

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZUNUN
BERİLYUM OKSİT (BeO) DOZİMETRELERİ KULLANARAK OSL
YÖNTEMİ İLE ÖLÇÜLMESİ**

Serdar ŞAHİN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2015**

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZUNUN
BERİLYUM OKSİT (BeO) DOZİMETRELERİ KULLANARAK OSL
YÖNTEMİ İLE ÖLÇÜLMESİ**

Serdar ŞAHİN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2015**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Serdar ŞAHİN tarafından hazırlanan “Radyoterapi Uygulamalarında Radyasyon Dozunun Berilyum Oksit (BeO) Dozimetreleri Kullanılarak OSL Yöntemi İle Ölçülmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Eş Danışman : Doç Dr. Niyazi MERİÇ

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. A. Güneş TANIR

(Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü)

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

(Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)

Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR

(Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü)

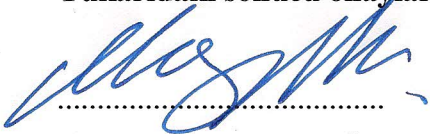
Doç. Dr. Turan OLGAR

(Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği)

Yrd. Doç. Dr. Kemal KOÇ

(Başkent Üniversitesi Eğitim Fakültesi)

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü 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 bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



Serdar ŞAHİN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA RADYASYON DOZUNUN BERİLYUM OKSİT (BeO) DOZİMETRELERİ KULLANARAK OSL YÖNTEMİ İLE ÖLÇÜLMESİ

Serdar ŞAHİN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Eş Danışman: Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Bu çalışmada, farklı radyoterapi uygulamaları kullanılarak; hedefe verilen radyasyon dozu, rando fantom içerisine yerleştirilen berilyum oksit (BeO) dozimetreler aracılığıyla ölçülmüştür. Radyoterapi uygulaması olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), şiddet modülasyonlu radyoterapi (IMRT) ve şiddet modülasyonlu ark terapi (IMAT) kullanılmıştır. Rando fantomun üç radyoterapi uygulaması için ayrı ayrı tedavi planı yapılmıştır. Fantom üzerinde hedef olarak belirlenen dört numaralı kesite 200 cGy doz verilmiştir. Dört numaralı kesite (hedef), iki ve altı numaralı kesitlere (hedef dışı) yerleştirilen dozimetreler ışlandıktan sonra Risø TL/OSL sisteminde OSL yöntemiyle okunmuştur. Bu işlem her radyoterapi uygulaması için üç defa tekrarlanmıştır. 3BKRT, IMRT ve IMAT planları sonucu hedefin ve hedef dışı kesitlerin aldığı dozlar incelenmiştir. Hedefin aldığı doz sırasıyla 204,71 cGy, 204,76 cGy, 205,65 cGy olarak ölçülmüştür. Tedavi planlama sisteminden (TPS) elde edilen doz değerleri ile OSL yöntemi kullanılarak elde edilen doz değerlerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Hedef ile yapılan karşılaştırmada fark üç uygulama için sırasıyla %1,42, %1,14, %1,26 çıkmıştır. Medikal uygulamalarda BeO dozimetreler kullanılarak OSL yöntemiyle radyasyon dozu ölçülebileceği sonucuna varılmıştır.

2015, Ocak, Sayfa 61

Anahtar Kelimeler: Berilyum Oksit (BeO) Dozimetre, Optik Uyarmalı Lüminesans, Radyasyon Dozu, Radyoterapi, Radyoterapi Uygulamaları (3BKRT, IMRT, IMAT)

ABSTRACT

Master's Thesis

MEASUREMENT OF RADIATION DOSE WITH THE OSL TECHNIQUE BY USING BERYLLIUM OXIDE (BeO) DOSIMETERS IN RADIOTHERAPY APPLICATIONS

Serdar ŞAHİN

Ankara University, Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics
Graduate Program in Health Physics

Advisor: Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Co-Advisor: Assoc. Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

In this study, the radiation dose delivered to the target by using different radiotherapy applications has been measured with the help of beryllium oxide (BeO) dosimeters to be placed inside the rando phantom. Three-Dimensional Conformal Radiotherapy (3DCRT), Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT) and Intensity-Modulated Arc Therapy (IMAT) have been used as radiotherapy application. Individual treatment plans have been made for the three radiotherapy applications of rando phantom. The section no.4 on the phantom was selected as target and 200 cGy dose was delivered. After the dosimeters placed on section no. 4 (target) and the sections no.2 and no.6 (non-target) were irradiated, the result was read through the OSL technique on the Risø TL/OSL system. This procedure was repeated three times for each radiotherapy application. The doses delivered to the target and the non-target sections as a result of the 3DCRT, IMRT and IMAT plans were analyzed. The doses received by the target were measured as 204.71 cGy, 204.76 cGy and 205.65 cGy, respectively. The dose values obtained through treatment planning system (TPS) were compared to the dose values obtained by using the OSL technique. The difference for all three applications in the comparisons made with the target resulted as 1.42%, 1.14% and 1.26%, respectively. It has been concluded that, the radiation dose can be measured with the OSL technique by using BeO dosimeters in medical practices.

2015, January, Page 61

Key Words: Beryllium Oxide (BeO) Dosimeter, Optically Stimulated Luminescence, Radiation Dose, Radiotherapy, Radiotherapy Applications (3DCRT, IMRT, IMAT)

Bu alışmayı,

Babam (merhum) **Bilal ŞAHİN'** e

sevgi ve minnetle ithaf ediyorum.

ÖNSÖZ

İyonize radyasyon kullanılarak tedavi yapılmasında hastanın aldığı dozun doğru tespiti çok önemlidir. Bu nedenle dozimetrik malzeme ve kullanılacak yöntemi doğru belirlemek gereklidir. OSL yönteminin medikal alanda dozimetre olarak kullanımı son yıllarda artış göstermektedir. Dozimetre olarak seçilen BeO'nun ideal dozimetreye yakın özellikleri ve OSL yöntemi ile doz ölçülebilmesi BeO popüler hale getirmiştir. Bu çalışmada kullanılan dozimetrelerin temin edilmesinin, diğer araç ve gereçlerin kullanılmasının sıkıntılı bir süreç olduğunu belirterek,

Araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılardan dolayı tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. A. Güneş TANIR**'a (Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü),

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın **Doç. Dr. Niyazi MERİÇ**'e laboratuvar çalışmalarım süresince yardımını ve güler yüzünü esirgemeyen **Uzm. Şule KAYA KELEŞ** ve **Uzm. Eren ŞAHİN**'e (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)

T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Kliniği sorumlusu Sayın **Uzm. Dr. Ercan Aydın KARAHALİLOĞLU**'na, **Fiz. Müh. Ferhat CENGİZ** ve **Fiz. Müh. Yasin ERGİN**'e arkadaşım **Pelin SELAĞZI**'na

Bu günlere gelmemde büyük pay sahibi annem **Sevda ŞAHİN**'e, yaşam enerjimi kardeşim **Burçin ŞAHİN**'e,

Tez çalışmam sırasında bana destek ve yardımlarını esirgemeyen, lisans eğitimimden bu güne kadar yanımda olan kardeşim **Medikal Fizik Uzmanı Taha ERDOĞAN**'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Serdar ŞAHİN

Ankara, Ocak 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	5
2.1 X-Işınlarının Üretimi.....	5
2.2 Karakteristik X-Işını.....	6
2.3 Foton Etkileşimleri.....	7
2.4 Fotonların Soğurulması ve Enerji Transferi.....	8
2.5 Radyoterapi	12
2.5.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT).....	12
2.5.2 Şiddet modülasyonlu radyoterapi (IMRT).....	12
2.5.3 Şiddet modülasyonlu ark terapi (IMAT).....	13
2.6 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	14
2.7 Medikal Lineer Hızlandırıcı (LINAC).....	14
2.8 Radyasyon Dedeksiyonu ve Ölçümü	15
2.9 Optik Uyarımalı Lüminesans (OSL).....	15
2.10 Radyasyon Fiziğinde İstatistik	20
3. MATERYAL VE YÖNTEM	22
3.1 Materyal	22
3.1.1 Triloji lineer hızlandırıcı	22
3.1.2 Rando fantom ve katı su fantomu	23
3.1.3 Berilyum oksit (BeO).....	25
3.1.4 Lüminesans ölçüm sistemi	25
3.1.5 Örnek taşıyıcı	27
3.1.6 Işık dedeksiyon sistemi	27
3.1.7 Lüminesans uyarma sistemi	28

3.1.8 Beta ışını kaynağı	29
3.2 Yöntem	30
3.2.1 Medikal lineer hızlandırıcı kalibrasyonu	30
3.2.2 Kullanılan radyoterapi teknikleri	30
4. BULGULAR.....	32
4.1 Rando Fantomda BeO Dozimetreler İle Yapılan Ölçümler	32
4.2 BeO Dozimetrelerin Kalibrasyonu	32
4.3 BeO Dozimetrelerin OSL Eğrileri	34
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	51
KAYNAKLAR	56
ÖZ GEÇMİŞ	61

SİMGELER DİZİNİ

Z	Atom numarası
D	Doz
T	Elektron tuzağı
N	Elektron tuzaklarının konstrasyonu
eV	Elektron volt
μ_{tr}	Enerji transfer katsayısı
Z_{eff}	Etkin atom numarası
Φ	Foton akısı
$h\nu$	Foton enerjisi
n_c	İletim bandındaki elektronların katsayısı
g	Kaybedilen enerji kesri
K	Kerma
a.u	Keyfi birim (Arbitrary unit)
MeV	Megaelektron volt
MV	Mega volt
μ/ρ	Ortamın kütle azaltma katsayısı
s	Saniye
cGy	Santigray
σ	Standart sapma
R	Tekrar birleşme merkezi
E_{tr}	Transfer edilen kinetik enerji
p_t	Tuzaklanma olasılığı
p	Tuzaklanmış durumdan ayrılma olasılığı

Kısaltmalar

BeO	Berilyum oksit
ÇYK	Çok yapraklı kolimatör
IGRT	Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi
SSD	Kaynak yüzey mesafesi
MU	Monitor Unit
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans
SRS	Steorataktik tedavi
IMRT	Şiddet Modülasyonlu Radyoterapi
IMAT	Şiddet Modülasyonlu Ark Terapi
TPS	Tedavi planlama sistemi
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans dozimetre
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoteapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 İvmelenen elektronlarda bremsstrahlung x-ışını üretimi	5
Şekil 2.2 Tungsten (W) ve Molibden (Mo) hedefler için E elektron enerjisine karşı I(v) şiddetinin x-ışını spektrumları.....	6
Şekil 2.3 Daha yüksek enerji seviyesindeki elektron belirli bir kabuktaki boşluğu doldurmak üzere enerji kaybederken yayınlanan karakteristik x-ışınları	7
Şekil 2.4 Elektronik dengenin ideal şartları	10
Şekil 2.5 Başlangıç fotonlarının ortamı geçerken azaldığı kerma ve soğurulan dozun gerçek dengesi. Denge oluştuğundan sonra, kerma ve soğurulan doz derinlikle azalır.....	11
Şekil 2.6 Medikal lineer hızlandırıcı tasarımı	15
Şekil 2.7 OSL ve TL işlemini gösteren basit band modeli. İyonizasyon elektron-deşik çiftinin oluşumu halinde sonuçlanır. Bu elektron ve deşikler T ve H kusurlarında tuzaklanır. T _s tuzaklı termal boşalma olasılığının büyük olduğu sığ tuzakları (kararsız) tanımlar. Elektronlar T _t tuzaklı depolanır, bu tuzak dışarıdan bir uyarı olmadığında termal boşalma olasılığı önemsenmeyecek kadar düşüktür. Bu yüzden bu tuzak dozimetreye ilgili tuzak seviyesidir. Materyal ya termal (TL) ya da optik (OSL) olarak uyarıldığında elektronlar tuzaktan kaçıp iletim bandının içine salınacak kadar enerji kazanabilir. Bu salınan elektronların bazıları ışımali tekrar-birleşme merkezine yol alır ve tuzaklanmış deşiklerle birleşir. Böylece lüminesans yayınlanır	16
Şekil 2.8 OSL bozunma eğrisi	17
Şekil 2.9 Basit Tek-Tuzak (GOT) enerji seviye diyagramı	17
Şekil 3.1 Triloji lineer hızlandırıcı	23
Şekil 3.2 Alderson rando fantom	24
Şekil 3.3 BeO dozimetreler	25
Şekil 3.4 Risø TL/OSL okuyucunun şematik gösterimi	26
Şekil 3.5 Risø TL/OSL sistemi	27
Şekil 3.6 OSL birimindeki IR ve mavi LED'i beraber gösteren şematik diyagram	29
Şekil 4.1 Artan sıcaklığa karşı OSL Şiddeti	33
Şekil 4.2 Doz-cevap eğrisi	33

Şekil 4.3 (a) Rando fantomun 9 kesiti (b) 4 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri (hedef) (c) 2 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri (d) 6 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri	35
Şekil 4.4 (a) 3BKRT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü (b) 3BKRT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı.....	35
Şekil 4.5 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	36
Şekil 4.6 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	37
Şekil 4.7 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	37
Şekil 4.8 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	38
Şekil 4.9 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	38
Şekil 4.10 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	39
Şekil 4.11 (a) IMRT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü (b) IMRT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı.....	41
Şekil 4.12 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	42
Şekil 4.13 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	42
Şekil 4.14 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	43
Şekil 4.15 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	43
Şekil 4.16 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	44
Şekil 4.17 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	44

Şekil 4.18 (a) IMAT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü (b) IMAT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı.....	46
Şekil 4.19 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	47
Şekil 4.20 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	47
Şekil 4.21 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	48
Şekil 4.22 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	48
Şekil 4.23 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	49
Şekil 4.24 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri	49

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 3BKRT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları	40
Çizelge 4.2 IMRT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları	45
Çizelge 4.3 IMAT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları	50
Çizelge 5.1 3BKRT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri	51
Çizelge 5.2 IMRT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri	51
Çizelge 5.3 IMAT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri	52
Çizelge 5.4 3BKRT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri	53
Çizelge 5.5 IMRT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri	54
Çizelge 5.6 IMAT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri	54

1. GİRİŞ

Radyoterapi, bazı kanser hastalıklarının tedavisinde önemli yer tutmaktadır. Tedavi için, tümörün hacmi ve yerleşimine göre en uygun uygulamayla tedavi planı oluşturulmaktadır. Plan doğrultusunda verilen radyasyon dozunun bilinmesi gereklidir. Bu nedenle radyoterapide dozimetrik çalışmalar önemlidir.

