....	11
Şekil 3.2. Yüzde derin doz eğrisi.....	12
Şekil 3.3. TAR ölçüm düzeneği.....	14
Şekil 3.4. BSF ölçüm düzeneği.....	14
Şekil 3.5. TPR ölçüm düzeneği.....	15
Şekil 3.6. TMR ölçüm düzeneği.....	15
Şekil 3.7. Doz profili.....	16
Şekil 3.8. İzodoz eğrisi.....	17
Şekil 5.1. Düşey doğrultuda doz profili.....	32
Şekil 5.2. Yanal saçılma eğrisi.....	32
Şekil 5.3. Doz-cevap eğrisi.....	37

**RESİMLERİN LİSTESİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.1. Su eşdeğeri katı fantom.....	9
Resim 3.2. Silindirik iyon odası.....	19
Resim 3.3. TLD çipleri.....	22
Resim 5.1. Planlama bilgisayarında tedavi koşulları.....	34
Resim 5.2. Farklı vücut kesitlerinde doz dağılımları.....	34
Resim 5.3. Vücut orta hattında doz dağılımları.....	35
Resim 5.4. Doz dağılımlarının önden görünüşü.....	35

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
$D_{maks}$	Maksimum doz
$D_d$	d derinliğindeki doz
$D_{hava}$	Havadaki doz
$D_{ref}$	Referans derinlikteki doz
$N_k$	Hava kerma kalibrasyon faktörü
$N_D$	Suda absorbe doz kalibrasyon faktörü
$g$	Enerjinin Bremsstrahlung kesri
$k_{az}$	İyon odası duvarlarının azaltma katsayısı
$k_m$	İyon odası düzeltme faktörü (hava)
$P_u$	İyon odası düzeltme faktörü (su)
$C_{b,s}$	Basınç ve sıcaklık düzeltme faktörü
$S_{su,hava}$	Sudan havaya durdurma gücü oranı
$U$	Elektrometre okuması

<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
<b>TVI</b>	Tüm Vücut Işınlaması
<b>YDD</b>	Yüzde Derin Doz
<b>TAR</b>	Tissue Air Ratio
<b>BSF</b>	Back Scatter Factor
<b>TPR</b>	Tissue Phantom Ratio
<b>TMR</b>	Tissue Maximum Ratio
<b>SSD</b>	Source Skin Distance
<b>TLD</b>	Termolüminesans Dozimetri
<b>ECC</b>	Element Düzeltme Katsayısı

**Kısaltmalar****Açıklama****RCF**

Okuyucu Kalibrasyon Faktörü

**AP**

Anterior/Posterior

**PA**

Posterior/Anterior

**OAR**

Off Axis Ratio

**YSF**

Yanal Saçılma Faktörü

## 1. GİRİŞ

İyonlaştırıcı radyasyonlar parçacıklardan veya fotonlardan oluşan bir elektromanyetik dalga yayılımıdır ve enerji seviyeleri birbirinden farklıdır. İçinden geçtikleri maddelerde eksitasyon (uyarılma) veya iyonizasyon meydana getirme özellikleri nedeniyle canlı dokular için moleküler seviyede tahrip edici etkileri bulunur. Hücre içi metabolizma bozuklukları ve hücre zarında bir takım tahribatlar yanında en önemli etkileri hücrenin canlılığını ve bölünerek çoğalmasını kontrollü bir şekilde temin eden hücre çekirdeğinde yani kromozomlarda gözlenir. İyonlaştırıcı radyasyonlar bu etkileri ile tıp ve biyolojide önemli uygulama alanları bulmuşlardır.

Radyasyonun madde ile olan etkileşmelerinin sağlık alanında kullanılmaya başlamasıyla birlikte çok çeşitli tedavi teknikleri de geliştirilmiş ve uygulanmaya başlamıştır. Önceleri çok ilkel metodlarla ve genellikle sınırlı lokalizasyonlarla gerçekleştirilen radyasyon tedavileri, günümüzde yüksek teknolojiye sahip cihazların da devreye girmesiyle çok daha güvenli ve etkili bir biçimde uygulanmaktadır.

Kanser tedavisinde kullanılan radyasyon cihazları; radyasyonun oluşum biçimi, tipi ve enerjisi bakımından farklılıklar gösterir. İçerisinde  $^{60}\text{Co}$  radyoaktif çekirdeği bulunduran ve tedavide bu çekirdekten yayılan gama ışınlarını kullanan teleterapi cihazları, elektron hızlandırma prensibiyle çalışan ve tedavide ya doğrudan elektron demetini ya da hızlandırılmış elektronları bir hedefe çarptırarak elde edilen yüksek enerjili foton demetini kullanan lineer hızlandırıcı sistemleri veya nispeten küçük boyutlu radyoaktif kaynakları vücut içerisindeki boşluklara yerleştirilerek belirli sürelerde ışınlama yapan brakiterapi cihazları bunlardan bazılarıdır. Eksternal tedavide kullanılan radyoaktif kaynaklı teleterapi ve lineer hızlandırıcı cihazları, genellikle standart tedavi uzaklıklarında, vücudun belirli bölgelerini ışınlamak üzere tasarlanırlar. Fakat tedavi odasının şekli ve büyüklüğü izin verdiği ölçüde uzak mesafede ve ışın diverjansının oluşturduğu çok geniş bir radyasyon alanı içerisinde, vücudun tamamını aynı anda ışınlamak da mümkündür.

Tüm vücut ışınlamasında spesifik (organa ya da dokuya özel) dozların çok yakın bir doğrulukla elde edilmesi ve vücudun tamamında uygun doz homojenitesinin sağlanması gereklidir. Yeterli alan açıklığını elde etmek için tedavi mesafesi genellikle çok uzundur; bu nedenle de tüm dozimetrik parametrelerin uzak mesafede yeniden değerlendirilmesi gerekir.

Hastadaki spesifik dozları tahmin etmek için, tedavi öncesinde gerçekleştirilen çeşitli dozimetrik ölçümlerden elde edilen veriler kullanılır ve hesaplamalar genellikle elle yapılır. Gelişmiş bazı tedavi planlama sistemlerinde tüm vücut ışınlama seçeneği de bulunmakta, gerekli parametrelerin tanımlanmasının ardından hem ışınlama süresi hem de vücut genelindeki nokta dozlar bilgisayar ortamında elde edilebilmektedir. Doz tahmini için kullanılan yöntem ne olursa olsun, ışınlama öncesinde yapılan hesaplamalar bağımsız bir doz ölçüm yöntemiyle doğrulanmalıdır.

Bu tez çalışmasına konu olan tüm vücut ışınlamasının daha iyi anlaşılması için öncelikle teorik bazı bilgilere yer verildi. İkinci bölümde radyasyonun doku ile etkileşme sürecine ve biyolojik yapılarda meydana gelen değişikliklere değinildi. Üçüncü bölümde radyasyon tedavisi hakkında genel bilgiler verilerek, doz hesaplamalarında ve doz ölçümünde kullanılan yöntemler anlatıldı. Dördüncü ve beşinci bölümlerde ise tüm vücut ışınlaması hakkında genel bilgiler verilerek, çalışmada uygulanan yöntemler ve elde edilen sonuçlar açıklandı.



## 2. RADYASYONUN DOKU İLE ETKİLEŞMESİ

Radyasyon enerjisinin soğurulması ile biyolojik etkinin ortaya çıkışı arasındaki süreçte 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.

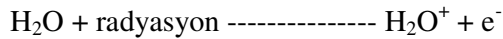
Radyasyon etkisinin ilk kademesi olan fiziksel kademe, iyonlaştırıcı radyasyonlar ile canlı dokuları oluşturan atom ve moleküller arasındaki ilk etkileşimleri kapsar. Bu kademede radyasyon enerjisi maddeye transfer edilir ve bu olay, radyasyonu soğuran maddenin moleküllerinde zincirleme bir şekilde uyarılma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

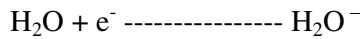
kademe olarak adlandırılan bu kademedeki serbest radikal adı verilen; radyasyondan etkilenerek yapısı değişmiş ve bu halleriyle yaşamsal hücrelerde tahribata neden olan bazı atom ve moleküller meydana gelir. .

## 2.1. Serbest Radikaller

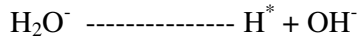
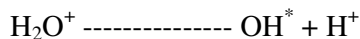
Radyasyonun su moleküllerinde neden olduğu iyonizasyon olayı canlı sistemde doğrudan bir etkilenmeye neden olmaz ancak dolaylı etki mekanizmasını başlatır. Radyasyon bir su molekülüne rastladığı zaman;



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

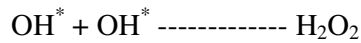
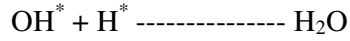


reaksiyonlarıyla serbest hidroksil ( $\text{OH}^*$ ) ve serbest hidrojen ( $\text{H}^*$ ) radikallerini oluştururlar.

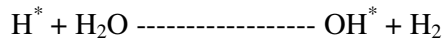
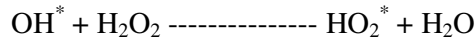
Radikaller, dış yörüngelerinde bir tek serbest elektron bulunduran ve elektrik yükü olmayan, oldukça reaktif atom ya da moleküllerdir. Genellikle atom ya da molekül sembollerinin sağ üst köşesine konulan bir nokta ile belirtilirler. Radikallerin reaktif oluşları, son yörüngelerindeki kendi ekseni etrafında 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

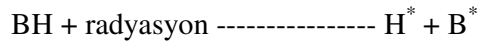


reaksiyonlarını oluşturarak, meydana gelen moleküllerle tekrar etkileşip



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 (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 ışının 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 ışına 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 ölürlür. 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.

İşinlame sonrası bu iki hücre grubunu içeren dokularda şu 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. RADYOTERAPİDE TEMEL KAVRAMLAR

Radyoterapide amaç, belirlenen hedef hacme optimum dozu verirken radyasyona hassas kritik organları ve etrafındaki dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü, hedef hacme verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için hastaya verilen dozun çok doğru bir şekilde bilinmesi gerekir.

#### 3.1. Eksternal Tedavide Doz Dağılımları

Radyasyon tedavisinde hasta içerisindeki doz dağılımlarını doğrudan ölçmek mümkün değildir. Bunun için yoğunluk olarak vücut dokularına eşdeğer fantomlar kullanılır ve elde edilen veriler hastadaki dozu tahmin etmek amacıyla, belirli protokoller çerçevesinde hazırlanmış hesaplama sistemlerinde kullanılır. Hesaplamalarda kullanılan bazı kavramlar ve önemli parametreler aşağıda açıklanmıştır.



Resim 3.1. Su eşdeğeri katı fantom

### 3.1.1. Derin doz dağılımları

Radyasyon demetinin ilerlediği ortamdaki dozlar derinlikle değişir. Bu değişim birincil demet enerjisine, alan büyüklüğüne, kaynaktan uzaklığa ve demet kolimatör sistemine bağlıdır [2]. Bu nedenle belli bir derinlikteki dozun hesaplanması için tüm bu parametrelerin göz önünde bulundurulması gerekir. Buradaki temel adım, merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı doz değişimlerini incelemektir. Bu amaçla; *maksimum doz*, *yüzde derin doz (YDD)*, *Tissue-Air Ratio (TAR)*, *Backscatter Factor (BSF)*, *Tissue-Phantom Ratio (TPR)*, *Tissue-Maximum Ratio (TMR)* gibi bazı büyüklükler tanımlanmıştır. Hepsinin temelinde herhangi bir derinlikteki dozun, referans bir derinlikteki doza oranlanması mantığı vardır.

#### Maksimum doz

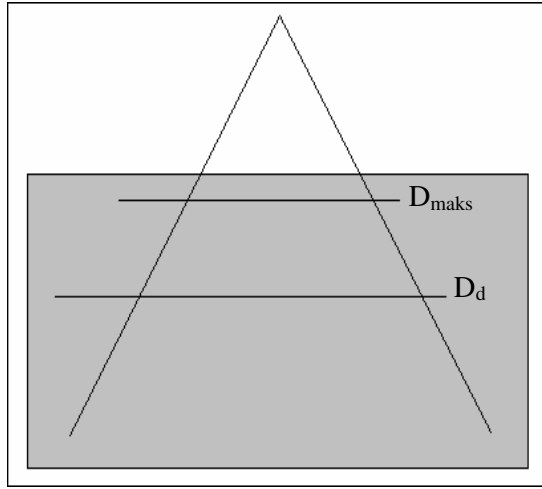
Işınlanan dokuya enerji, birincil demet tarafından doku içerisinde oluşturulan ikincil elektronlar vasıtasıyla dağıtılır. Oluşan ikincil elektronların enerji ve hareket yönü bakımından sayısal dağılımı, dokudaki maksimum doz noktasının hangi derinlikte olacağını belirler. Bu nedenle maksimum doz noktasının derinliği birincil demet enerjisine bağlıdır [2].

Düşük ve orta enerjili X-ışınlarının oluşturduğu ikincil elektronlar, enerjilerinin nispeten düşük olmasının bir sonucu olarak doku içerisinde tüm yönlerde hareket ederler ve enerjileri hemen soğurulur. Bu nedenle maksimum doz noktası ciltte veya cildin hemen altında meydana gelir. Yüksek enerjili demetlerde ise ikincil elektronların erişme mesafeleri daha uzundur. Ayrıca ağırlıklı olarak yana ve geriye değil, ileriye doğru saçılırlar. Bu nedenle yüksek enerjili foton ışınlamalarında maksimum doz, dokuda daha derinlerde meydana gelir. Maksimum doz noktası ile cilt yüzeyi arasındaki bölgeye ise build-up bölgesi denir. Bu etki radyoterapide cilt koruma etkisi olarak bilinir [2]. Kobalt-60 (1,25 MeV) ve daha yüksek foton enerjilerinde yüzey dozu, maksimum doz noktasındaki dozdan daha düşüktür. Bu durum, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde yüzeydeki sağlıklı dokuları korumak bakımından önemli bir avantajdır.



### Yüzde derin doz

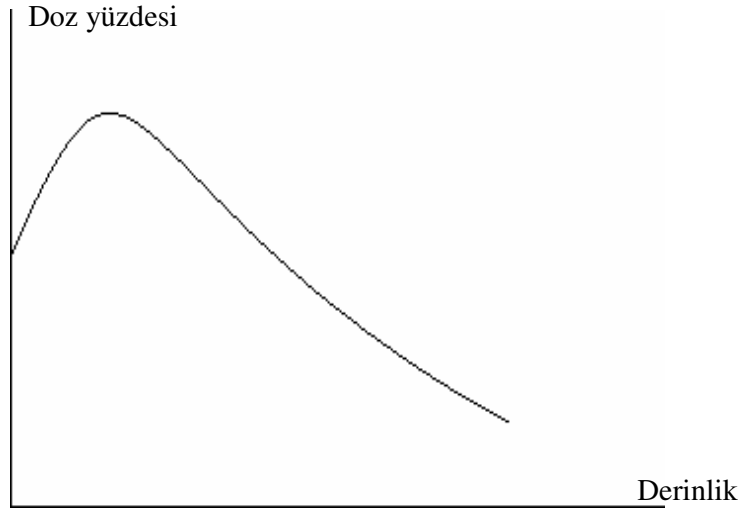
Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, merkezi ekseninde maksimum doz derinliğindeki doza oranıdır. Maksimum doz 100 değerine normalize edilir ve diğer tüm dozlar bu dozun bir yüzdesi olarak ifade edilirler.



Şekil 3.1. Yüzde derin doz ölçüm düzeneği

$$YDD = (D_d/D_{maks}) \cdot 100 \quad (3.1)$$

Belli bir enerjideki radyasyon demetinin dokuda oluşturduğu dozların derinlikle değişimini karakterize etmek açısından grafiksel olarak da gösterilebilirler.



Şekil 3.2. Yüzde derin doz eğrisi

#### *Yüzde derin dozu etkileyen faktörler*

Soğurulan dozun derinlikle değişimi, birbirinden bağımsız birçok parametre ile ilişkilidir. Dağılımın karakterini belirleyen en önemli unsurlar radyasyonun tipi ve enerjisidir.

#### *Demet kalitesi*

Birincil demet enerjisi arttıkça, maksimum doz noktasının derinliğiyle beraber daha derindeki dozlar da değişir. Yüksek enerjilerde maksimum doz noktası daha derindedir ve ışının gircilik özelliğinin artmasından dolayı yüzde derin dozlar daha büyüktür. Bu nedenle derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, sağlıklı yüzey dokularını korumak açısından yüksek enerjili foton demeti kullanmak daha uygundur [2].

Çizelge 3.1. Yüzde derin dozun enerji bağımlılığı

Derinlik	Enerji	Kaynak-Cilt Mesafesi	Alan Büyüklüğü	YDD
10	Co-60	80	10x10	56,4
10	4 MV	100	10x10	63,0
10	6 MV	100	10x10	67,5
10	21 MV	100	10x10	81,0

#### Alan büyüklüğü

Alan bağımlılığı, saçılan elektron ve fotonlardan ileri gelir. Alan büyüklüğü artarken hem kolimatör yüzeyinden saçılan radyasyonun miktarı hem de özellikle maksimum doz noktasının altındaki derinliklerde fantom saçılmasının katkısı artacaktır.

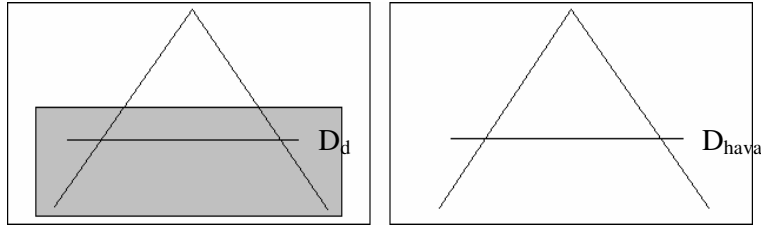
Yüzde derin dozlardaki alan büyüklüğüne bağlı bu artış enerjiye bağımlıdır. Enerji arttıkça saçılma olasılıkları azalacağından ve yüksek enerjili fotonlar ağırlıklı olarak ileriye doğru hareket edeceğinden alan bağımlılığı etkisi yüksek enerjilerde daha az gözlenir [2].

#### Kaynak-cilt mesafesi

Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı, kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişir; yani kaynaktan uzaklaştıkça gerçek doz şiddeti azalır. Bununla birlikte, ışınlanan ortam kaynağa çok yakın olduğunda belirli bir referans noktasına göre rölatif doz olan yüzde derin dozların çok düşük kaldığı, bunun da cilt dozlarını önemli ölçüde arttırdığı gözlenmiştir. Bu nedenle klinik radyoterapide standart tedavi uzaklıkları belirlenirken bu iki etki göz önünde bulundurulur [2]. Kaynaktan uzaklaşmak cilt dozlarını düşürecek fakat mesafe arttıkça gerçek doz şiddeti azalacağından, tümöre yeterli dozu vermek için gereken tedavi süreleri uzayacaktır. Bu nedenle bir cihaza veya enerjiye ait standart tedavi uzaklıkları belirlenirken doz hızı ve yüzde derin dozlar arasında uyum sağlanmalıdır.

### TAR

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır. Bu kavram, kaynak-cilt mesafesinden bağımsız olarak tanımlanmıştır. Bu durum, kaynak-cilt mesafesi ve derinliğin değişken olduğu çok alanlı tedavilerde büyük kolaylık sağlar. Enerji ve alan büyüklüğü bağımlılığı yüzde derin doza benzer.