Radyoterapinin amacı, kanseri lokal olarak tedavi etmektir. Bu amaca ulaşmanın en uygun yolu, radyasyon dozunu hedef hacme doğru vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır. Enerji, ışınlanan dokuya radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda oluşan ikincil elektronlarla dağılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Radyoterapi işlemleri, dışarıdan uygulanan (external) radyoterapi ve içeriden uygulanan brakiterapi (internal) olmak üzere iki ana kategoride incelenir. Dışarıdan uygulanan radyoterapide radyasyon kaynağı, hedeften belli bir uzaklıkta bulunmaktadır. Brakiterapide ise radyasyon kaynağı, hedefin içine veya yakınına yerleştirilir. Radyoterapi tekniği uygulanırken aşamalar aşağıdaki gibidir:

- a) Klinik değerlendirme
- b) Görüntüleme
- c) Hedef hacim ve sağlıklı organların belirlenmesi
- d) Tedavi planlaması
- e) Tedavi planının dozimetrik olarak kalite kontrolünün yapılması
- f) Hastanın tedaviye alınması

Dışarıdan uygulanan radyoterapi tekniğinin farklı uygulamaları söz konusudur. 1990'lı yıllardan günümüze, gerçekleşen teknolojik gelişmeler sayesinde konvansiyonel radyoterapi yerini sırasıyla üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve ardından şiddet modülasyonlu radyoterapi (IMRT) uygulamalarına bırakmıştır. Söz konusu yeni uygulamaların kullanımı, hedef hacimlere komşu olan sağlıklı organların ve dokuların aldığı radyasyonun daha düşük dozlarda tutulmasına sağlamaktadır. İstenilen homojen doz dağılımları 3BKRT'nin gelişmiş hali olan şiddet modülasyonlu radyoterapi

(IMRT)'de sağlanabilmekte, tümörde yüksek dozlara ulaşılırken sağlıklı dokular daha iyi korunabilmektedir. 3BKRT'den farklı olarak IMRT uygulamasında, hedef ve riskli organların tolerans dozlarını planlamanın başında belirlenmesine olanak sağlayan ters tedavi planlama sistemi bulunmaktadır (Webb 2003). Yüksek dozlara çıkılarak maksimum tümör kontrolünün amaçlandığı IMRT planlarında birçok parametre etkindir. Bu nedenle IMRT planlarının, tedavi öncesinde dozimetrik doğruluğunun mutlaka sağlanması gerekmektedir (Haring ve Rhein 2006).

Radyasyon dozunun ölçümünde kullanılan dozimetrelerde bulunması gereken en önemli özellikler; duyarlılık ve tekrar kullanılabilirliktir. Dozimetre olarak kullanılan pek çok malzeme bulunmaktadır. Lüminesans dozimetride, malzemenin radyasyon soğurarak aldığı enerji lüminesans şiddetine bakılarak belirlenir. Lüminesans işlemleri:

- a) Kristalin radyasyonla ışınlanması sonucu iyonizasyon oluşumu,
- b) Radyasyon enerjisinin depolanması,
- c) Uyarılma (optik veya termal),
- d) Optik uyarmalı lüminesans veya Termolüminesans ölçümleri, aşamalarıyla ifade edilir (Akselrod vd. 1998).

Optik uyarmalı lüminesans (OSL) sürecinde malzeme iyonize radyasyonla ışındandıktan sonra optik olarak uyarıldığında, soğurulan doz ile orantılı ışık sinyali yayar. Yayılan ışığın dalga boyu OSL malzemesinin karakteristik özelliğidir. OSL süreci termolüminesans (TL) sürecine benzerdir fakat, uyarım termal yerine optik olarak gerçekleştiğinden termolüminesans dozimetri ile rekabet halindedir. Bu nedenle radyasyondan korunma ve klinik uygulamalarda pasif radyasyon dozimetresi olarak popüler olmuştur. TL gibi, OSL'nin etkinliği katı haldeki malzemenin özelliğine bağlıdır. Fakat OSL emisyonu, uyarıcı ışığın enerjisi ve şiddetinden etkilenir. Radyasyon dozimetresinde; OSL tekniğinin kullanımı ilgili gelişmeler, Akselrod ve McKeever (1999) tarafından yayınlanan 'A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence' başlıklı çalışma ile hız kazanmıştır. Son 10 yıl boyunca OSL, radyasyon dozimetre alanında en çok çalışılan alanlardan biri olmuştur. Uluslararası tartışmalarda termolüminesans dozimetre (TLD) tekniğine rakip olduğu

görülmüştür (McKeever ve Moscovitch 2003). ABD’de kişisel dozimetre alanında bazı önde gelen ulusal akredite hizmet sağlayıcıları tarafından TLD yerine ANSI (American National Standards Institute) kriterlerini karşılayan karbon katkılandırılmış alüminyum oksit ($Al_2O_3: C$) OSL dozimetre sistemleri kullanılmaktadır. Dünyadaki kullanımı ile ilgili tahminler 5 milyon kişisel dozimetre kullanıldığı yönündedir (Bøtter-Jensen vd. 2003). Kişisel ve çevresel dozimetre dışında, $Al_2O_3: C$ tabanlı OSL dozimetreleri astronotlar ve uzay gemilerinin yaşanabilir birimlerinde dozimetre olarak kullanılabilmesi NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurement) tarafından onaylanmıştır (Yukihara vd. 2006). Son bir kaç yılda OSL, mamografi ve bilgisayarlı tomografi (BT) dozimetre uygulamalarının dışında radyoterapide gerçek zamanlı “in vivo” dozimetri tekniği olarak ortaya çıkmıştır. Bunun nedeni, OSL sistemlerinde kullanılan $Al_2O_3: C$ ’nin; yüksek hassasiyet, yüksek çözünürlük, farklı şekil ve boyutlarda bulunabilirlik, foton ve elektron demetleri için soğurulan dozu gerçek zamanlı olarak ölçebilme kapasitesi, sıcaklıktan bağımsız kolay kalibrasyon ve kullanım gibi ideal dozimetreye yakın özelliklere sahip olmasıdır.

Medikal uygulamalarda genellikle doku eşdeğeri olan lityum florür (LiF), lityum borat ($Li_2B_4O_7$) ve kalsiyum sülfat ($CaSO_4$) gibi TLD’ ler kullanılır (Köksal 1991, Joanna ve Govinda 2002). Diğer TLD materyalleri alüminyum oksit (Al_2O_3), berilyum oksit (BeO) (Tochlin vd. 1969, Rhyner ve Miller 1970), manganez katkılandırılmış kalsiyum florit ($CaF_2:Mn$) (Bernhardt ve Herforth 1974) ve disprosyum katkılandırılmış kalsiyum sülfatı ($CaSO_4:Dy$) (Pradhan ve Ayyangar 1977, Pradhan ve Bhatt 1981, Pradhan vd. 1983) optik uyarma sonucu oluşan fosforesansın radyasyon dozimetresi için kullanışlı olduğu gösterilmiştir. En umut verici OSL malzemelerinden biri olan BeO, $Al_2O_3: C$ ile rekabet edecek görünmektedir. Son çalışmalar şimdiye kadar ön görülenden daha yakın doku eş değeri ve düşük maliyetli ticari olarak temin edilebilen BeO malzemenin daha büyük potansiyele sahip olduğunu göstermektedir. İtalya’da kişisel TL dozimetre olarak büyük ölçekli uygulamalar mevcuttur (Busuoli vd. 1983). Bu malzeme $2000^\circ C$ kadar, çok yüksek sıcaklıklara dayanabildiğinden, elektrik yalıtımı ve yüksek ısı iletkenlik özelliklerinden dolayı elektronik endüstrisinde kullanılmaktadır. $Al_2O_3: C$ başarısının ardından, BeO’nun OSL tekniği ile radyasyon dozimetresi olarak kullanılabilirliği dikkat çekmiştir. İyonlaştırıcı radyasyonla ışınlanmış seramik berilyum oksit (BeO)

materyalinin, uzun enerji depolama kapasitesine sahip olduğu bilinmektedir (Albrecht ve Mandeville 1956).

OSL yöntemi kullanılarak, BeO ile düşük doz ölçümü çalışmalarını geliştirmek için girişimlerde bulunulmuştur. 5 mGy kadar düşük dozlar yaklaşık 1 mm kalınlık ve 4 mm çaplı BeO seramik diskler (Thermalux 995, Brush Wellman, Inc., US) ile ölçülmüştür (Bulur ve Göksu 1998). Yakın zamanda, ölçüm tekniğinde gelişmeler sayesinde dedektör (PM tüp) ve örnek arasında mesafenin azaltılmasıyla daha düşük dozlar (bir kaç μGy) ölçülebileceği gösterilmiştir (Sommer vd. 2007). BeO seramik olarak sentezlenmiş olsa da (Kiiko vd. 2004), OSL çalışmaları dikkate alınmaktadır. BeO dozimetrelerin aldığı dozu OSL yöntemi ile okuma, biriken doz nedeniyle oluşan sinyali silmek için yeterlidir. Fakat, optik uyarma yük taşıyıcıları derin tuzaklara transfer edebilmesine karşın, tuzaklama merkezleri TL ve OSL sinyallerinden sorumludur. Bu foto-transfer sinyal önceden yüksek dozda ışınlanmış dedektör için problem olabilir. Foto-transfer yüklerin kaynağını ortadan kaldırmak için 650°C kadar ısıtmak yeterlidir (Bulur ve Göksu 1998).

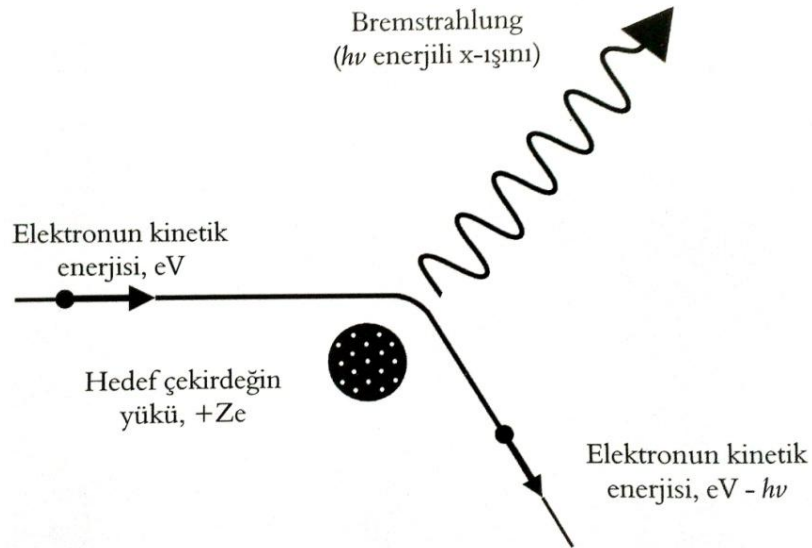
Bu çalışmanın I. bölümünde OSL ve BeO gelişimi hakkında bilgi verilerek, II. bölümünde x-ışınları, OSL ve radyoterapi hakkında temel bilgilere değinilmiştir. III. bölümünde kullanılan materyal ve yöntem anlatılmış, IV. bölümde BeO kalibrasyonu, ölçüm sonuçları ve karşılaştırmalar sunulmuştur. V. bölümde sonuçlardan yola çıkarak yorum yapılmıştır.

Rando fantom içinde bulunan BeO dozimetreler Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile ışınlanmış, Riso TL/OSL sisteminde optik uyarmalı lüminesans yöntemi ile okunmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 X-Işınlarnın Üretimi

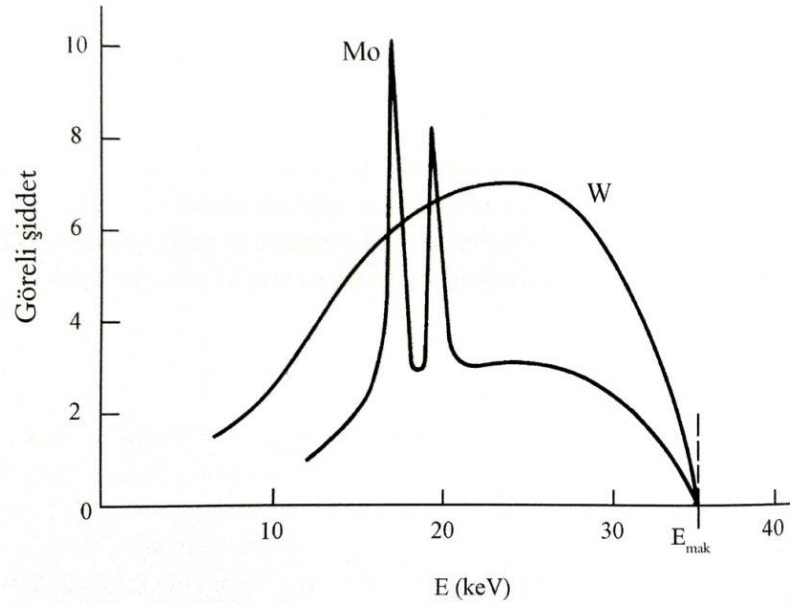
Röntgen, x-ışınlarını keşfettikten sonra çeşitli deneyler yaparak birçok özelliğini açıklamayı başarmıştır; ancak, atom, parçacık ve kuantum kavramları anlaşılincaya kadar x-ışınlarının nasıl üretildiklerini açıklamak mümkün olmamıştır. Şimdi, eV mertebesindeki kinetik enerjiye sahip bir elektronun, bir atom çekirdeğinin kuvvet alanına girdiğinde, x-ışını üretildiği bilinmektedir (Şekil 2.1). Tungsten gibi büyük Z 'li materyaller için daha güçlü olan bu kuvvet alanı, elektronun yönünü değiştirerek ve ivmelendirerek elektromanyetik radyasyon yayınlanmasına sebep olur. Elektron bağlı olmadığı için bu durum, klasik elektromanyetik teori ile tutarlıdır. Elektron çekirdeğin kuvvet alanından kurtulduğunda daha düşük enerjiye sahip olur. Sonuç olarak, elektron net bir şekilde yavaşlar ve $h\nu$ yayınlanan radyasyonun enerjisi olmak üzere, elektronun yavaşladıktan sonraki enerjisi $eV - h\nu$ olur. Elektronların yavaşlatılması neticesinde meydana gelen bu radyasyona, Almanca'da *frenleme ışması* anlamına gelen *Bremsstrahlung* adı verilir.