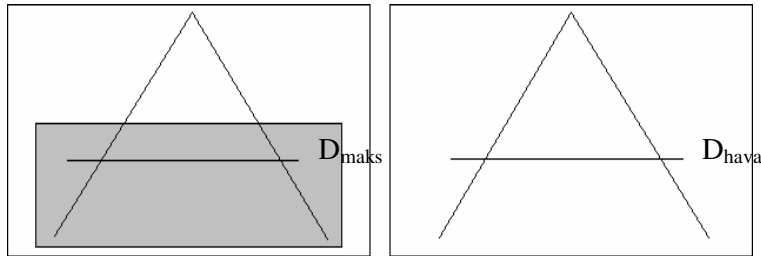


Şekil 3.3. TAR ölçüm düzeneği

$$\text{TAR}_d = D_d/D_{\text{hava}} \quad (3.2)$$

### BSF

Merkezi eksen üzerinde maksimum doz derinliğindeki TAR olarak tanımlanır. Merkezi eksen üzerinde maksimum doz noktasındaki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır.

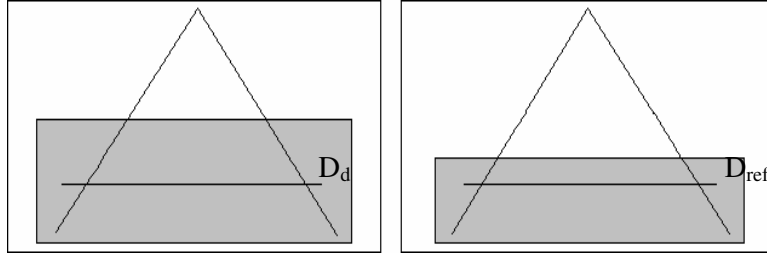


Şekil 3.4. BSF ölçüm düzeneği

$$\text{BSF} = D_{\text{maks}}/D_{\text{hava}} \quad (3.3)$$

### TPR

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada ve referans bir derinlikteki doza oranıdır. Eğer referans derinlik olarak maksimum doz derinliği seçilirse TPR'nin özel bir durumu olan TMR kavramı ortaya çıkar.

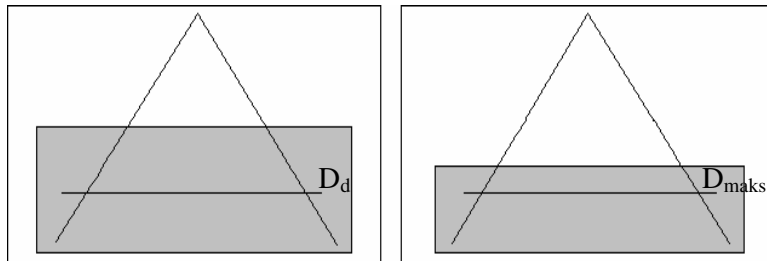


Şekil 3.5. TPR ölçüm düzeneği

$$TPR_d = D_d/D_{ref} \quad (3.4)$$

### TMR

Doku içerisinde herhangi bir derinlikteki dozun, aynı noktada ve maksimum doz derinliğindeki doza oranıdır.

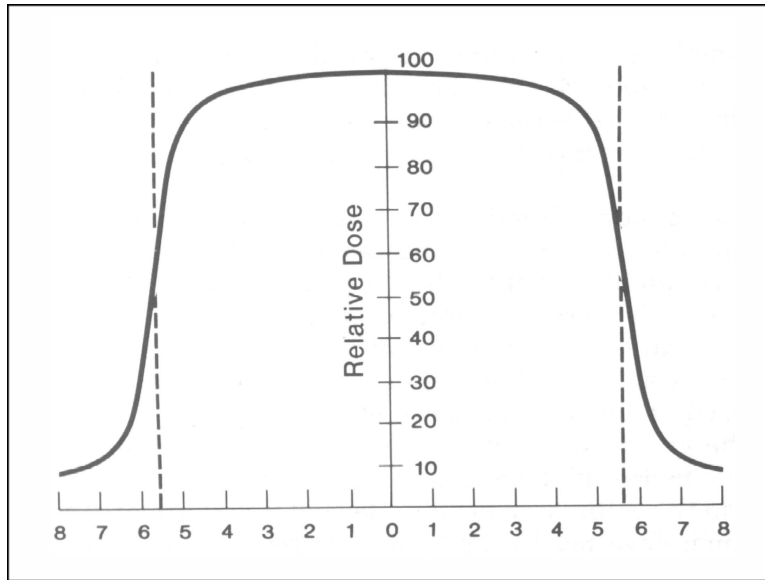


Şekil 3.6. TMR ölçüm düzeneği

$$TMR_d = D_d/D_{maks} \quad (3.5)$$

### 3.1.2. Doz profili

Radyasyonun doku içerisindeki dağılımını belirleyebilmek için derinlikle değişiminin yanında, alan merkezinden kenarlara doğru olan değişimini de bilmek gerekir. Bu amaçla doz profili kavramı tanımlanmıştır. Doz profili, belli bir derinlikte ve ışın demetine dik doğrultuda doz değişimlerini ifade eder. Özellikle elektron hızlandırıcı tedavi cihazlarında alan düzgünlüğünü sağlamak için ek filtreler kullanıldığından, ışın profillerini belirli periyotlarla dikkatli bir şekilde kontrol etmek gerekir.

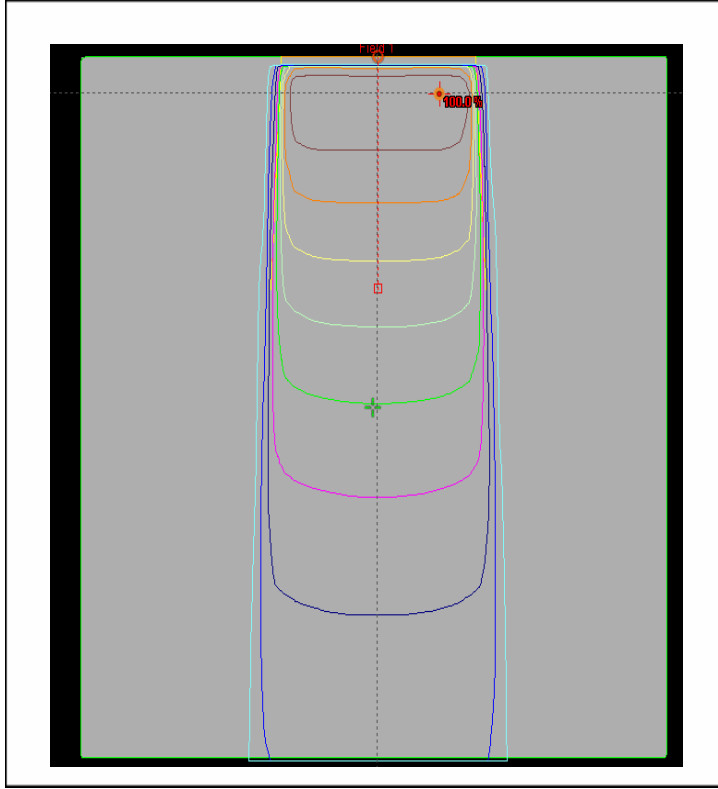


Şekil 3.7. Doz profili

### 3.1.3. İzodoz dağılımları

Yüzde derin dozlar ve ışın profilleri yardımıyla, radyasyonun doku içerisindeki iki ve/veya üç boyutlu dağılımları olan izodoz eğrileri belirlenebilir. İzodozlar, dokuda aynı dozu alan noktaların birleştirilmesiyle elde edilirler ve söz konusu ışın demetine ait gerçek dağılım karakteristikleridir. Belirli bir izodozu tanımlayabilmek için

gereken parametreler radyasyonun tipi ve enerjisi, kaynak-cilt mesafesi ve alan boyutlarıdır.



Şekil 3.8. İzodoz eğrisi

#### 3.1.4. Saçılan doz

Işınlanan ortam içerisinde bir noktadaki doz, birincil ve saçılan radyasyon bileşenlerinin toplamıdır. Saçılan doz, kolimatör ve fantom bileşenleri olarak ayrı ayrı düşünülebilir [2].

Saçılan dozun toplam soğurulan doza katkısı alan büyüklüğüne bağlı olarak ölçülür. Bu amaçla fantomda, sabit bir derinlikte yapılan ölçümler hem kolimatör hem de fantom saçılma bileşenlerini içerir. Fantom içerisinde belli bir derinlikte, verilen bir alan boyutu için ölçülen dozun, aynı derinlikte ve referans alanda ölçülen doza oranı

alana bağlı saçılma katkısını ifade eder. Referans alan ölçüm değeri 1'e normalize edilerek diğer alan boyutlarının katkısı çarpan şeklinde verilir.

Bazı durumlarda saçılma katkısını meydana getiren bileşenleri birbirinden bağımsız tanımlamak gerekebilir. Klinik radyoterapide kolimatör açıklığıyla belirlenen düzenli alanları harici kurşun koruma bloklarıyla tümörün şekline göre yeniden düzenlemek gerektiğinde bu iki bileşen ayrı ayrı hesaba katılır.

Kolimatör sağılmasını tanımlamak için gereken ölçümler havada yapılır. Verilen bir alan büyüklüğü için havadaki dozun, aynı noktada ve referans alanda ölçülen doza oranı kolimatör saçılmasının katkısını verir.

Alan büyüklüğüne bağlı fantom sağılmasını tanımlayabilmek için kolimatör açıklığından bağımsız olmamız gerekir. Bunun için alan boyutları kolimatörlerle değil, harici kurşun koruma bloklarıyla belirlenebilir. Teorik olarak bu şekilde oluşturulmuş bir alan büyüklüğü için fantomda belli bir derinlikte ölçülen dozun, aynı derinlikte ve referans alanda ölçülen doza oranı fantom saçılmasının katkısını verir. Pratikte ise harici kurşun koruma blokları kullanılması alınan sonuçlarda birtakım belirsizlikler yaratabilir. Bu nedenle alan boyutuna bağlı fantom saçılmasının katkısını belirlemek için daha kolay bir yol, onu dolaylı yoldan formülle hesaplamaktır. Hem toplam saçılma faktörü hem de kolimatör saçılma faktörü bir çarpan olarak toplam doza katkıyı ifade ettiklerinden, toplam saçılma faktörünün kolimatör saçılma faktörüne oranı bize fantom saçılma faktörünü verecektir. Bir başka deyişle kolimatör ve fantom saçılma faktörlerinin çarpımı toplam saçılma faktörüne eşittir [2].

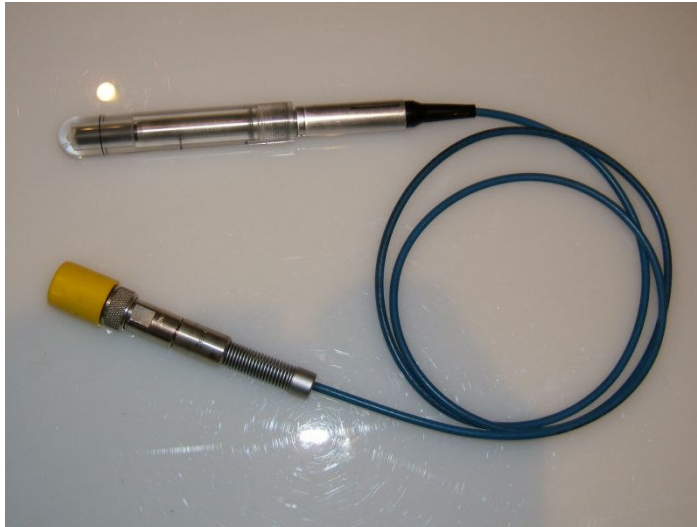


### 3.2. Doz Ölçüm Sistemleri

Radyoterapide, dokuya verilen radyasyon dozlarının tayininde hata seviyesini minimumda tutmak çok önemlidir. Bu da radyasyonun uygun cihazlarla doğru bir şekilde ölçülmesine ve hesaplanmasına bağlıdır.

#### 3.2.1. İyonizasyon odaları

Radyoterapide doz ölçümünde genellikle iyon odaları kullanılır. Radyasyonun, belli bir hacim içerisinde sıkıştırılmış gaz veya hava ortamında meydana getirdiği iyonlaşmalar ölçülür. Hacim içerisindeki gazlar foton enerjisinden bağımsız olarak her bir röntgen için yaklaşık aynı okumayı verecek yani enerji bağımlılığını azaltacak şekilde seçilir.



Resim 3.2. Silindirik iyon odası

İyon odaları genellikle ışın alanının merkezinde ve belli bir derinlikte doz kalibrasyonu yapmak amacıyla kullanılır. Hem belirli protokoller çerçevesinde gerçek doz değerini elde etmek hem de bir eksen boyunca rölatif dozları belirlemek açısından kullanımı kolay ve güvenilirliği yüksektir.

İyon odası ile belli bir derinlikteki gerçek doz değerini belirlemek için izlenecek olan metod ve kullanılan formülasyonlarda, Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu (IAEA) tarafından yayınlanan protokoller esas alınır. Kurumun *Technical Report Series 277* numaralı raporu, iyon odası kullanılarak yapılan doz ölçümlerinde dikkat edilmesi gereken hususları ve gerçek doz değerinin belirlenmesinde kullanılan parametreleri açık bir şekilde anlatır. Bu protokol çerçevesinde soğurulan doz hesabı yapabilmek için kullanıcıya ait iyon odalarının, ikinci derece standart dozimetri laboratuvarları tarafından kalibre edilmesi gerekir. Türkiye’ de bu işlem, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi tarafından yürütülür ve kalibrasyon amacıyla bu merkeze gönderilen her bir iyon odası için hava kerma kalibrasyon faktörü belirlenerek kullanıcılara bildirilir. IAEA TRS 277 numaralı raporun, belli bir derinlikte doz kalibrasyonu yapmak için önerdiği prosedür ve hesaplamada kullanılan parametreler aşağıda açıklanmıştır.

Öncelikle radyasyonun tipi ve enerji seviyesine göre, kullanılması gereken iyon odasının özellikleri ve ölçüm geometrisi belirlenir. Bu bilgiler iyon odası ile ilgili fiziksel nicelikleri (yapımında kullanılan malzeme, efektif ölçüm noktası) ve referans alan boyutu, referans ölçüm derinliği gibi bilgileri içerir. İyon odası seçildikten ve uygun düzenek hazırlandıktan sonra yapılan ölçümlerden alınan okuma değerleri, kullanılan ekipmanın malzeme özelliklerinden kaynaklanan belirsizlikler nedeni ile bir takım düzeltmelere ihtiyaç duyar. Bunların başlıcaları aşağıda sıralanmıştır [3].

$N_k$ : İkinci derece standart dozimetri laboratuvarı tarafından belirlenen ve kullanıcıya bildirilen, iyon odasına ait hava kerma kalibrasyon faktörü

$N_D$ :  $N_D = N_k \cdot (1-g) \cdot k_{az} \cdot k_m$  bağıntısı yardımıyla elde edilen, suda soğurulan doz kalibrasyon faktörü

$g$ : Enerjinin, Bremsstrahlung olayı neticesinde kaybedilen kesri (Yaklaşık 0,003)

$k_{az}$ : İyon odası duvarlarının meydana getirdiği azaltma katsayısı

$k_m$ : İyon odası duvarlarının hava eşdeğeri olmaması ile ilgili düzeltme faktörü

$P_u$ : İyon odası duvarlarının ve içerisindeki hava kavitesinin su eşdeğeri olmaması ile ilgili düzeltme faktörü

$C_{b,s}$ : Basınç ve sıcaklık düzeltme faktörü

$S_{su,hava}$ : Sudan havaya durdurma gücü oranı

Tüm bu parametreler yardımıyla, belli bir derinlikte ışınlanmış iyon odasının ölçtüğü ve elektrometreden elde edilen okuma değeri (U) kullanılarak, o noktadaki soğurulan doz ;

$$D = U \cdot C_{b,s} \cdot N_D \cdot P_u \cdot S_{su,hava} \quad (3.6)$$

bağıntısı ile elde edilir [3]. Daha önceden tespit edilmiş yüzde derin dozlar yardımıyla maksimum doz derinliğindeki doza ulaşılır ve o noktada doz kalibrasyonu yapılır.

Tek bir ışınlamada belirli bir hacim içerisine dağılmış noktasal dozlar ölçülmek istendiğinde farklı sistemlere ihtiyaç duyulur. Günümüzde aynı anda çok kanallı okuma yapabilen iyon odası-elektrometre sistemleri yaygınlaşmaya başlasa da okuma birimine bir kablo ile bağlı oluşları, yerleşim açısından kimi zaman dezavantaj teşkil edebilir. Böyle durumlarda en sık kullanılan yöntem *termolüminesans dozimetre (TLD)* yöntemidir. Ticari olarak farklı formları bulunan TLD materyallerinin boyutlarının küçük oluşu ve okuma birimi ile herhangi bir fiziksel bağlantılarının bulunmaması önemli kolaylıklar sağlar. Tek dezavantajı uzun ve dikkatli bir ön hazırlık gerektirmesi ve narin yapısıdır.



Resim 3.3. TLD çipleri

### 3.2.2. Termolüminesans dozimetre

Termolüminesans özellik gösteren kristalin radyoaktif kaynaklarca ışınlanıp bir miktar enerji soğurması ve kristal ısıtılınca bu enerjinin ışımaya şeklinde geri yayınlanması prensibine dayanır [4].

Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji band yapısında bulunan değerlik bandı, bağlı durumda olan bütün elektronları; iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen diğer elektronları içerir. Termolüminesans özellik gösteren kristalde iletkenlik bandı ile değerlik bandı arasında, kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunışundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları bulunmaktadır. Bu ara enerji durumları deşikler (serbest pozitif yükler) veya elektronlar için tuzak gibi davranmaktadır. Termolüminesansı dedekte etmek için, bir katının elektron tuzakları ve rekombinasyon (yeniden birleşme) merkezleri olmalıdır [4].

Belli bir T sıcaklığında iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlama sonucu bir maddede termolüminesans oluşumu iki aşamada gerçekleşir.

- 1) Radyasyon etkisiyle elektron tuzaklama
- 2) Elektron-deşik birleşmesi ile foton ışınması

Maddenin iyonlaştırıcı radyasyon soğurması ile serbest elektronlar oluşur. Enerji band teoremine göre bu olay elektronların, değerlik bandından iletim bandına geçmesine eşdeğerdir. Bu elektronlar artık kristal içerisinde dolaşmak için serbesttir. Elektronlar ancak tuzaklanma düzeyleri varsa tuzaklanabilir. Oluşan tuzaklanmış elektron merkezleri, kristal örgünün kusur merkezleridir. Deşik merkezlerinin çoğu ısıya karşı kararsızdır ve normal oda sıcaklığında hızla azalabilir. Tuzaklanmış elektronlar, kaçmak için yeterli enerjiye sahip olmadıkları sürece tuzaklarda kalırlar. Bunu belirleyen iki ana etken, tuzağın derinliği ve maddenin sıcaklığıdır [4]. Maddenin sıcaklığı yükseltirse tuzaklanmış elektronlar yeterince termik enerji kazanarak tuzaktan kurtulabilir. Tuzaktan kurtulan elektronlar bir lüminesans merkezinde deşik ile yeniden birleşebilir veya görünür bölge fotonları şeklinde ışınım yapar. Kristalden yayılan ışığın miktarı tuzaklardan kurtulan elektron ve deşik sayısı ile doğru orantılıdır. Bu özellik katının soğurduğu radyasyonu ölçmeyi sağlar.