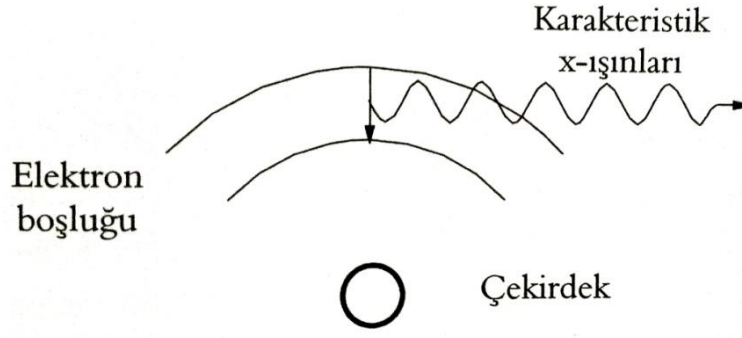
Şekil 2.1 İvmelenen elektronlarda bremsstrahlung x-ışını üretimi (Martin 2013)

2.2 Karakteristik X-Işını

35 keV enerjili elektronlar, molibden hedefteki 20 keV'lik bağlanma enerjisine sahip iç kabuk elektronlarını sökebildiğinden, Şekil 2.2'de molibden hedef için sürekli bir x-ışını spektrumu üzerinde kesikli çizgiler görülmektedir. Ancak bu durum tungstene ait spektrumda gözlenmez, çünkü tungstenin iç kabuk elektronları 69,5 keV'lik enerji ile sıkıca bağlı durumdadırlar. Yörünge elektronu tarafından oluşturulan boşluk, bir dış kabuğun elektronu (ya da serbest elektron) tarafından doldurulabilir. Bu süreçte, elektron Bohr'un tanımladığı gibi enerji durumunu değiştirerek elektromanyetik radyasyon yayınlanmasıyla daha düşük bir potansiyel duruma geçer; yayınlanan enerji, doldurulacak kabuğun bağlanma enerjisi ile geldiği kabuktaki bağlanma enerjisi arasındaki farka eşittir. Bu tip elektromanyetik radyasyonlar, her elementte bulunan elektronlar, belirli enerji durumuna sahip olduklarından o elementin "karakteristiğidir" ve bundan dolayı "karakteristik x-ışınları" olarak adlandırılırlar (Şekil 2.3). Bu ışınlar, her element için özgündür.



Şekil 2.2 Tungsten (W) ve Molibden (Mo) hedefler için E elektron enerjisine karşı I(ν) şiddetinin x-ışını spektrumları (Martin 2013)



Şekil 2.3 Daha yüksek enerji seviyesindeki elektron belirli bir kabuktaki boşluğu doldurmak üzere enerji kaybederken yayımlanan karakteristik x-ışınları (Martin 2013)

2.3 Foton Etkileşimleri

Durgun kütlelerinin olmaması, ışık hızında hareket etmesi ve her ne kadar bir dalga olsa da bir parçacık gibi de etkileşebilmesi fotonun oldukça belirgin özellikleridir. Fotonun enerjisi $h\nu$, momentumu h/λ 'dır ve enerjisi momentum cinsinden $E = pc$ olarak tanımlanabilir.

Fotonların madde içinde azalması ve enerji depolaması için temel etkileşimler, fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumdur. Fotonlar Rayleigh saçılması, Bragg saçılması, fotobozunum ve nükleer rezonans saçılması da yaparlar; ancak, bu etkileşimlerde azalma ve enerji depolanması önemsenmeyecek kadar küçüktür ve genelde radyasyon korunması açısından ihmal edilebilirler.

Fotoelektrik etkileşimler:

- Sadece bağlı elektronlarla oluşur çünkü momentumun korunumu için tüm atomun etkileşmeye katılması gerekir.
- Foton enerjisi, yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden büyük ve kabuktan fırlatmak için yeterliyse, etkileşme olasılığı büyüktür.
- Fotoelektrik soğurma olasılığı, Z^5 ile doğru ve $(h\nu)^3$ ile ters orantılıdır.
- Dokuda soğurulan enerji $E_{soğ} = h\nu$ 'dür.

Compton etkileşimleri:

- Compton etkileşimi bir foton ve hemen hemen “serbest” bir elektron arasında, geri tepen bir elektron ve enerjisi azalmış saçılan bir foton oluşturarak gerçekleşir.
- Elektronla aktarılan kinetik enerji saçılan fotonun saçılma açısıyla doğru orantılıdır ve ortalama olarak foton enerjisi ile artar.
- Compton etkileşme olasılığı artan enerjiyle azalır ve hemen hemen atom numarasından bağımsızdır.
- 100 keV üzeri enerjilerdeki fotonlar için yumuşak dokudaki (düşük Z 'li malzeme) Compton etkileşimi hem fotoelektrik hem de çift oluşumundan daha baskındır.

Çift oluşumu:

- $h\nu \geq 1,022$ MeV enerjili fotonların bir çekirdek alanı ile etkileşmesi sonucu biri pozitif diğeri negatif olmak üzere iki elektron üretilir.
- Pozitron ve elektron arasında paylaşılan toplam kinetik enerji $h\nu - 1,022$ MeV'dir.
- Pozitron, serbest bir elektronla birleşerek iki tane 0,511 MeV'lik foton meydana getirerek yok olur.
- Olasılık 1,022 MeV eşik enerjisi üzerinde enerji ile hızlıca artar ve yaklaşık Z^2 ile değişir.

2.4 Fotonların Soğurulması ve Enerji Transferi

Bir foton demetinden enerji aktarımı veya soğurma iki aşamada meydana gelir. Birincisi elektronların üretildiği belli bir olasılıkla gerçekleşen foton etkileşmesidir. Bu aşamada, bir foton ortamın atomu ile etkileşir; enerjinin tümünü veya bir kısmını elektrona aktarır, ya da elektron ve pozitron çifti üretir. Bu elektronların kinetik enerjileri, çoğu iyonlaşma olmak üzere bremsstrahlung ve diğer ışımalı olaylarla ortamda depo edilir. İkincisi, üretilen elektronların yolları boyunca uyarma ve iyonlaştırma ile ortama enerji aktarmasıdır. Birinci süreç *kerma* (ortama aktarılan kinetik enerji) ile, ikincisi soğurulan

doz terimi ile tanımlanır. Kerma, ortama transfer edilen kinetik enerjiyi E_{tr} 'ye ve soğurulan doz da soğurulan enerji $E_{soğ}$ 'ye karşılık gelir.

Kerma, foton akısı ve etkileşme olasılığı (μ/ρ) ile doğrudan ilişkilidir. Kerma, foton akısı Φ ile aktarılan enerjiden hesaplanır.

$$K = \Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \bar{E}_{tr}(h\nu) \times 1,6022 \times 10^{-6} \text{ (erg/MeV)} \quad (2.1)$$

Burada Φ akı (foton/cm²), (μ/ρ) ortamın kütle azaltma katsayısı, $\bar{E}_{tr}(h\nu)$ elektronlara aktarılan ortalama foton enerjisidir.

Enerji, fotoelektrik ve Compton etkileşmeleri ile elektrona aktarılır fakat enerjinin tümü ortamda depo edilmez. Çünkü, oluşan bremsstrahlung ve karakteristik x-ışınları yoluyla enerji ortamdan kaçabilir. Herhangi bir çift üretim etkileşmesi ortamda ($h\nu - 1,022$ MeV) kadar kinetik enerji depo eder ve her iki yok olma fotonu ortamda soğuruluyorsa $h\nu$ enerjisinin tümü depo edilir. Elektron izlerinin uzunluğu ayırt edilebildiğinden, kerma ve soğurulan doz aynı yol uzunluğunda oluşmaz. Soğurulan doz birimi kilogram başına joule (veya geleneksel birimlerde gram başına erg) dür. Kerma da aynı birimlere sahiptir. Kerma, tam olarak ortamın birim kütlesi başına aktarılan kinetik enerjidir.

$h\nu$ enerjili fotonlar tarafından bir ortama aktarılan enerji miktarını gösteren *enerji transfer katsayısı* μ_{tr} ve μ_{en} 'nin arasındaki ilişki aşağıda verilmiştir.

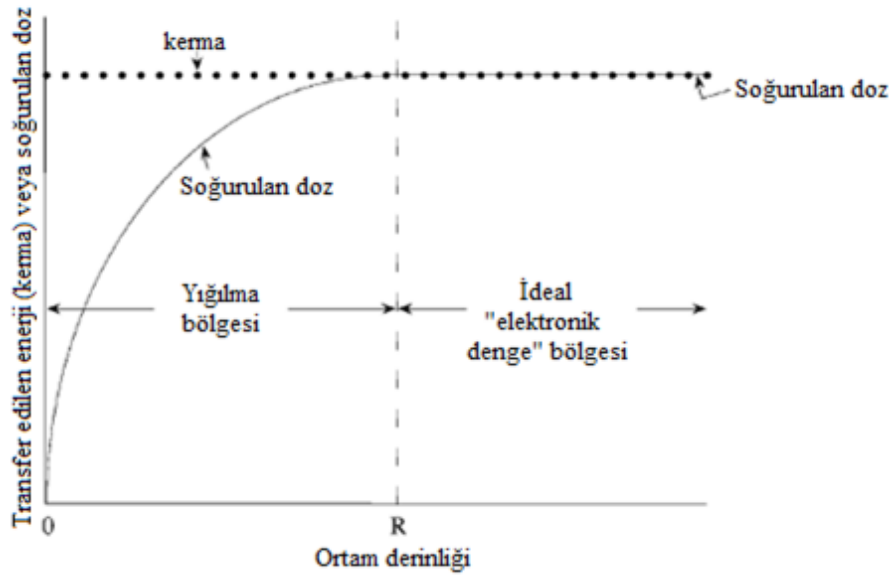
$$\mu_{tr} = \frac{\mu_{en}}{1 - g} \quad (2.2)$$

Burada g ışınma işlemleri ile kaybedilen enerji kesridir, sayısal olarak $(E_{tr} - E_{soğ})/E_{tr}$ ye eşittir. Benzer biçimde, kütle enerji transfer katsayısı (μ_{tr}/ρ), μ_{tr} 'yi soğurucu ortamın yoğunluğu ile bölerek hesaplanabilir. $E_{tr} - E_{soğ}$ değerleri 1MeV'in altında özdeş ve 1,5 MeV'e kadar yaklaşık aynı olduğundan, belirli bir ortam için μ_{tr} ve μ_{en} ya özdeştir ya da yakındır. Ancak, μ_{tr} ve μ_{en} nükleer etkileşmeler veya hızlandırıcılarda üretilen yüksek

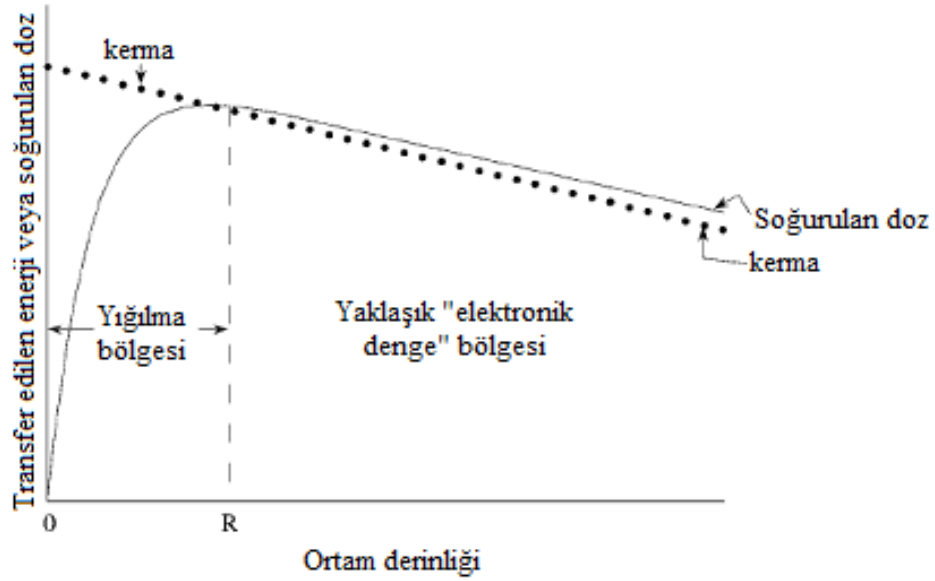
enerjili fotonlar için farklıdır ve kerma veya soğurulan doz hesapları için uygun bir E_{tr} belirlemek gereklidir.

Elektronik denge:

Soğurulan doz Şekil 2.4’de gösterildiği gibi elektronik denge oluşuncaya kadar belirlenmemelidir. Şekil 2.4’deki eğri, gösterim amacı ile ortam içinden geçen fotonların sayısında bir azalmanın olmadığı ideal şartlar için çizilmiştir. Çıkan elektronların yolları boyunca iyonlaşma ile enerjinin depo edilmesi, sıfırdan başlar ve yığılma bölgesi olarak adlandırılan R derinliğinde maksimuma ulaşır. R’nin ötesinde belli bir hacim içerisindeki elektronların çoğu enerjisini kaybeder. “Elektronik denge” olarak bilinen bu durumda, kerma derinlik ile değişmez ve bremsstrahlung kayıpları yoksa soğurulan doz kermaya eşittir.



Şekil 2.4 Elektronik dengenin ideal şartları (Martin 2013)



Şekil 2.5 Başlangıç fotonlarının ortamı geçerken azaldığı kerma ve soğurulan dozun gerçek dengesi. Denge oluştuğundan sonra, kerma ve soğurulan doz derinlikle azalır (Martin 2013)

Şekil 2.4'deki ideal şartlar gerçekte yoktur, çünkü Şekil 2.5'de gösterildiği gibi fotonlar ortamdan geçerken azalır. Sonuç olarak, gerçek "elektronik denge" ye ulaşamaz ve başlangıç radyasyonu üstel olarak azaldığından kerma derinlikle azalır. Soğurulan doz önce artar, R'de maksimuma ulaşır ve üstel olarak azalır. Bremsstrahlung kayıpları minimumsa, soğurulan doz eğrisi kerma eğrisi üstünde olur. Çünkü enerji, sığ derinliklerde oluşan kinetik enerji aktarımından (kerma) dolayı soğurulacaktır. Daha gerçekçi şartlar sağlansa bile, farklı enerjilerde elektronlar daima vardır ve bunlar farklı doğrultularda hareket ederler. Hatta, yumuşak doku ve kemik gibi iki farklı ortam olduğu zaman durum daha karmaşıktır. Elektronlar bir materyalde hareket ederken, diğerinde enerji kaybederler ve yol uzunluğu boyunca soğurulan enerji her bir elektronun menzili ile tespit edildiğinden kerma ile soğurulan doz dengede olmaz.

Gerçek elektronik denge oluşmasa bile, R'nin ötesindeki bölgeyi denge oluşmuş gibi kullanmak uygundur ve $\bar{E}_{soğ}$ 'yi kullanarak soğurulan doz:

$$D = \Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \bar{E}_{soğ}(h\nu) \times 1,6022 \times 10^{-6} = K(1 - g) \quad (2.3)$$

Burada, $\bar{E}_{soğ}(h\nu)$, iyonlaşmaya katkı sağlayan elektronlara aktarılan ortalama kinetik enerjinin bir kısmıdır (başta bremsstrahlung olmak üzere ışına yoluyla kayıpları içermez) ve K kermadır. Denge ötesinde soğurulan doz kermadan biraz büyük olmasına rağmen, kermanın hesaplanan değeri, 5 MeV'den küçük enerjili fotonlar için soğurulan dozla uyumludur (Martin 2013).