### Işıma eğrisi

Termolüminesans ışıma şiddeti, zamanın veya sıcaklığın fonksiyonu olarak çizilebilir. Buna *ışıma eğrisi* adı verilir.

TLD kristalinde tuzakların farklı enerji seviyelerine sahip olmalarından dolayı eğri üzerinde birbirinden farklı yarı ömürlere sahip birden çok pik ortaya çıkabilir. TLD' nin ısıtılması ile elektronlar veya deşikler daha alt enerji durumlarına dönerler ve enerji durumları arasındaki fark kadar enerjiye sahip ışık fotonu yayınlarlar. Bunun sonucu olarak ısıtmanın miktarına göre enerji seviyeleri arasındaki geçişler değişir. Farklı piklerin oluşmasının nedeni budur.

Lityum Florür (LiF) kristalinin ışıma eğrisinde, farklı sıcaklıklarda ve farklı yarı ömürlere sahip beş ayrı pik vardır. Birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik 80 yıllık yarı ömürlere sahiptirler.

Nispeten kısa yarı ömürlere sahip birinci ve ikinci pikler rutin çalışma koşulları için elverişli değillerdir. Kristal 400°C sıcaklıkta 1 saat tavlandıktan ve ışılandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse birinci pik tamamen ortadan kaybolur. Bunun dışında, okumadan önce 100°C sıcaklıkta 12 saniyelik fırınlama ile düşük sıcaklık pikleri ortadan kaldırılabilir. Işıma eğrisinin şeklini belirleyen faktörlerden bazıları; kristalin türü, şekli ve büyüklüğü, ışınlama miktarı, ısıtma hızı, radyasyon tipi, fırınlama koşulları ve ışınlama ile okuma arasında geçen süre olarak verilebilir.

Doz ölçümü için iki genel yaklaşım vardır. Bunun için ya pik yükseklikleri ya da pikin altında kalan alan esas alınır. Bir fosfor düzgün olarak ısıtılırsa maksimum pik yüksekliği termoluminesans ölçümlerinde kullanılabilir. Bu teknik iyi bir sinyal-görüntü oranı verir. Bu yüzden özellikle düşük doz ölçümlerinde faydalıdır. Dezavantajı ise ısıtma hızının tekrarlanabilirliğine ihtiyaç duymasıdır. Isıtma hızı arttıkça pik yüksekliğinin yanı sıra pikin altında kalan alan da artar. Bu artış bir maksimumdan geçtikten sonra azalmaya başlar ancak daha yüksek ısıtma hızları için pik yüksekliğindeki azalma, pik alanındaki azalmadan daha fazla olur.

Isıtma hızı çok yüksek tutulursa ışıma piklerini birbirinden ayırmak güçleşir. Uygun bir ışıma eğrisi elde etmek için yavaş bir ısıtma hızının yanı sıra kullanılan kristalin çok ince olması da gereklidir. Isıtıcı elemanla doğrudan temasta olan kısım daha önce ısınır. Daha az ısınmış bölgedeki elektron geçişleri daha düşük enerjilere karşılık gelir. Bu durumda daha az ısınmış olan bölgede bir düşük sıcaklık ışıma piki yayınlanırken, daha sıcak olan diğer bölgede yüksek sıcaklık ışıma piki yayınlanır.

Işıma eğrisinin şeklinin değişmesine neden olan bir diğer faktör ışınlama miktarıdır. Nispeten düşük dozda bir ışınlama sonucunda tuzakların tamamı doyuma ulaşamaz.

Isıtma hızının yanı sıra eğriyi etkileyen bir diğer faktör de soğutma hızıdır. Soğutma hızı ışıma eğrisinin mutlak ve bağıl yüksekliğini etkiler. Hızlı soğutmada, istenmeyen düşük sıcaklık piklerinin yükseldiği, yavaş soğutmada ise bütün piklerin yüksekliğinin düştüğü gözlenmiştir.

### Hassasiyet

Birim radyasyon ışınlaması başına fosfor tarafından yayınlanan ışık miktarına termolüminesans hassaslık denir. Hassaslık, fosforun yapısal özelliklerine ve TLD okuyucusuna bağlıdır. Fosforun özelliği hassasiyetin alt ve üst limitini belirler. TLD okuyucusu ise hassasiyetin en düşük limitini belirler.

Dozimetre olarak kullanılan bir maddenin hassasiyetinin enerjiye bağımlı olmaması ve dar bir bölgede olması tercih edilir.

### Kararlılık

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

### Soğurulan doz yanıtı

Termolüminesans fosforunun yanıtı düşük soğurulan doz değerlerinde doğrusaldır; doz değeri arttıkça doğrusallıktan sapar ve bir noktadan sonra doyuma ulaşır.

Doğrusallıktan sapma, yeniden kalibrasyon çarpanının belirlenmesi ve uygulanmasını gerektirdiğinden ölçülen doz değerlerinde daha çok belirsizliğe yol açar. Yüksek doz aldıktan sonra tekrar düşük doz için kullanılacak dozimetrelerin çok iyi tavllanmış olması gerekir.

### TLD ile doz ölçümü

Doz ölçümü yapılacak TLD' ler ile sağlıklı ölçümler yapabilmek için TLD fosforlarının ışınlanmadan önce bir dizi aşamadan geçmesi gereklidir.

İlk aşamada, TLD' ler 400°C' de 1 saat ışınlanır. TLD' ler daha önce hiç kullanılmamış olsalar bile üretim aşamasında uğradıkları sürtünmelerden dolayı yük toplama ihtimalleri nedeniyle bütün tuzaklar boşaltılmalıdır.

400°C' de 1 saat fırınlanan TLD' ler, fırın kapatıldıktan sonra 20 dakika fırın içerisinde soğumaya bırakılır. TLD' lerin soğurduğu enerji radyasyonun şiddetine ve tipine bağlıdır. TLD ısıtıldığında yaydığı ışık şiddeti ölçülerek soğurulan doz miktarı belirlenir. Bunun için ışınlama miktarı iyi bilinen bir kaynak kullanılarak TLD' lerin kalibre edilmesi gerekir.

Kalibrasyon ilk fırınlamadan sonra yapılır. TLD okuyucusu, fırınlanan TLD' den yayınlanan ışığı ölçerek sonucu elektriksel yük (nC) cinsinden verir. Işınlama miktarı bilinen bir kaynakla ışınlanan TLD' lerin okunması ile ortaya çıkan sonuç *nanocoulomb* cinsinden olacağından 1 nC' un hangi miktarda ışınlamaya karşılık geldiği bulunmalıdır. Kalibrasyon bu amaçla yapılır.

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



Tipik bir TLD takımını termolüminesans veriminde %10-%15 civarında bir değişime sahiptir. ECC' lerin uygulanması ile bu değişim %1-%2 seviyelerine çekilir.

ECC katsayıları ile çarpılarak düzeltilen okuma değerlerinin, kalibrasyon sırasında kullanılan ışınlama miktarına oranı *okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF)* olarak adlandırılır. Bu faktör, birim ışınlama miktarı başına yük miktarıdır.

#### 4. TÜM VÜCUT IŞINLAMASI

Tüm vücut ışınlaması, bu yüzyılın başlarından itibaren yaygın malign hastalıkların tedavisinde sıklıkla kullanılmıştır. Bu hastalıkların başlıcaları lösemi, lenfoma, multiple myeloma ve bazı otoimmün hastalıklardır. Kemik iliği transplantasyonuna hazırlık rejimi olarak genellikle kemoterapi programından sonra uygulanır. Amaç hastanın varolan kemik iliğini ve tümör hücrelerini yok etmek ve böylece nakledilecek olan sağlıklı kemik iliğinin vücut tarafından reddedilmesini önlemektir [2].

Tüm vücut ışınlaması hastanın radyasyon demetine göre aldığı pozisyon, kullanılan radyasyonun tipi ve enerjisi, uygulanan toplam doz, fraksiyon şeması ve doz hızı bakımından uygulanan merkeze göre farklılıklar gösterir.

Tüm vücut ışınlamasından etkin sonuç alabilmek için vücudun tüm bölgelerinde uygun radyasyon dozları oluşturmak gerekir. Bunun için ilk yapılması gereken, ışın demetine göre hasta pozisyonunu belirlemek ve bu pozisyonun gerektirdiği ölçümleri yaparak hasta vücudundaki dozu tahmin etmeye yönelik bir hesaplama yöntemi geliştirmektir. Van Dyk (1983) geniş alan ışınlamaları için aşağıdaki iş akışını tavsiye etmiştir [5].

1. Işınlama yönteminin belirlenmesi
2. Temel dozimetri (merkezi eksen bilgileri, ters kare yasasının kontrolü, doz verimi ve kalibrasyonu, demet profilinin belirlenmesi, maksimum doz derinliğinin belirlenmesi)
3. Hasta dozimetrisi (Doz tanımlamaları, kontur düzeltmeleri, sınırlı hasta ölçülerinin doz dağılımına etkisi, inhomojeniteler, doz dağılımlarının belirlenmesi, randofantom ölçümleri, tedavi sırasındaki kontrol ölçümleri)

Bu tür ışınlamalarda hasta-kaynak mesafesinin fazla oluşu ve buna bağlı olarak tedavi uzaklığındaki alan boyutlarının çok büyük olması, ışın demetinin geliş yönüne göre hasta vücudunun girintili çıkıntılı yapısı ve vücut içerisinde birbirinden çok

farklı doku yoğunlukları bulunması gibi etkenler, hesaplamada kullanılan parametrelerin tam saçılım şartlarına göre yeniden düzenlenmesini ve bazı durumlarda ek düzeltme faktörleri kullanılmasını gerekli kılar. Hastalar sırtüstü yatar pozisyonda vücudun sağ ve sol yanından eşit ağırlıklı olarak (bilateral tedavi) veya ayakta sabit bir şekilde konumlandırılarak önden ve arkadan eşit ağırlıklı (anterior/posterior – posterior/anterior) olacak şekilde tedavi edilebilirler [6].