2.5 Radyoterapi

Radyoterapi: X-ışınları, gama ışınları ve elektron gibi iyonize radyasyonların kullanıldığı tedavi yöntemidir. Radyoterapinin amacı, hedef hacmin maksimum doz almasını sağlarken sağlıklı dokuları mümkün olduğu kadar korumaktır. Tedavide kullanılan elektronların dokudaki menzili kısa olduğu için elektron demeti yüzeysel tümörlerin tedavisinde, yüksek enerjili x-ışını ve gama ışınları ise derin-yerleşik tümörlerin tedavisinde kullanılır. Teknoloji ile birlikte radyolojik görüntüleme yöntemleri, tedavi planlama sistemleri ve radyoterapi uygulamaları gelişmiştir.

2.5.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)

3BKRT: Birden çok tedavi alanı ile hedef hacme belirlenen dozu veren ve sağlıklı dokuların mümkün olan en düşük dozu almasını sağlayan tedavi şeklidir. 3BKRT hedef hacmin istenilen doz ile sarılması amacıyla, hedef alan şekillendirmesi çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve koruyucu bloklar kullanılarak yapılır. Bu tedavi yönteminde demet şiddeti sabit kalmakta farklı demet kombinasyonları kullanılarak optimum doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır (Erdoğan 2014).

2.5.2 Şiddet modülasyonlu radyoterapi (IMRT)

IMRT uygulaması, 1990'lı yılların başlarında bilgi teknolojisi ve bilgisayar bilimindeki gelişmelerle birlikte ortaya çıkan 3BKRT uygulamasının gelişmiş bir formudur (Johnstone Peter 2004). Planlanan hedef hacimdeki doz dağılımına uymak, komşuluğundaki sağlıklı dokuyu korumak için tedavi boyunca hareketli çok yapraklı

kolimatör (ÇYK) lifleri her ışın demetinin şiddetini ayarlar. Bu, şiddet modülasyonlu radyoterapi olarak bilinir. IMRT tedavi iki yolla gerçekleştirilir.

1- Statik IMRT (Step and Shoot): Tedavide kullanılan her bir alan küçük alt alanlardan (segment) oluşur. Bu yöntemde belirlenen alandaki demet şiddeti, ÇYK'lerin şekillenmesiyle ayarlanır. Bir segment ışınlandıktan sonra ÇYK'ler aynı açıdaki diğer bir segmenti oluşturmak için hareket ederler ve bu sırada ışınlama durur. ÇYK'ler segmentin belirlenen şeklini verdikten sonra tekrar ışınlama başlar (Bortfeld vd. 1994).

2- Dinamik IMRT (Sliding Window): Bu yöntemde ise belirlenen alanda ışınlama başladıktan sonra ÇYK'ler devamlı tek yönde hareket eder. Gerekli demet şiddeti her bir yaprak arasındaki mesafe değiştirilerek ve her bir yaprağın hızı ayarlanarak ulaşılır (Spirou ve Chui 1994).

IMRT temelde üç boyutlu konformal radyoterapiden farklıdır ve ters tedavi planı uygulanır. Konformal tedavi planında demet parametreleri seçilerek doz dağılımı hesaplanır ve optimum doz dağılımı deneme-sınama ile bulunur. Ters tedavi planında, belirlenen doz profili tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılır. Bilgisayar programı tedavi planı oluşturmak için demet parametrelerini hesaplar. Ters tedavi planı kullanılırken, demet parametreleri büyük ölçüde TPS tarafından seçilir. Bu nedenlerden IMRT radyoterapi uygulaması, 3BKRT den daha ileri düzeydedir.

2.5.3 Şiddet modülasyonlu ark terapi (IMAT)

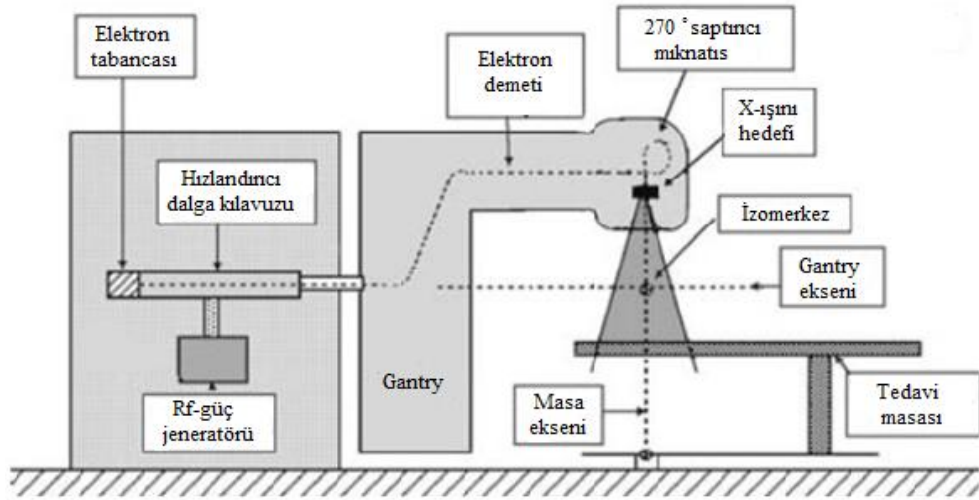
IMAT, IMRT'den esinlenerek geliştirilen yeni bir radyoterapi uygulamasıdır. Bu uygulamanın yaygın örnekleri Rapidarc (Varian Medikal Sistemleri, Amerika Birleşik Devletleri) ve VMAT (Elekta, İsveç)'tir. Tedavide linak gantrisi bir veya daha fazla rotasyon hareketi yaparak yay çizer. Her yay boyunca ışınlama devam eder ve alan şekillendirilmesi, gantrinin rotasyon hızı ve doz hızı sürekli değişir. Doz dağılımı bağımsız olarak oluşturulur. Ark terapide doz dağılımları IMRT'ye benzerdir fakat tedavi zamanı daha kısadır ve monitor unit (MU) düşüktür.

2.6 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Eclipse Planlama; 3B konformal, şiddet ayarlı radyoterapi (IMRT), elektron, proton, ve brakiterapi uygulamalarını içeren modern radyoterapi planlamasını kolaylaştıran kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografi (PET) görüntülerini kullanarak hastanın üç boyutlu modellemesini yapabilir. Bilgi ağı sistemi olarak ARIA sistemini kullanarak bilgi alış verişi yapabilmektedir. Tedavi için yapılan planlar kalite kontrol amaçlı fantomlar üzerine taşınabilmektedir.

2.7 Medikal Lineer Hızlandırıcı (LINAC)

Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili x- ışını veya elektron demeti üretilebilir ve tedavi şekline bağlı olarak elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabilir. Filaman (elektron tabancası) tarafından üretilen elektronlar vakumlanmış hızlandırıcı dalga kılavuzu içerisinde megaelektron volt (MeV) enerjiye hızlandırılır. X-ışını demeti gerekliyse üretilen birincil elektron demeti hedef olarak yüksek atom numaralı materyalin kuvvet alanı ile etkileşerek bremsstrahlung elde edilir. Büyük miktarda enerji bremsstrahlung sürecinde ısı olarak harcanır. X-ışınları demetinin yaklaşık ortalama enerjisi birincil elektron demetinin 1/3'den daha azdır. Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili x-ışınları demetleri için lineer hızlandırıcıların büyük çoğunluğunda sapıtıcı mıknatıs kullanılır (Şekil 2.6). Lineer hızlandırıcı tedavi kafası boyunca, elektron veya x-ışınının ince hüzmeye şeklinde olan demetinin çapı bir kaç milimetre sapar. Buna karşın büyük alanda demet boyutu birincil ve ikincil kolimatörler tarafından belirlenir. Bu kolimatörler saçılan radyasyonu önlemek için tungsten gibi yüksek atom numaralı materyalden yapılır. Işınlama alanı boyutunu birinci kolimatör sabit ikinci kolimatör hareket ederek belirler. X-ışını demeti şiddetinin dağılımını ayarlamak için hedefin altında düzleştirici filtre vardır. Her belirlenmiş x-ışını demet enerjisine özgü hedef ve düzleştirici filtre kombinasyonu kullanılır. Klinikte kullanılan elektron demeti hedef ve düzleştirici filtre yerine saçıcı levha kullanılarak üretilir.



Şekil 2.6 Medikal lineer hızlandırıcı tasarımı

2.8 Radyasyon Dedeksiyonu ve Ölçümü

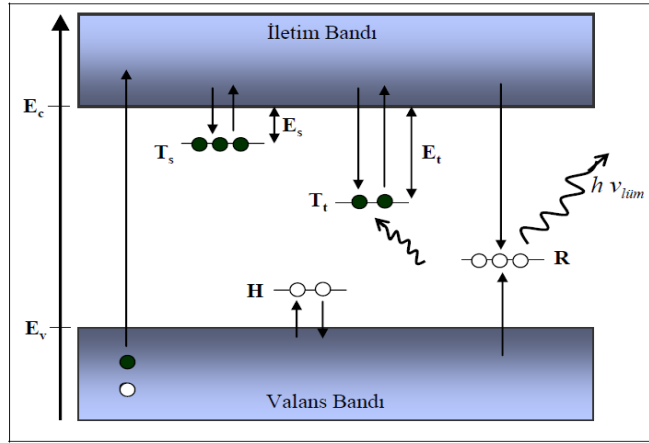
Çeşitli radyasyon tiplerinin madde ile etkileşimi, kaynak tarafından yayılan ve hedef tarafından soğurulan radyasyon miktarının ölçülmesi için kullanılan mekanizmaların temelini oluşturur. Etkileşimin sistematik tekniklerle incelenmesi, radyasyon kaynağının veya radyoaktif çekirdeğin karakterinin belirlenmesine yardımcı olur. Radyasyon ölçüm cihazları, radyasyon dedeksiyonu ve ışınlamayı ya da soğurulan dozu ölçmek için tasarlanmış taşınabilir cihazları ve radyasyon kaynağının tanımlanması ve miktarının hassas bir şekilde belirlenmesine izin veren laboratuvar cihazlarını içerir (Martin 2013).

2.9 Optik Uyarmalı Lüminesans

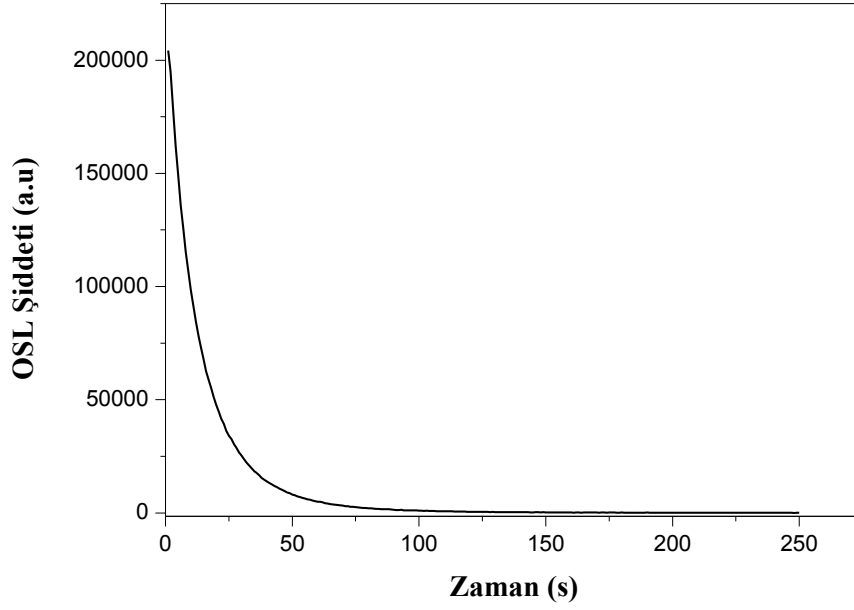
Optik uyarmalı lüminesans (*Optically Stimulated Luminescence-OSL*), radyasyon ile ışınlanmış bir yalıtkan veya yarı iletkenin ışıkla uyarılması esnasında yayınlanan lüminesanstır. Lüminesans işlemi, radyasyonun valans elektronunu iyonize etmesi ve elektron/deşik (hole) çiftinin oluşması ile başlar. Materyal içinde önceden var olan kusurlar, ışımsız tuzak geçişleri boyunca serbest elektronların ve deşiklerin yerini belirler. Radyasyon almış materyallerin sonradan uygun bir dalga boyuna sahip ışık ile uyarılması, tuzaklanmış elektronlar tarafından enerjinin soğurulmasına ve lokalize

tuzaklardan delokalize iletkenlik bandına geçişlere yol açar. Lokalize olmuş boşluklarla serbest elektronların yeniden birleşmesi, *ışımali emisyon* ile sonuçlanır. Bu bir OSL sinyalidir ve OSL sinyali soğurulmuş radyasyon dozu ile orantılıdır (Bøtter-Jensen 2000, Bøtter-Jensen vd. 2003, Thomsen 2004). OSL süreci Şekil 2.7’de gösterilmektedir.

OSL bozunma eğrisi, OSL yayınlanmasının zamana karşı fonksiyonudur (Şekil 2.8). Görüldüğü gibi OSL şiddeti zamanın fonksiyonu olarak azalır, çünkü tuzaklardaki elektron popülasyonu sınırlıdır. Bozunma eğrisinin şekli materyale, soğurulan doza, uyarma şiddetine ve sıcaklığa bağlıdır.



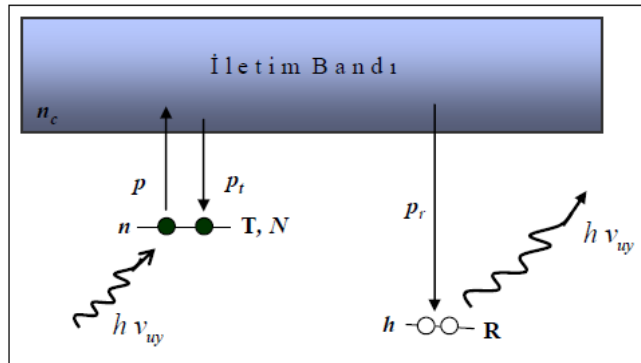
Şekil 2.7 OSL ve TL işlemini gösteren basit band modeli. İyonizasyon elektron-deşik çiftinin oluşumu halinde sonuçlanır. Bu elektron ve deşikler T ve H kusurlarında tuzaklanır. T_s tuzakları termal boşalma olasılığının büyük olduğu sığ tuzakları (kararsız) tanımlar. Elektronlar T_t tuzaklarında depolanır, bu tuzak dışarıdan bir uyarma olmadığı durumda termal boşalma olasılığı önemsenmeyecek kadar düşüktür. Bu yüzden bu tuzak dozimetreye ilgili tuzak seviyesidir. Materyal ya termal (TL) ya da optik (OSL) olarak uyarıldığında elektronlar tuzaktan kaçıp iletim bandının içine salınacak kadar enerji kazanabilir. Bu salınan elektronların bazıları ışımali tekrar-birleşme merkezine yol alır ve tuzaklanmış deşiklerle birleşir. Böylece lüminesans yayınlanır (Yazıcı 1996)



Şekil 2.8 OSL bozunma eğrisi

Tuzaklardaki elektron popülasyonu soğurulan doza bağlıdır. OSL şiddeti, materyal tarafından soğurulan radyasyon dozunun fonksiyonudur. Bundan dolayı bu yöntem radyasyon dozimetresi için uygundur.