#### Bilateral pozisyonda tedavi

Bu pozisyon, hastanın tedavi süresince sırtüstü yatar vaziyette kalması nedeniyle pozisyonun korunması ve rahatlık açısından avantajlıdır. Diğer taraftan ışın demetinin geliş yönüne dik doğrultuda düzensiz bir vücut konturu oluşur ve bu durum vücut içerisindeki dozun homojen bir şekilde dağılmasına olumsuz yönde etki eder. Bunun telafisi için ya hastaya özel hazırlanmış kompensatör filtreler ya da doku eşdeğeri olan bolus materyalleri kullanılır. Hastanın kolları ışın kaynağı ile akciğerler arasına uygun bir şekilde yerleştirilerek akciğerlerin fazla doz alması önlenmeye çalışılır.

#### AP-PA pozisyonda tedavi

Bu pozisyonda bilateral ışınlamaya kıyasla dış vücut hatlarının daha düzenli olması homojen doz dağılımı elde edilmesini oldukça kolaylaştırır. Dikkat edilmesi gereken noktalar akciğerin uygun dozu alacak şekilde kompanse edilmesi veya dozu sonradan tamamlanmak üzere tamamen korunması ve tedavi süresi boyunca hastaya, hareket etmeyeceği rahat bir pozisyon sağlanmasıdır. Bazı merkezlerde özellikle TVI için tasarlanmış tedavi odalarında hastalar, yüksek bir tavana monte edilen radyasyon kaynağı ile sırtüstü ve yüzüstü yatar vaziyette ve AP/PA pozisyonda tedaviye alınabilmektedir. Bunun mümkün olmadığı durumlarda hastanın hareketsiz bir şekilde ayakta durmasını sağlayacak düzenekler kullanılır.

## 5. MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışmasının konusunu oluşturan, tüm vücut ışınlanmasında hesaplama ve ölçüm değerlerinin karşılaştırılması için, kesitler halinde insan dokularına eşdeğer doku yoğunlukları ihtiva eden randofantom kullanıldı. Doz ölçümleri randofantom içerisine yerleştirilen TLD çipleriyle gerçekleştirildi. Hesaplamalar ise hem elle hem de *Eclipse* üç boyutlu planlama sistemi ile yapıldı.

Öncelikle tedavinin genel geometrik koşulları oluşturuldu ve tedavi uzaklığı 340 santimetre olarak belirlendi. Bu uzaklık, kaynak ile fantom yüzeyi arasındaki mesafe olacak şekilde maksimum doz derinliği saptandı. Bu ölçümlerde 0,6 cc silindirik iyon odası ve 40x40 cm<sup>2</sup> genişliğinde su eşdeğeri katı fantom kullanıldı. Referans derinlik olarak belirlenen 5 santimetreye kadar alınan ölçümler yardımıyla tedavi uzaklığında doz kalibrasyonu yapıldı.

Çizelge 5.1. SSD=340 cm ve 35x35 cm<sup>2</sup> alan boyutu için  $d_{maks}$  tayini

Derinlik (milimetre)	Elektrometre okuması (mGy)
14	83,76
15	83,94
16	84,03
17	84,09
18	84,03
19	84,00
20	83,88
21	83,79
50	78,21

### 5.1. Fiziksel Hesaplamalar

SSD = 340 cm için d = 5 cm YDD değeri  $P = (78,21/84,09).100 = 93,01$  elde edilir.

Bu derinlikteki (5 cm) çıplak okuma değeri  $U = 78,21$  mGy' dir.

$T = 23^{\circ}\text{C}$  ve  $P = 689$  mmHg için bu doz, gerekli parametreler kullanılarak düzeltilir.

$$C_{b,s} = [(273,16+23)/293,16].(760/689) = 1,114 \quad (5.1)$$

$$S_{su,hava} = 1,119$$

$$P_u = 1,0003$$

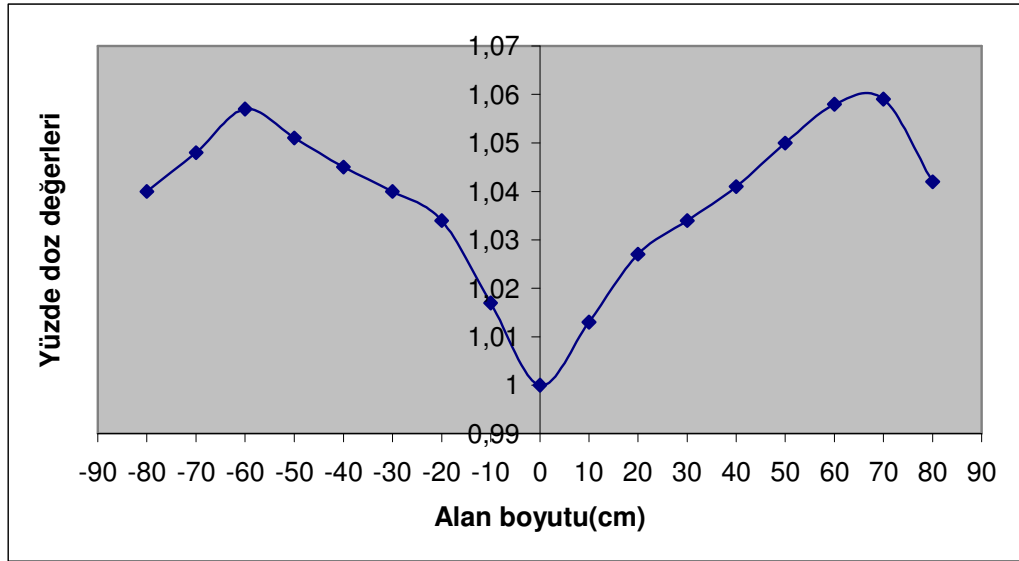
$N_D = 0,9099$  ve  $D_5 = 88,7$  mGy = 8,87 cGy bulunur. Buradan;

$$D_{maks} = 8,87.(100/93,01) = 9,54 \text{ cGy} \text{ elde edilir.} \quad (5.2)$$

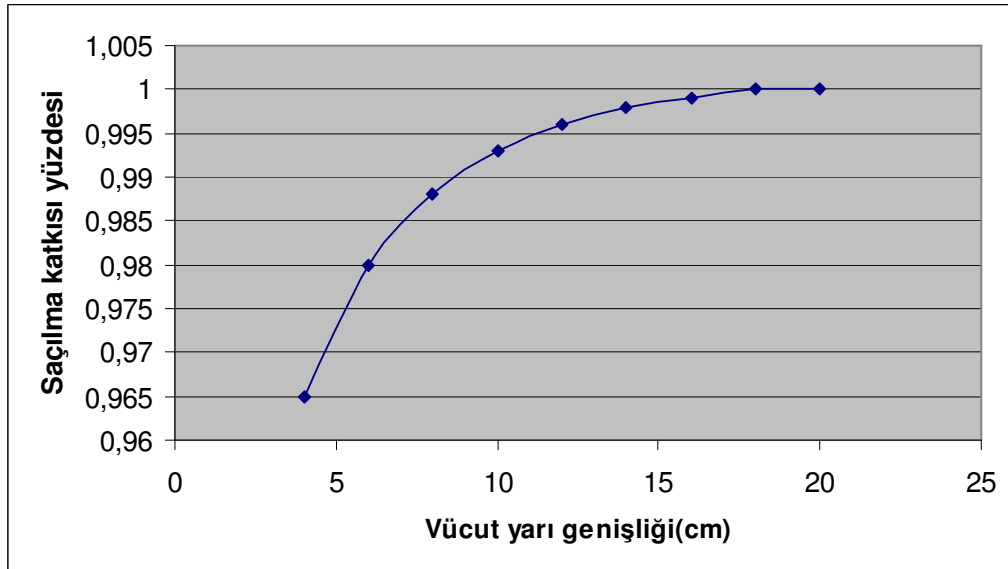
Bu değer  $SSD+d_{maks}$  (341,7 cm) noktasındaki kalibrasyon değeridir. Bir başka deyişle;

Radyasyon verimi =  $9,54 \text{ cGy}/100 \text{ MU} = 0,0954 \text{ cGy}/\text{MU}$  olacaktır.

Tedavi mesafesinde doz kalibrasyonu yapıldıktan sonra, artık merkezi eksen üzerinde belli bir derinliğe istediğimiz dozu vermek için gereken ışınlama miktarı (MU) ve bu ışınlama süresi sonunda vücudun diğer bölgelerinin alacağı dozlar, hesaba katılması gereken birtakım yardımcı parametreler de kullanılarak elle hesaplanabilir. Merkezi eksen boyunca nokta dozları hesaplayabilmek için tedavi uzaklığında ve düşey doğrultuda doz profili (Off-axis ratio/OAR) çıkartıldı. Yanal saçılmaların katkısını bulabilmek için, merkezi eksenden iki yana doğru artan farklı fantom kalınlıklarında doz ölçümleri yapıldı ve bu değerler yardımıyla vücut kalınlığına bağlı saçılma katkılarının grafiği oluşturuldu.



Şekil 5.1. Düşey doğrultuda doz profili (OAR)



Şekil 5.2. Yanal saçılma eğrisi

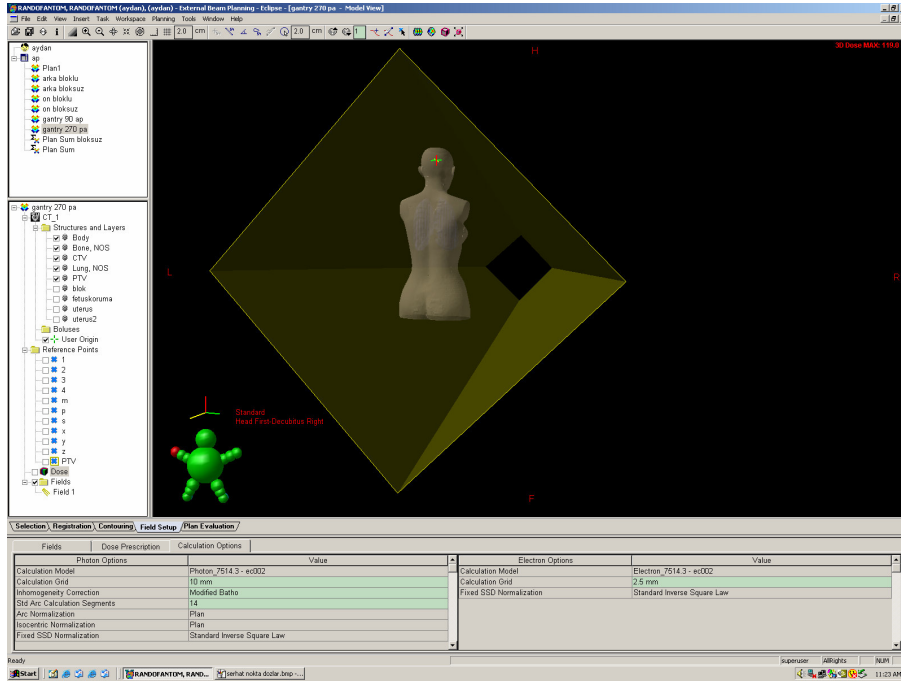
Gerekli tüm parametreler bir çizelge haline getirilerek, bu çizelge üzerinde doz hesapları yapıldı.

Çizelge 5.2. Hesaplama tablosu

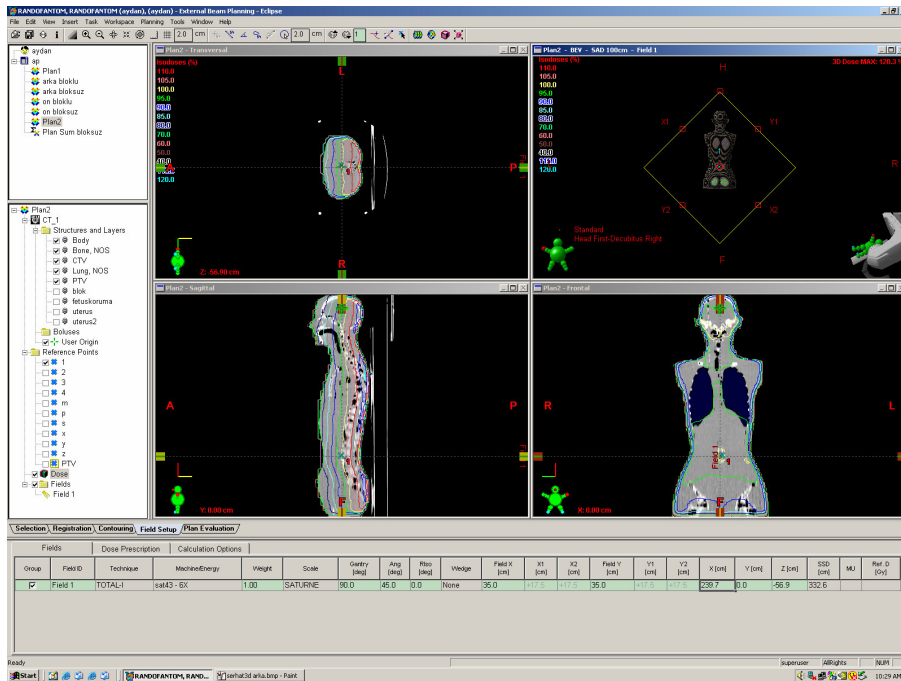
	Baş	Boyun	Akciğer	Umblicus	Pelvis
Eşdeğer alan	15x15	15x15	35x35	35x35	35x35
Derinlik	9	5,5	9	7	9,5
TMR	0,827	0,917	0,861	0,904	0,850
OAR	1,05	1,04	1,03	1	1,03
d/YSF	7,5/0,986	5,5/0,976	12,5/0,996	12/0,996	17/1
Birim doz (cGy/MU)	0,0954	0,0954	0,0954	0,0954	0,0954
Spesifik birim doz (cGy/MU)	0,082	0,089	0,084	0,086	0,084
Toplam orta hat dozu(cGy)	96	104	98	100	98
MU				1163	

## 5.2. Planlama Verileri

Aynı geometrik şartlar *Eclipse* Planlama sisteminde de oluşturularak elle hesap yapılan tüm noktalarda, planlama sistemi nokta dozları incelendi. Bunun için TLD ölçümlerinde kullanılan randofantomun, planlama sistemine aktarılmış CT görüntüleri yardımıyla üç boyutlu görüntüsü oluşturuldu.

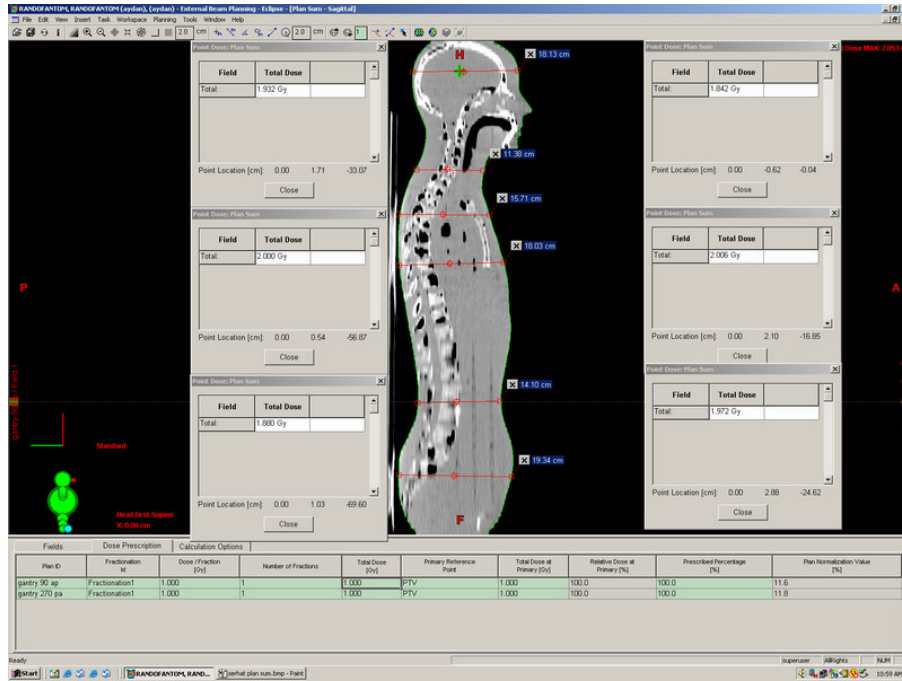


Resim 5.1. Planlama bilgisayarında tedavi koşulları

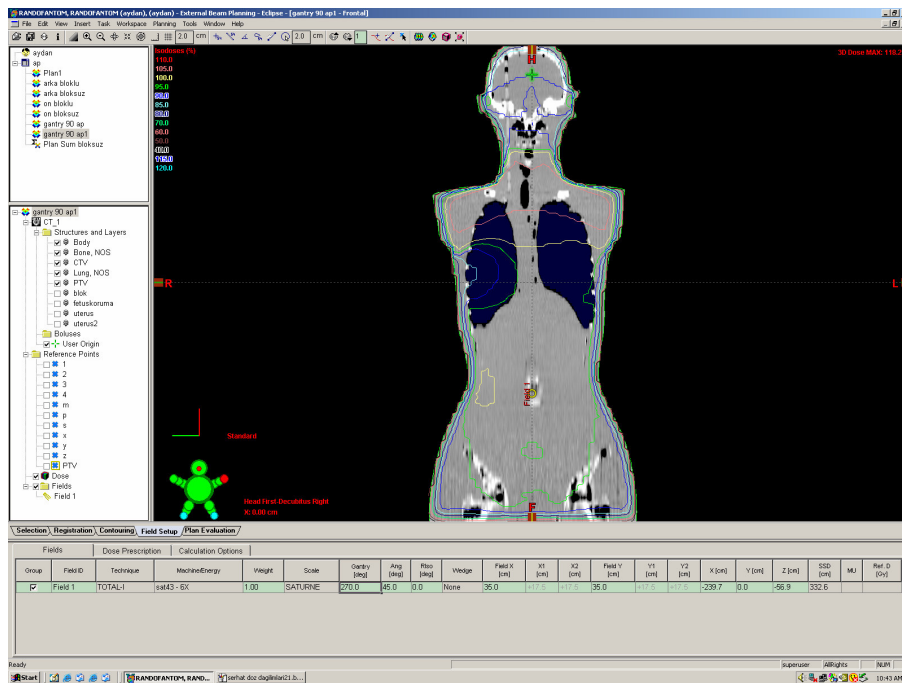


Resim 5.2. Farklı vücut kesitlerinde doz dağılımları





Resim 5.3. Vücut orta hattında doz dağılımları



Resim 5.4. Doz dağılımlarının önden görünüşü

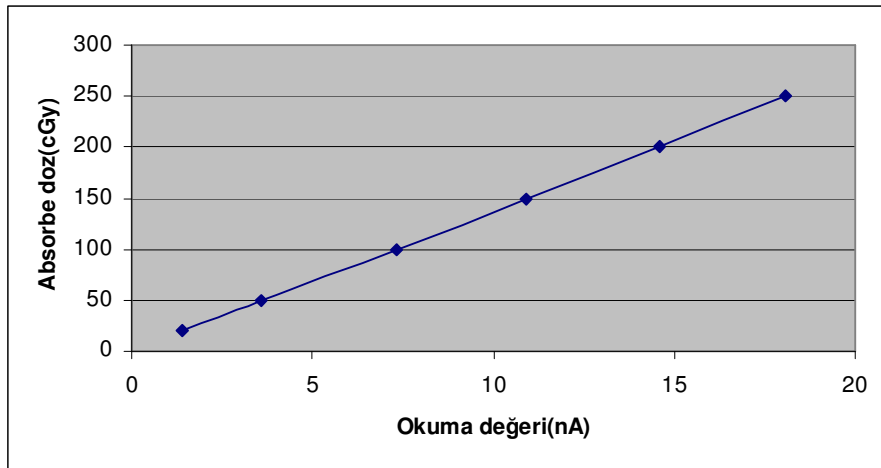
### 5.3. TLD ile Doz Kontrolü

Hem elle hem de planlama bilgisayarı ile yapılan hesapların doğrulanması için, TLD çipleri kullanıldı. Bu amaçla, hesaplamalarda tanımlanan vücut orta hat noktalarına üçerli gruplar halinde TLD çipleri yerleştirildi ve *umblicus* orta hattına 100 cGy verecek şekilde ışınlama yapıldı.