OSL üretimini açıklayan en basit model tek tip elektron tuzağını T , tek tip ışımali tekrar-birleşme merkezini R ve iletim bandını içerir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 Basit Tek-Tuzak (GOT) enerji seviye diyagramı (Thomsen 2004)

Tuzaklanma ve tekrar-birleşmede sadece elektronlar düşünülür ve bütün yük geçişleri iletim bandı yoluyla yerini alır. Tekrar-birleşme merkezine doğru her geçişin ışıklı tekrar-birleşme ile sonuçlandığı farz edilir. Bir elektronun birim zaman başına tuzaklanmış durumdan ayrılma olasılığı, uyarma ışık şiddetinin (sabit olduğu farz edilir) foton akısı Φ (foton/m²s) ile orantılıdır. Burada

$$p = \sigma(\lambda)\phi \quad (2.4)$$

yazılır. Burada σ , fotoiyonizasyon tesir kesitidir (m²).

Böylece dışarıdan ışıkla uyarma esnasında tuzaktan elektronların salınma hızı

$$\frac{dn_u}{dt} = -pn \quad (2.5)$$

olarak yazılabilir. Burada n tuzaklanmış elektronların konsantrasyonudur. Tuzaklanan veya tekrar tuzaklanan elektronların hızı iletim bandındaki elektronların konsantrasyonuyla ve tuzaktaki mevcut durumlarının konsantrasyonuyla orantılıdır.

Yani;

$$\frac{dn_d}{dt} = p_t n_c (N - n) \quad (2.6)$$

'dir. Burada p_t tuzaklanma olasılığı, n_c iletim bandındaki elektronların konsantrasyonu ve N elektron tuzaklarının konsantrasyonudur. Tekrar-birleşme hızı (yani, iletim bandından tekrar-birleşme merkezi R'ye elektronların geçiş hızı) iletim bandındaki n_c elektronlarının ve tekrar-birleşme merkezi R'deki deşiklerin konsantrasyonu ile orantılıdır. Yani;

$$\frac{dh}{dt} = -p_r n_c h \quad (2.7)$$

'dir. Burada p_r tekrar-birleşme olasılığıdır. İletim bandı ve merkezler arasındaki elektronların trafiğini tanımlamak için aşağıdaki formüller kullanılır.

$$\frac{dn_c}{dt} = -\frac{dn_u}{dt} - \frac{dn_d}{dt} - \frac{dn_h}{dt} = pn - p_t n_c (N - n) - p_r n_c h \quad (2.8)$$

$$\frac{dn}{dt} = \frac{dn_u}{dt} + \frac{dn_d}{dt} = -pn + p_t n_c (N - n) \quad (2.9)$$

$$\frac{dh}{dt} = -p_r n_c h \quad (2.10)$$

İlk iyonizasyon işleminde oluşturulan bütündeşlerin tekrar-birleşme merkezlerinde tuzaklandığı varsayılırsa, bu durumda

$$n + n_c = h \quad (2.11)$$

olur. Böylece,

$$\left| \frac{dn_c}{dt} \right| = - \left| \frac{dn}{dt} \right| + \left| \frac{dh}{dt} \right| \quad (2.12)$$

yazılabilir. Eş.2.12'deki ifade *yük korunumu şartı* olarak bilinir. Bu modelde OS� sinyalinin I_{OSL} şiddeti (foton/s) tekrar-birleşmenin meydana geldiği hıza eşittir. Yani;

$$I_{OSL}(t) = -\frac{dh}{dt} = -\frac{dn_c}{dt} - \frac{dn}{dt} \approx -\frac{dn}{dt} \quad (2.13)$$

'dir. Burada $n_c \ll n$ (iletim bandındaki elektronlarının konsantrasyonu tuzaklanmış elektronların konsantrasyonundan çok daha küçüktür) ve $|dn_c/dt| \ll |dn/dt|$ (iletim bandındaki elektron konsantrasyonunun değişim hızı tuzaklanmış elektron konsantrasyonunun değişim hızından çok daha küçüktür) olduğu *yarı-denge durumu*

varsayılmıştır. n_c için bir ifade elde etmek istersek, $dn_c/dt \approx 0$ dolaylı yaklaşımı kullanılır ve son eşitlikte yerine konursa OSL şiddeti $I_{OSL}(t)$ için aşağıdaki ifade türetilebilir.

$$I_{OSL}(t) \approx pn \left(1 - \frac{p_t(N - n)}{p_r h + p_t(N - n)} \right) \quad (2.14)$$

Bu eşitlik OSL için Tek-Tuzak (GOT) eşitliği olarak ifade edilir (Bölükdemir 2007).

2.10 Radyasyon Fizikinde İstatistik

Nükleer süreçlerin çoğu gelişigüzeledir, yani istatistiksel doğaya sahiptir. Belli bir radyoaktif materyalin dönüşümü olasılık yasalarına uyar ve her bir atom aynı zaman aralıklarında aynı dönüşüm olasılığına sahiptir. Kararlı bir sayma sistemiyle belli geometrideki radyasyon kaynağının ardışık ölçümleri yapılırsa, radyoaktif dönüşümün rastgele doğasından dolayı aynı sayımların elde edilmediği görülür.

Ölçümlerin ortalaması ve standart sapması,

Ölçümlerin aritmetik ortalaması \bar{x} , kaynağın bozunma hızının en iyi tahmin edilen değeridir ve;

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{i=n} x_i \quad (2.15)$$

ile hesaplanır. Burada x_i her bir ölçümün değeridir ve n ölçümlerin sayısıdır. Sadece bir ölçüm yapılmışsa, bu değer \bar{x} 'dir. Standart sapma, verilerin ortalamaya göre dağılımlarının derecesi olarak tanımlanır ve istatistiksel verilerin ortalama değerden sonraki en önemli parametresidir. Standart sapma σ ile gösterilir ve radyoaktivite ölçümleri için, N gözlenen sayım olmak üzere \sqrt{N} olarak hesaplanır. Ölçüm sayısı

artırılırsa, σ aritmetik ortalama değer ve veri grubunda ölçülen her bir x_i değeri kullanılarak hesaplanır:

$$\sigma = \left[\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \right]^{1/2} \quad (2.16)$$

burada $(n - 1)$ terimi serbestlik derecesiyle ilgilidir. x için n tane bağımsız gözlem yapıldığında, \bar{x} 'yi içeren σ 'nın hesabı, n gözlemin verilerinden hesaplanır. Böylece, sadece $(n - 1)$ bağımsız veri kalmış olur. Bu durum uygundur, çünkü bir gözlem yapılmışsa, $\bar{x} = x$ ve $(n - 1)$ sıfır olacağından σ belirsiz olur (Martin 2013).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji Kliniği'nde yapılmış olup, enstitü ve klinik bünyesinde mevcut araç ve gereçler kullanılmıştır.

1. Varian marka Triloji lineer hızlandırıcı
2. Alderson rando fantom
3. Berilyum oksit dozimetreler
4. Risø TL/OSL sistemi

3.1.1 Triloji lineer hızlandırıcı

Triloji cihazı: Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), şiddet modülasyonlu radyoterapi (IMRT), görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT) ve stereotaktik tedavi (SRS) yapabilme kapasitesine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil 3.1). Cihaz, IMRT' den geliştirilmiş yeni bir radyoterapi uygulaması olan şiddet modülasyonlu ark terapi (IMAT) yapabilir. IMAT hastalar için daha hızlı ve hassas bir tedavi sunar. Hastanın çevresinde 360 derece dönerek tümöre farklı açılardan değişen şiddette radyasyon vermesi sağlıklı dokuların en az radyasyon alması hedeflenmiştir (Nicolini vd. 2011). Ara birim yazılımı ile tümörün hareketi gerçek zamanlı izlenir. Işının yönlendirilmesinde dinamik yüksek çözünürlük sağlayan çok yapraklı kolimatör etkilidir. ÇYK'lar alan merkezinde 0,5 cm, merkezden uzaklaştıkça 1 cm olmak üzere 120 adet liften oluşmaktadır ve yaprak genişlikleri 5-10 mm'dir. Cihaz hem statik IMRT hem de dinamik IMRT yapabilme kapasitesine sahiptir (Wijesooriya vd. 2012).



Şekil 3.1 Triloji lineer hızlandırıcı

3.1.2 Rando fantom ve katı su fantomu

İnsan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması, dozimetrik haritalamaların su ve insan eş değeri fantomlar kullanılarak yapılması tedavinin fiziksel parametrelerinin belirlenebilmesine imkan sağlar. İdeal bir fantomunun “su eşdeğeri” olabilmesi için efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı ve kütle yoğunluğu suya eşit olmalıdır.

Katı su fantomu, beyaz polyesterden yapılmış $30 \times 30 \text{ cm}^2$ boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında, kullanılan iyon odalarına uygun delikler içeren, plakalar şeklindedir. Kütle yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (Khan 2003).

Rando fantom: Radyoterapi tedavi planlarını değerlendirmek için kullanılan fantomlardan biridir. Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı hatlara sahip olmasının yanı sıra yumuşak doku, akciğer dokusu, doğal insan kemiği ve insan vücudunda bulunan boşlukları içermektedir. Yumuşak doku olarak, yağ ve kas dokusunu temsil eder.

Etkin atom numarası $7,30 \pm \%1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm \%1,25 \text{ g/cm}^3$ olan özel bir plastikten oluşmaktadır. Akciğerlerinin etkin atom numarası da, yumuşak dokuda olduğu gibi $7,30 \pm \%1,25$ ve solunum halindeki özel akciğer dokusunu temsil eden bölgesi de $0,32 \pm \%0,01 \text{ g/cm}^3$ kütle yoğunluğuna sahiptir. Kullanılan bu materyaller yoğunluk ve soğurma karakteristikleri açısından insan dokusuyla uyumludur. Dozimetrik inceleme amacıyla fantom her biri 2,5 cm olan 32 adet yatay kesit ve kesit içinde yer alan 5-6 mm TLD yuvalarından oluşmaktadır (<http://www.phantomlab.com>, 2013).



Şekil 3.2 Alderson rando fantom

Rando plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır. Çalışmamızda, Anderson firmasının radyoterapi merkezlerinde doz ölçümleri için kullanılmak üzere üretilen kadın fantomunun 9 kesiti kullanılmıştır (Şekil 3.2).

3.1.3 Berilyum oksit (BeO)

Seramik berilyum oksit (BeO) OSL malzemesi olarak araştırılmış fakat hem TL, hem de OSL dozimetresi olarak kullanılabilceği dikkat çekmiştir (Sommer ve Henniger 2006, Sommer vd. 2008). İyonlaştırıcı radyasyona hassas olan BeO'nun etkin atom numarası ($Z_{\text{eff}} = 7,2$) suya ($Z_{\text{eff}} \approx 7,51$) yakındır. BeO'nun seramik şekli OSL dozimetresi olarak kullanılmaktadır. Yoğunluğu $2,85 \text{ g/cm}^3$ tür. 4 mm çapında, 0,8 mm kalınlığında ve $4,7 \text{ mm} \times 4,7 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$ boyutlarında kullanımları yaygındır. Çalışmamızda 30 adet disk şeklinde BeO dozimetre kullanılmıştır (Şekil 3.3).

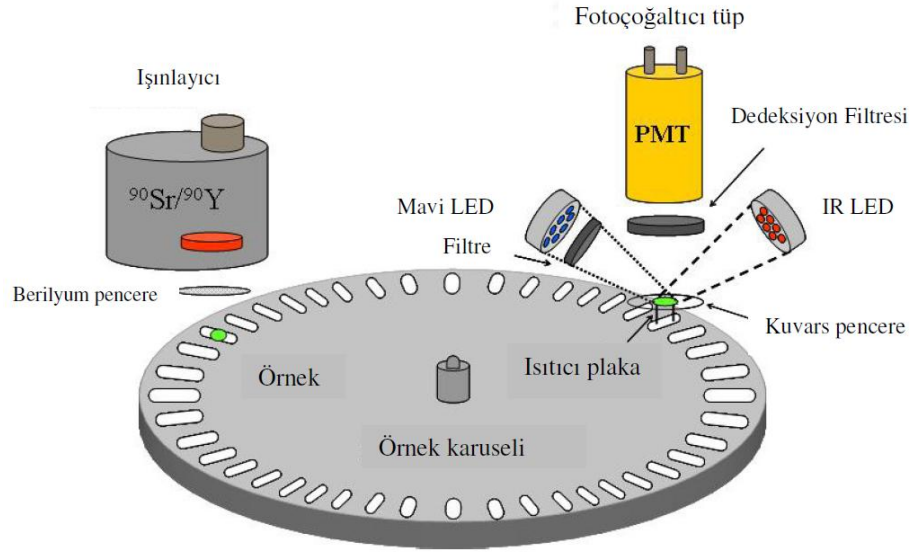


Şekil 3.3 BeO dozimetreler

BeO'daki OSL sinyali sönümlenmesi ışınlandıktan otuz dakika sonra karşılaştırıldığında ilk gün yaklaşık %6, sonraki altı ay 50°C 'de saklandığında bile %1 den daha az kayıp olduğu doğrulanmıştır (Sommer ve Henniger 2006). Kararsız sinyaller ile ilişkili olan sığ tuzak merkezleri, sinyal okuma öncesinde kısa ön ısıtma süreci ile boşaltılabilir. Sommer ve Henniger (2006) 50°C 'de beş dakika önermişlerdir; Bulur ve Göksu (1998) ısıtma için 125°C kullanmışlardır.

3.1.4 Lüminesans ölçüm sistemi

Ölçümler, Risø TL/OSL sistemi (model TL/OSL-DA-20) ile yapılmıştır. Sistemin ana bileşenleri, ışık dedeksiyon sistemi, lüminesans uyarma sistemi (optik ve termal) ve ışınlama kaynağıdır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Risø TL/OSL okuyucunun şematik gösterimi (Kaya 2009)

Risø TL/OSL ölçüm sistemi ile hem TL hem de OSL ölçümleri yapılabilmektedir. Işık dedeysiyon sistemi, fotoçoğaltıcı tüp ve uygun optik filtrelerden oluşmaktadır. Lüminesans uyarma sisteminde, optik uyarma ve ısıtma bileşenleri bulunur. Bu iki bileşen birlikte veya ayrı kullanılabilir. Sistemde kullanılan $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta ışını kaynağıdır. 48 tane örnek aynı anda örnek tutucuya yerleştirilebilir ve her örnek için farklı ışınlama, okuma işlemi yapılabilir. Örnekler oda sıcaklığından $700\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar ısıtılabilir. TL ölçümleri saf azotlu ortamda yapıldığı gibi, vakumlu ortamda da alınabilir.

Risø TL/OSL sistemi iki üniteden oluşur (Şekil 3.5):

1. Okuyucu ünitesi: Şekil 3.5 a'da gösterildiği gibi, örneklerin yerleştirildiği optik veya termal olarak uyarıldığı, dedekte edildiği ve radyasyon kaynağı ile ışınlandığı ünitelerdir.
2. Kontrol ünitesi: Sistemin elektronik kontrol kısmını oluşturur (Şekil 3.5 b). Örnekler için hazırlanan ölçüm parametrelerinin uygulanmasını sağlar. Yüksek voltajın uygulanması, vakum ortamının sağlanması, örnek taşıyıcının açılması ve kapanması kontrol ünitesi tarafından yapılmaktadır.



Şekil 3.5 Risø TL/OSL sistemi

3.1.5 Örnek taşıyıcı

Örnek taşıyıcı dönebilen bir motor üzerine yerleştirilmiştir. Dönme, bilgisayar tarafından kontrol edilir. Örnekler 9,7 mm çaplı paslanmaz çelik diskler üzerine silikon yağı v.b. maddelerle yapıştırılarak veya yine paslanmaz çelikten yapılmış örnek taşıyıcıya uygun kaplar (planset) içine yerleştirilerek kullanılır.

3.1.6 Işık dedeksiyon sistemi

Işık dedeksiyon sisteminin ana bileşenleri fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve uygun optik filtrelerdir.

Fotoçoğaltıcı tüp (PMT):

Lüminesans sinyali PMT ile dedekte edilir. Risø TL/OSL okuyucu sistem de bialkali EMI 9235QB tüp kullanılır ve maksimum dedeksiyon verimi 200 nm ile 400 nm arasındadır. Sistemde örnek ile fotokatot arasındaki mesafe 55 mm'dir ve dedeksiyon katı açısı yaklaşık 0,4 steradyandır.

Optik filtreler:

Uyarma ışığının şiddeti, yayınlanan ışığın şiddetinden yaklaşık 10^{18} kat daha büyüktür. Bu nedenle yayılan lüminesansın ölçülebilmesi için, uyarımda kullanılan ışığın PMT'e ulaşımının uygun optik filtrelerle engellenmesi gerekir. Risø TL/OSL okuyucu sisteminde kullanılan Hoya U-340 cam filtre, geniş bant aralığına sahiptir. PMT önünde bulunur ve örnekten gelen OSL sinyali geçirirken uyarma ışığının geçmesini engeller (Hoya U-340, toplam kalınlık 7,5 mm, geçirgenlik 270 nm ile 380 nm arasında).

3.1.7 Lüminesans uyarma sistemi

Risø TL/OSL okuyucu iki adet lüminesans uyarma sistemine sahiptir: TL ölçümleri için kullanılan ısıtma sistemi, OSL ölçümleri için kullanılan ışık sistemidir. İki sistem birlikte kullanılabilir.

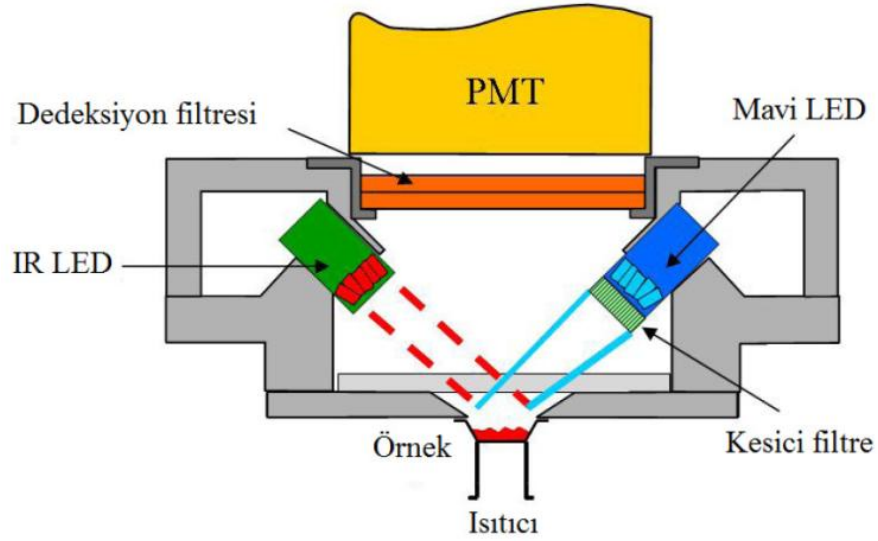
Isıtma ile uyarma sistemi:

Isıtıcı ve kaldırma mekanizması PMT altında yer alır. Isıtıcının iki fonksiyonu vardır; birincisi örneği ısıtmak, ikincisi ise örneği ölçüm pozisyonuna getirmek. Isıtıcı, örneği 0,1'den 10 K/s'ye kadar ayarlanabilen sabit ısıtma hızlarında 700 °C'ye kadar ısıtır. Isıtıcı azot gazı kullanılarak soğutulur ve aynı zamanda azot akısı ısıtıcıyı yüksek sıcaklıklarda oksitlenmeden de korumaktadır.

Optik uyarma sistemi:

OSL sistemlerinde örnekler, genellikle sabit ışık şiddetiyle uyarılırlar. Elektron tuzaklarının bu şekilde boşaltılmasıyla üstel azalan lüminesans sinyali üretilir. Standart Risø TL/OSL okuyucuda (Bøtter-Jensen vd. 2000) örneğin uyarılması için iki seçenek vardır:

1. IR LED: Toplam 21 adet IR LED bulunmaktadır. Bu 21 LED'in maksimum gücü örnek pozisyonunda yaklaşık 145 mW/cm^2 'dir ve 870 nm dalga boyunda ışık yayar.
2. Mavi LED: Toplam 28 adet Mavi LED bulunmaktadır. Bu 28 LED'in maksimum gücü 50 mW/cm^2 'dir ve 470 nm dalga boyunda ışık yayar.



Şekil 3.6 OSL birimindeki IR ve mavi LED'i beraber gösteren şematik diyagram (Kaya 2009)

3.1.8 Beta ışını kaynağı

$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı, örnek taşıyıcının üzerinde yer alır. Etrafında kurşun zırh bulunmaktadır. Maksimum enerjisi 2,27 MeV olan beta parçacıkları yayarlar. Yarı ömrü 30 yıldır, aktivitesi 26.05.2014 tarihinde 1,48 GBq ölçülmüştür.

3.2 Yöntem

3.2.1 Medikal lineer hızlandırıcı kalibrasyonu

Radyoterapi için kullanılan medikal lineer hızlandırıcı cihazı için dozun birimi Monitör Unit (MU)'dür. 1 MU belirtilen referans koşulları için 1cGy doza karşılık gelir. 6 MV x-ışını demeti için referans koşulları: 10 cm × 10 cm alan boyutu, 100 cm kaynak-yüzey uzaklığı (SSD) ve 1,5 cm su derinliğidir (AAPM, 1999; IAEA, 2000).

Kalibrasyon işlemi, belirtilen referans şartlarında iyon odası ile ölçüm alınarak yapılmıştır.

3.2.2 Kullanılan radyoterapi uygulamaları

3BKRT, IMRT ve IMAT için optimizasyon ve doz hesaplamaları Eclipse versiyon 8.6.15 tedavi planlama sisteminde yapılmıştır. Her üç teknikte de fantomun 4 numaralı kesiti hedef seçilmiştir.

a) 3BKRT:

Konformal radyoterapi uygulamasında 6 MV x-ışını kullanılarak iki yan alan ile hedef, ışınlama sahası içerisinde kalacak şekilde 200 cGy verilmesi planlanmıştır. Yan alanlar için 90 ve 270 derecelik gantri açıları ve eş merkezli simetrik alanlar kullanılmıştır. Alan içerisinde dozimetrelerin konulacağı yuvaların çevresi ÇYK'lar ile korunmuştur.

b) IMRT:

Plan 6 MV foton enerjisi, 5 gantri açısı; 0, 72, 144, 216, 288 derece ve dinamik IMRT (sliding window) tekniği kullanılarak oluşturulmuştur. Maksimum doz hızı 300 MU/dakika olacak şekilde belirlenmiştir. Fantomda seçilen hedefe (4 numaralı kesit) 200 cGy doz verilmesi planlanmıştır. Tedavi planlama sisteminde IMRT optimizasyon

modülü kullanılarak, hedefin istenilen dozu, hedef dışının (2 ve 6 numaralı kesitler) ise hiç doz almamasını sağlayacak şekilde sisteme tanımlama yapılmıştır. Yapılan tanımlamalar doğrultusunda sistemin optimum çözümü bulması sağlanmıştır. Optimizasyondan sonra doz hesaplamaları yapılmıştır.

c) IMAT:

Eclipse tedavi planlama sistemine, IMRT optimizasyonunda olduğu gibi aynı enerji ve doz bilgileri sisteme tanımlanmıştır. Planlama sırasında saat yönünde 360 derece olmak üzere bir ark rotasyonu seçilmiş maksimum doz hızı 600 MU/dakika olarak belirlenmiştir. Bu tanımlamalar izlenerek sistemin en uygun çözümü bulması sağlanmıştır. Optimizasyon sırasında IMRT planındaki gibi doz tanımlamaları yapılmıştır. Bu işlemde sonra doz hesaplamaları yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Rando Fantomda BeO Dozimetreler İle Yapılan Ölçümler

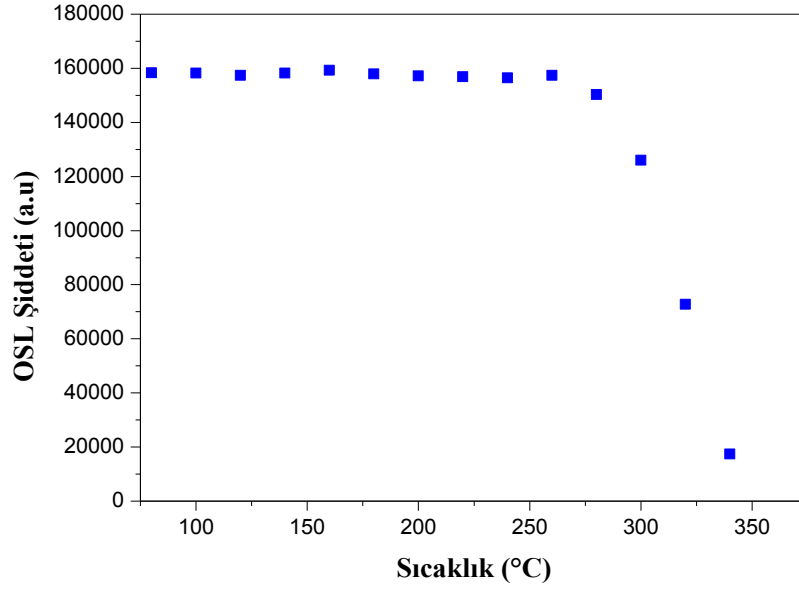
Rando fantoma ait 3BKRT, IMRT ve IMAT olmak üzere üç farklı radyoterapi uygulaması kullanılarak tedavi planı yapılmıştır. Planlar için 4 numaralı kesit hedef seçilmiştir. Fantomun 2, 4, 6 numaralı kesitlerinin sağ ve sol taraflarına bir adet olmak üzere toplam altı adet BeO dozimetre yerleştirilmiş ve farklı günlerde üç defa ışınlama yapılmıştır. Her ışınlamada üç uygulamaya ait ölçüm alındığından 18 adet dozimetre kullanılmıştır. Işınlama sonrasında dozimetreler, yaklaşık 17 saat sonra Risø TL/OSL sistemi kullanılarak OSL yöntemiyle okunmuştur.

4.2 BeO Dozimetrelerin Kalibrasyonu

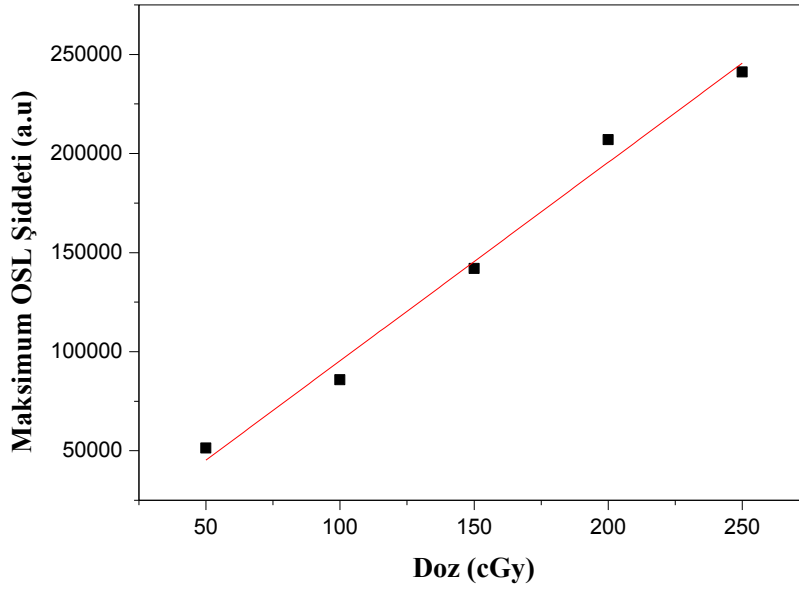
BeO dozimetreler, sıfırlama işlemi için 600°C'de 15 dakika fırınlanmıştır. Kullanılacak dozimetreleri belirlemek için 30 adet BeO dozimetre Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile 50 cGy doz ile ışınlanmış ve bu işlem üç defa tekrarlanmıştır. OSL eğrilerine bakılarak en uygun 18 adet dozimetre kullanılmıştır. BeO dozimetrelerin ön ısıtma sıcaklığını belirlemek için, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ile 300 cGy doz verilmiştir. 80 - 340°C aralığında 20°C aralıklarla 2°C/s hızla OSL yöntemiyle okunmuştur. Sıcaklığa karşı lüminesans şiddeti grafiği elde edilmiş ve ön ısıtma sıcaklığı 200°C olarak belirlenmiştir (Şekil 4.1). Doz-cevap eğrisi elde etmek için fantom içine yerleştirilen BeO dozimetrelere, Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile 50, 100, 150, 200 ve 250 cGy doz verilmiştir. Işınlama sonrasında Risø TL/OSL sisteminde beş adet BeO dozimetre okunmuştur. Sistemde uygulanan işlemler sırası ile aşağıdaki gibidir.