TLD ışınlamaları için öncelikle 50 adet TLD çipi 400°C' de 1 saat fırınlandı ve yirmi dakika boyunca fırın içerisinde soğumaya bırakıldı. Bu şekilde, herhangi bir nedenle ve muhtemelen uyarılmış durumda bulunan tuzakların boşaltılması amaçlandı. Yüksek ısıda tavlanan tüm TLD' ler uygun bir düzenek hazırlanarak 100 cGy' lik doza maruz bırakıldı ve birbirine en yakın sonucu veren 15 adet TLD çipi ayrılarak, kalibre edilmeden önceki son işlem olan doz-cevap eğrisinin lineer olduğu bölgenin belirlenmesine geçildi. Bunun için, seçilen TLD çipleri ikişerli/üçerli gruplar halinde ve farklı dozlarda tekrar ışınladı. Işınlama değerlerine karşılık gelen okuma değerlerinin grafiği çizildi ve ışınlama dozu olarak lineer bölge içerisinde yer alan 100 cGy doz değeri seçildi. Sonraki aşamada tüm TLD çipleri 100 cGy' lik doz ile ışınlanarak her bir çip için *element düzeltme katsayısı* ve *okuyucu kalibrasyon faktörü* belirlendi.

Çizelge 5.3. TLD doz-cevap eğrisi verileri

Verilen doz (cGy)	TLD kodları	Okuma değerleri(nC)	Ortalama okuma değerleri (nA)
20	A	42,2	1,4
	B	41,8	
50	C	107,7	3,6
	D	105,3	
100	E	212,7	7,3
	F	225,2	
	G	216,1	
150	H	326,8	10,9
	I	321,4	
	J	329,8	
200	K	446,6	14,6
	L	440,9	
	M	426,5	
250	N	539,8	18,1
	O	543,2	



Şekil 5.3. Doz-cevap eğrisi

Çizelge 5.4. Element düzeltme katsayısının belirlenmesi

TLD kodu	Okuma değerleri(nC)	ECC
A	211,3	1,022
B	208,9	1,034
C	214,9	1,005
D	211,1	1,023
E	212,9	1,014
F	225,1	0,959
G	216,2	0,999
H	217,4	0,993
I	214,7	1,006
J	220,3	0,980
K	222,7	0,970
L	219,3	0,985
M	212,6	1,017
N	214,4	1,007
O	217,2	0,994

Çizelgedeki *element düzeltme katsayıları*(ECC), okuma değerleri ortalaması olan 215,9 nC yük değerinin, her bir TLD çipi için okuyucudan alınan değere bölünmesiyle elde edildi. *Okuyucu kalibrasyon faktörü* ise ortalama okuma değerlerinin, ışınlama dozuna oranıyla belirlendi.

$$RCF = 2,159 \text{ nC/cGy}$$

Randofantom içerisindeki belirlenmiş noktalara üçerli gruplar halinde yerleştirilen ve *umblicus* orta hattına 100 cGy verilecek şekilde ışınlanan TLD gruplarının okuyucudan alınan yük ortalamasının, bulunan kalibrasyon faktörüne oranı bize düzeltilmiş soğurulan doz değerini verecektir.

Çizelge 5.5. 100 cGy için TLD ışınlama sonuçları

Vücut bölgesi	ECC ile düzeltilmiş okuma değerleri(nC)	Okuma değerleri ortalaması(nC)	Soğurulan doz(cGy)
Baş	A 203,1 B 202,7 C 202,9	202,9	94
Boyun	D 221,4 E 221,1 F 224,7	222,4	103
Akciğer	G 208,1 H 207,8 I 206,0	207,3	96
Umblicus	J 214,6 K 213,1 L 213,4	213,7	99
Pelvis	M 208,9 N 210,0 O 209,3	209,4	97

Çizelge 5.6. Hesaplanan ve ölçülen değerlerin karşılaştırılması

Vücut bölgesi	Fiziksel hesaplama(cGy)	Planlama değerleri(cGy)	TLD sonuçları(cGy)
Baş	96	92	94
Boyun	104	100	103
Akciğer	98	97	96
Umblicus	100	100	99
Pelvis	98	94	97

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, lineer hızlandırıcıdan elde edilen 6 MV X-ışını ile AP-PA pozisyonda tüm vücut ışınlamasının hesaplama yöntemleri incelendi ve bu yöntemin doğruluğu, TLD yöntemiyle test edildi. Bu amaçla, doz hesaplaması için referans alınan noktalara TLD çipleri yerleştirilerek ışınlama yapıldı ve sonuçlar mukayese edildi.

Standart tedavi uzaklıklarında radyasyon tedavisi, vücudun belirli bir bölgesine istenilen tedavi dozu verilerek yapılır. Tedavi cihazının kaynak-aks mesafesi, kullanılan tedavi yöntemine göre ya hasta cildine ya da tümör merkezine ayarlanır. Dozun derinlikle olan değişimi, tedavi uzaklığındaki doz hızı, doz profili gibi parametreler ve hesaplamada kullanılan tüm fiziksel nicelikler bu şartlar göz önünde bulundurularak belirlenir.

Tüm vücut ışınlamasında ise koşullar tamamen farklıdır. Hasta vücudunu tedavi alanı içerisine sığdırabilmek için genellikle birkaç metreye ulaşan tedavi uzaklıkları kullanılır. Yukarıda bahsedilen tüm parametrelerin bu mesafede tekrar değerlendirilmesi gerekir.

Bu çalışmada TLD çiplerinden alınan sonuçlar, elle ve planlama bilgisayarı ile hesaplanarak tahmin edilen sonuçlarla uyumlu bulundu. Amaç, vücut orta hattı boyunca belirli vücut kesitlerindeki dozları karşılaştırmak olduğundan farklı vücut yoğunluklarının (akciğer, kemik) ve riskli organların alacağı dozlar tez kapsamı dışında bırakıldı. Gerçek tedavi koşullarında bu hususların ayrıca ve dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi tedavinin etkinliği açısından önemlidir.

**KAYNAKLAR**

1. Özalpan, A., “İyonlaştırıcı radyasyonlar ve radyasyon enerjisinin absorpsiyonu”, Temel Radyobioloji, *Haliç Üniv. Yayınları*, İstanbul, 16-35 (2001).
2. Khan, F. M., “The Physics of Radiation Therapy 3<sup>rd</sup> ed.”, *Lippincott Williams&Wilkins*, Philadelphia, 159-182, 455-463 (2003).
3. Andreo, P., “Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams”, *IAEA*, Vienna, 5-9, 34-60 (1987).
4. McKinlay, A. F., “Thermoluminescence Dosimetry”, *Techno House*, Bristol, 1-38 (1981).
5. Van Dyk, J., “Magna-field irradiation: Physical considerations”, *Radiation Oncology Biol. Phys.*, 9: 1913-1918 (1983).
6. Bomford, C. K., “Textbook of Radiotherapy 5<sup>th</sup> ed.”, *Churchill Livingstone*, London, 105-106, 465-467 (1994).
7. Ercan, T., “Kemik iliği transplantasyonu öncesi yabancı merkezlerde yapılan tüm vücut ışınlama teknikleri ile SSK Okmeydanı Hastanesi’ nde (SL-75-20) Philips lineer hızlandırıcısı ile yapılan ışınlama tekniğinin karşılaştırılması ve değerlendirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü*, İstanbul, 1-50 (1988).
8. Briot, E., Dutreix, A. And Bridier, A., “Dosimetry for total body irradiation”, *Radiotherapy and Oncology*, Suppl. 1: 16-29 (1990).
9. Glasgow, G. P., Wang, S. And Stanton, J., “A total body irradiation stand for bone marrow transplant patients”, *Radiation Oncology Biol. Phys.*, 16: 875-877 (1989).
10. Shank, B., “Techniques of magna-field irradiation”, *Radiation Oncology Biol. Phys.*, 9: 1925-1921 (1983).
11. Hendee, W. R., “Radiation Therapy Physics 2<sup>nd</sup> ed.”, *Mosby*, St. Louis, 108- 219 (1981).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : SÖNMEZ, Serhat  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 14.03.1974 Konya  
Medeni hali : Evli  
Telefon : 0 (312) 448 13 75  
Faks : 0 (312) 362 14 95  
e-mail : [serhatsnmzy@yahoo.com](mailto:serhatsnmzy@yahoo.com)

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Ankara Üniv. Fizik Müh. Bölümü	1999
Lise	Gaziantep Fen Lisesi	1991

### İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
1998	ECS Elektronik A.Ş.	Kalite Sorumlusu
2001-2006	Ankara Üniv. Tıp Fakültesi	Uzman

### Yabancı Dil

İngilizce

### Hobiler

Fotoğraf, Müzik