- (1) Dozimetrelere 200°C'ye kadar ön ısıtma yapılmıştır.
- (2) OSL yöntemi kullanılarak 250 s ölçüm alınmıştır.
- (3) Aynı yöntem ile 250 s background ölçümü alınmıştır.

OSL eğrileri (2) ve (3) numaralı işlemlerin sonucu, elde edilen verilerin farkı alınarak lüminesans şiddeti zamanın fonksiyonu olarak elde edilmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.1 Artan sıcaklığa karşı OSL Şiddeti



Şekil 4.2 Doz-cevap eğrisi

Grafikten elde edilen eşitlik:

$y = a + bx$ şeklindedir.

$a = -7028,20$ ve $b = 988,99$ dur. $R^2 = 0,98462$ çıkmıştır. Bu durumda eşitlik

$$I = -7028,20 + 988,99 D \text{ olarak belirlenmiştir.} \quad (4.1)$$

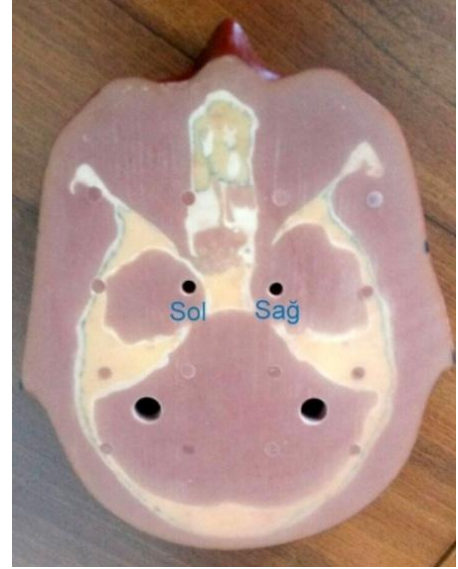
4.3 BeO Dozimetrelerin OSL Eğrileri

3BKRT uygulaması,

Çalışmada rando fantomun 9 kesitinden 4 numaralı kesit hedef seçilmiştir. 4, 2 ve 6 numaralı kesitlerinin sağ ve sol kısımlarına BeO dozimetreler yerleştirilmiştir (Şekil 4.3 (a), (b), (c), (d)). Tedavi planında hedefe, alan 1 ve alan 2 den toplam 200 cGy doz verilmesi planlanmıştır (Şekil 4.4 (a), (b)).



(a)



(b)

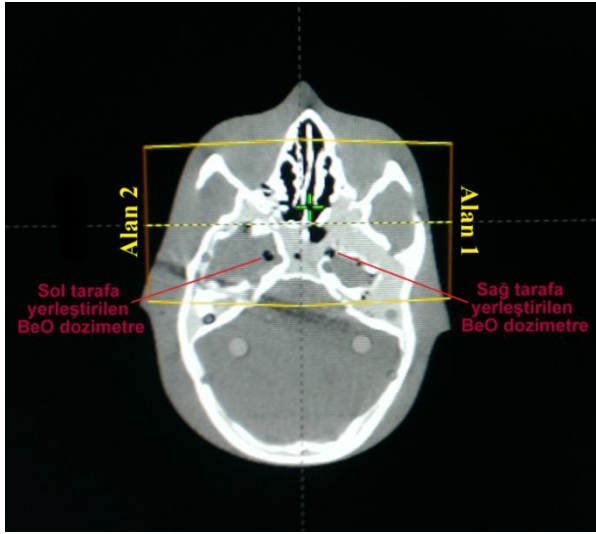


(c)

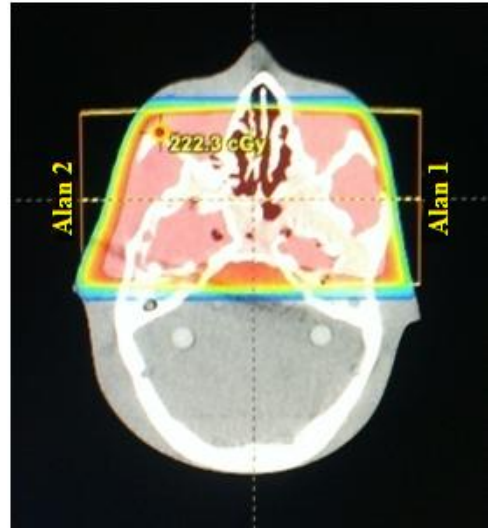


(d)

Şekil 4.3 (a) Rando fantomun 9 kesiti (b) 4 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri (hedef) (c) 2 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri (d) 6 numaralı kesitte BeO dozimetrelerin adresleri



(a)



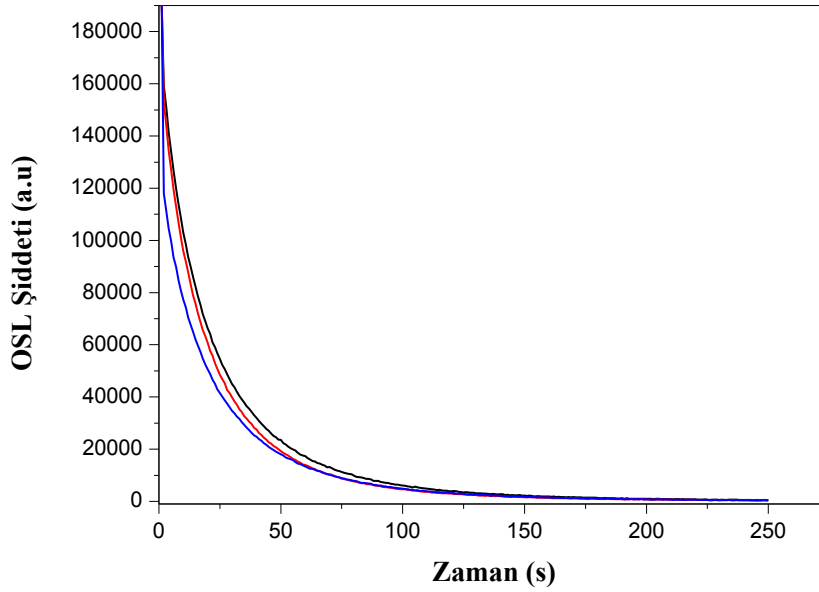
(b)

Şekil 4.4 (a) 3BKRT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü (b) 3BKRT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı

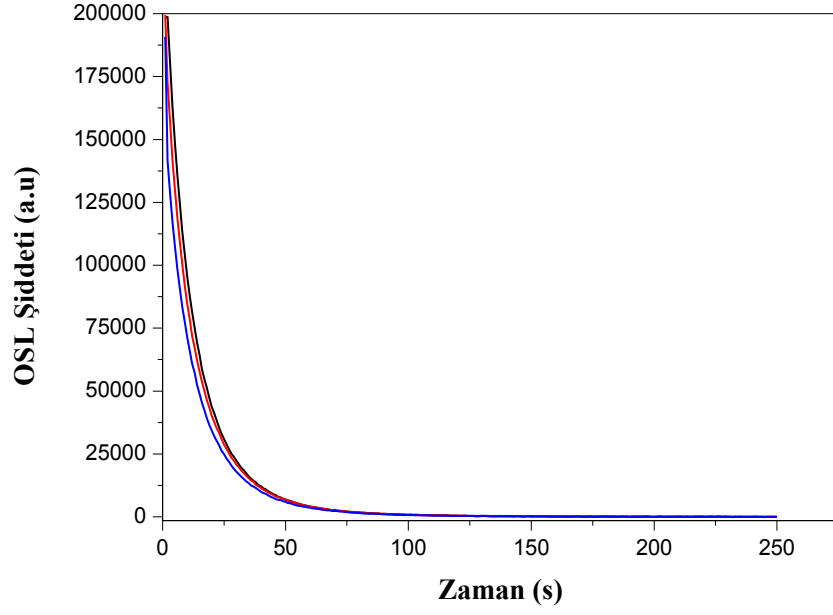
Tedavi planı doğrultusunda 4 numaralı kesit (hedef) Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile ışınlanmıştır. Işınlama sonrasında Risø TL/OSL sisteminde altı adet BeO dozimetre okunmuştur. Sistemde uygulanan işlemler sırası ile aşağıdaki gibidir.

- (1) Dozimetreler 200 °C'ye kadar ön ısıtma yapılmıştır.
- (2) OSL yöntemi kullanılarak 250 s ölçüm alınmıştır.
- (3) Aynı yöntem ile 250 s background ölçümü alınmıştır.

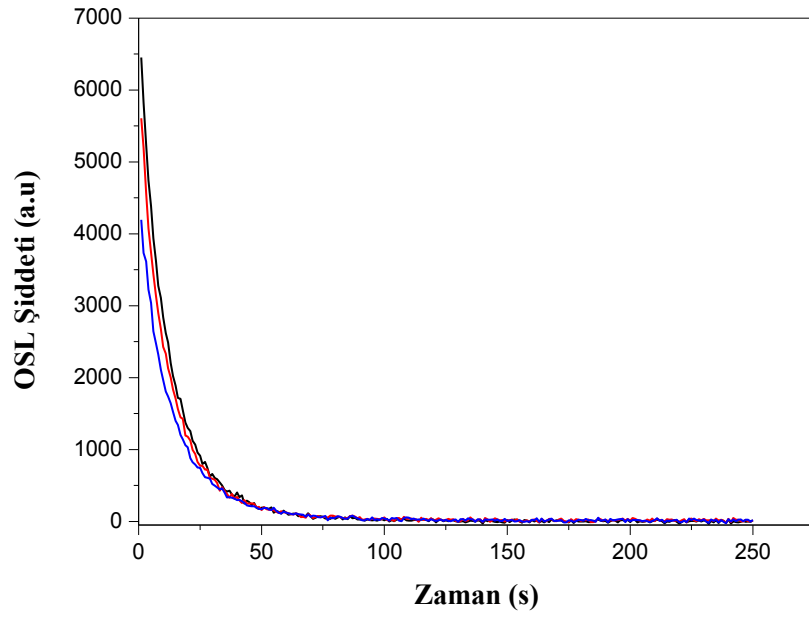
OSL eğrileri (2) ve (3) numaralı işlemlerin sonucu, elde edilen verilerin farkı alınarak lüminesans şiddeti zamanın fonksiyonu olarak elde edilmiştir (Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10).



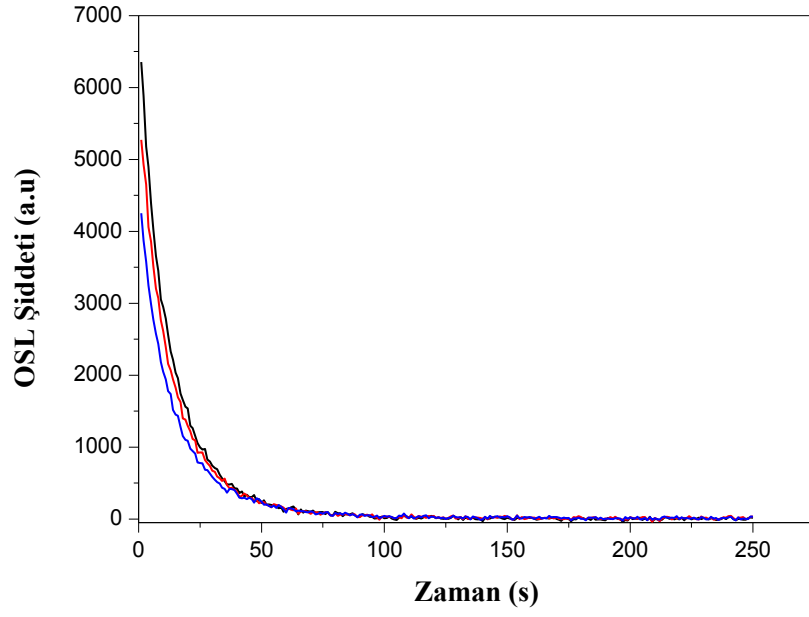
Şekil 4.5 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



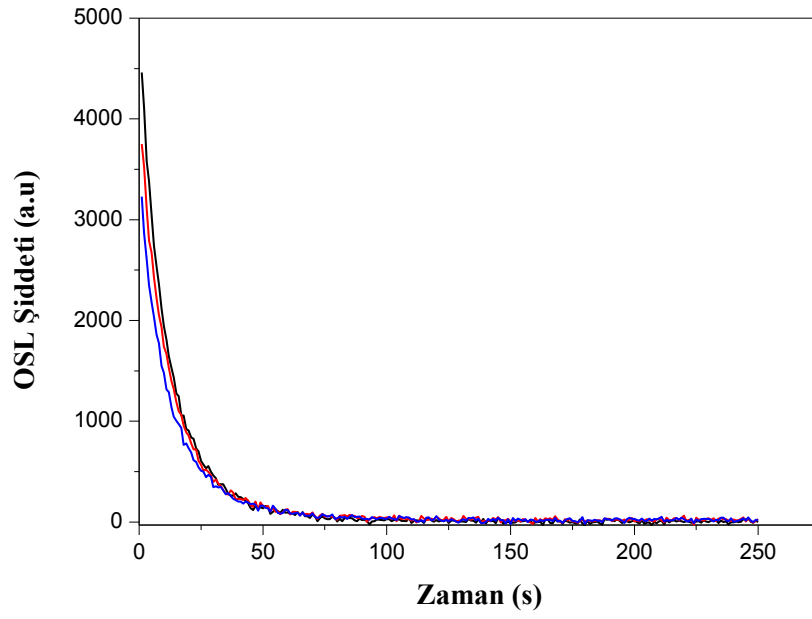
Şekil 4.6 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



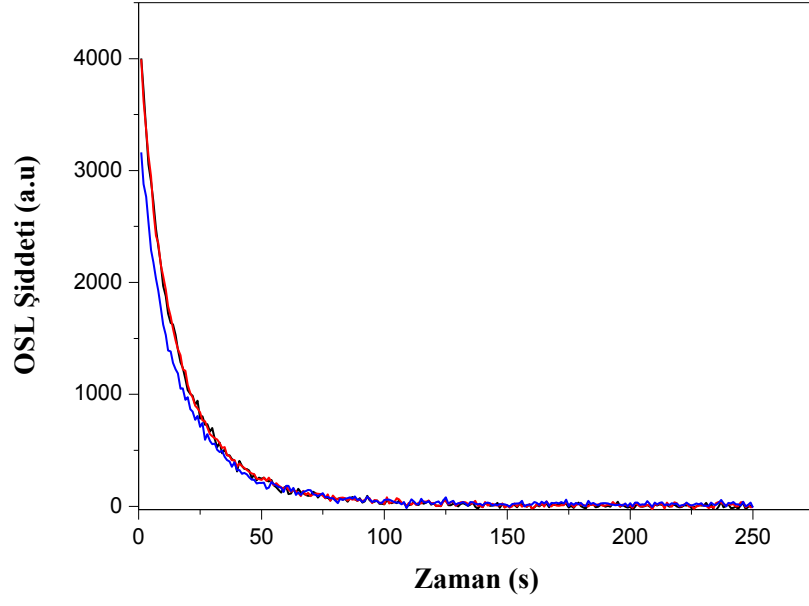
Şekil 4.7 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.8 Üç defa ışınlatma sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.9 Üç defa ışınlatma sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.10 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri

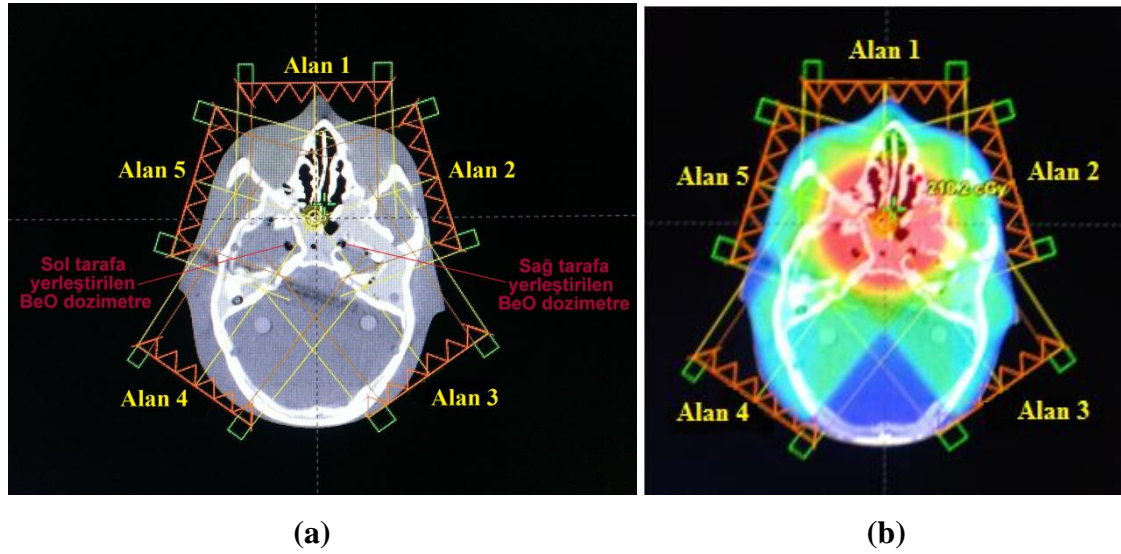
OSL eğrilerinin maksimum değerleri kullanılmıştır. Eşitlik 4.1 yardımıyla dozimetrelere ait ölçüm sonuçları Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 3BKRT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları

Dozimetre konumu	Lüminesans sayımı (1)	Doz(cGy) (1)	Lüminesans sayımı (2)	Doz(cGy) (2)	Lüminesans sayımı (3)	Doz (cGy) (3)
4 numaralı kesit sağ	192449	201,70	195135	204,41	196260	205,55
4 numaralı kesit sol	198405	207,72	199572	208,90	190754	199,98
2 numaralı kesit sağ	6452	13,63	5609	12,78	4194	11,35
2 numaralı kesit sol	6356	13,53	5274	12,44	4252	11,41
6 numaralı kesit sağ	4461	11,62	3750	10,90	3228	10,37
6 numaralı kesit sol	4001	11,15	3994	11,41	3162	10,30

IMRT uygulaması,

Çalışmada rando fantomun 9 kesitinden 4 numaralı kesit hedef seçilmiştir. 4, 2 ve 6 numaralı kesitlerinin sağ ve sol kısımlarına BeO dozimetreler yerleştirilmiştir (Şekil 4.3 (a), (b), (c), (d)). Tedavi planında hedefe; alan 1, alan 2, alan 3, alan 4 ve alan 5 den toplam 200 cGy doz verilmesi planlanmıştır (Şekil 4.11 (a), (b)).

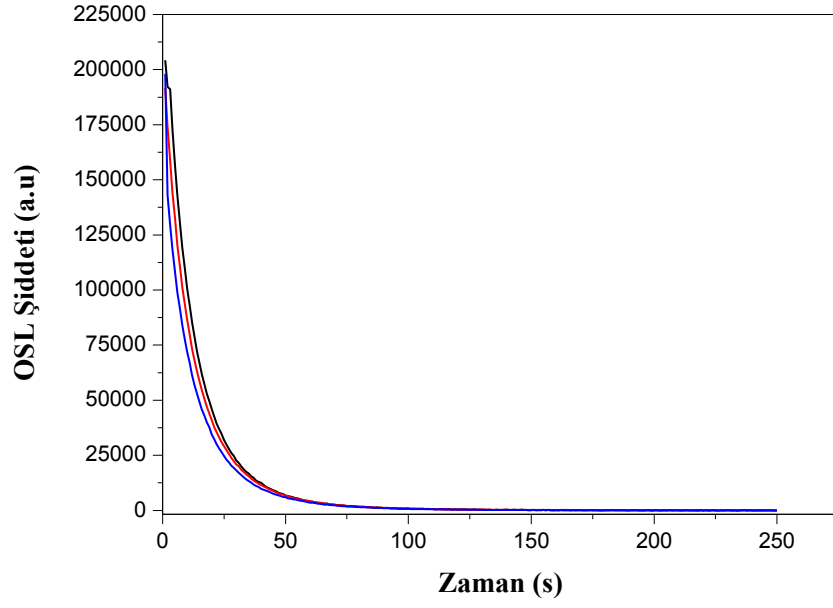


Şekil 4.11 (a) IMRT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü **(b)** IMRT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı

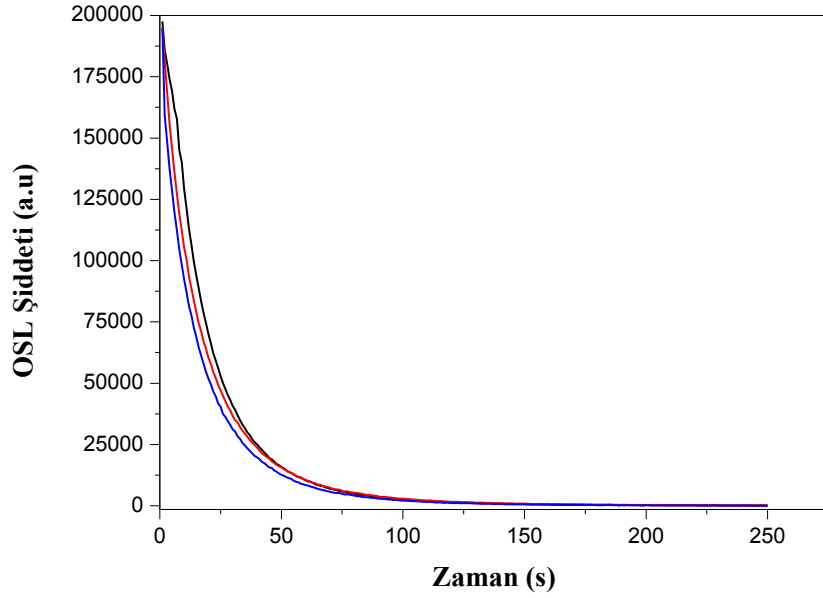
Tedavi planı doğrultusunda dört numaralı kesit (hedef) Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile ışınlanmıştır. Işınlama sonrasında Risø TL/OSL sisteminde altı adet BeO dozimetre okunmuştur. Sistemde uygulanan işlemler sırası ile aşağıdaki gibidir.

- (1) Dozimetrelere 200 °C'ye ön ısıtma yapılmıştır.
- (2) OSL yöntemi kullanılarak 250 s ölçüm alınmıştır.
- (3) Aynı yöntem ile 250 s background ölçümü alınmıştır.

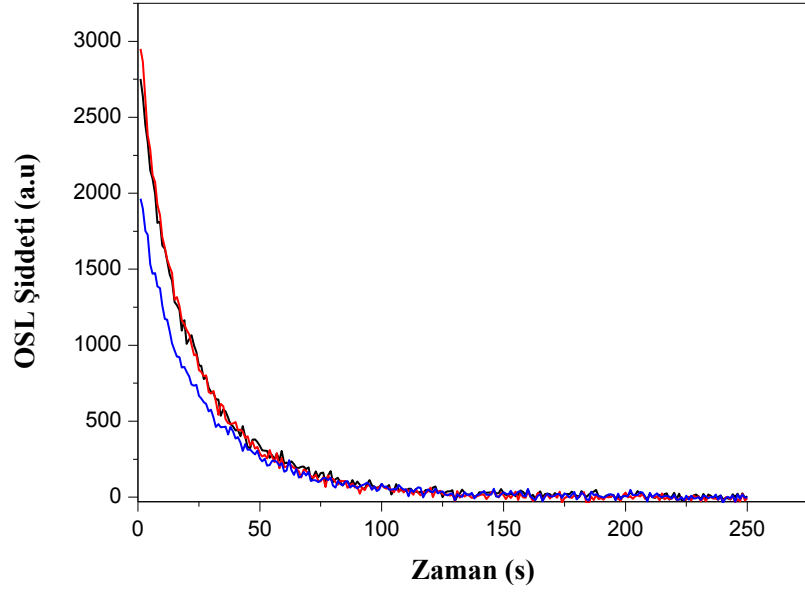
OSL eğrileri (2) ve (3) numaralı işlemlerin sonucu, elde edilen verilerin farkı alınarak lüminesans şiddeti zamanın fonksiyonu olarak elde edilmiştir (Şekil 4.12, Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17).



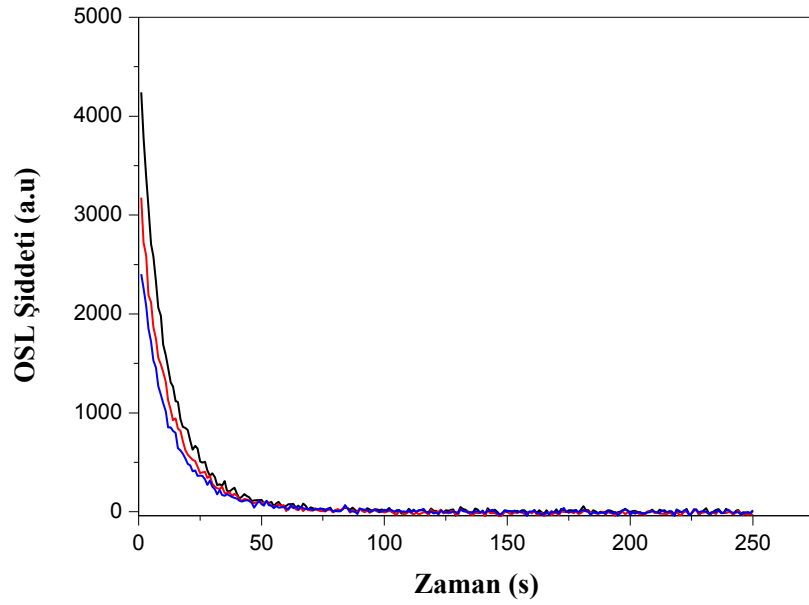
Şekil 4.12 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



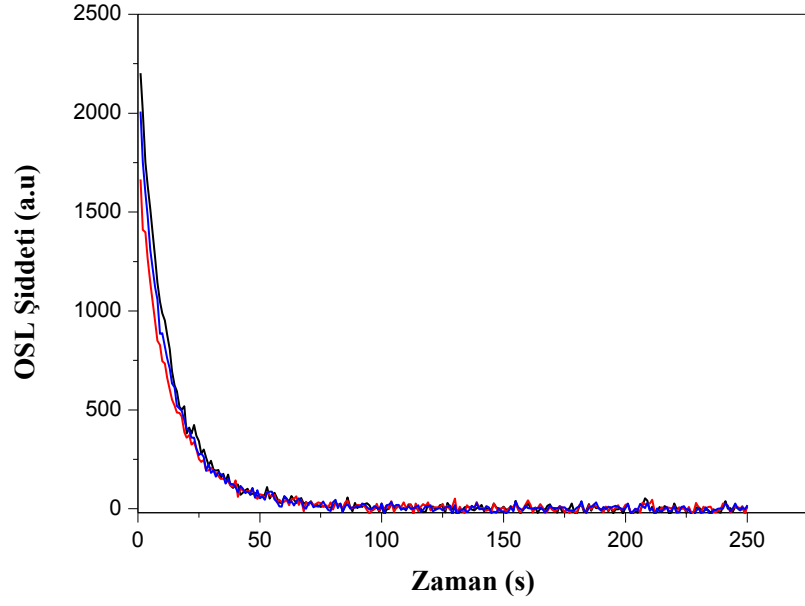
Şekil 4.13 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



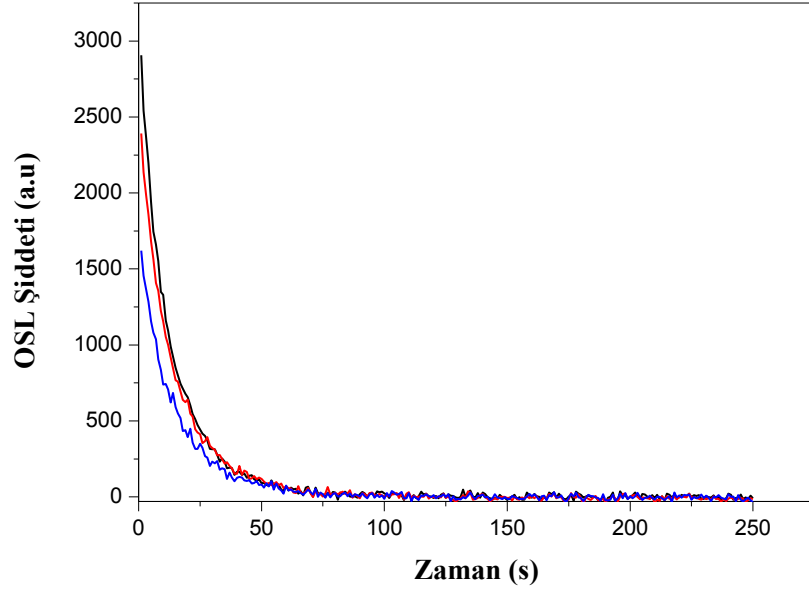
Şekil 4.14 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.15 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.16 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.17 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri

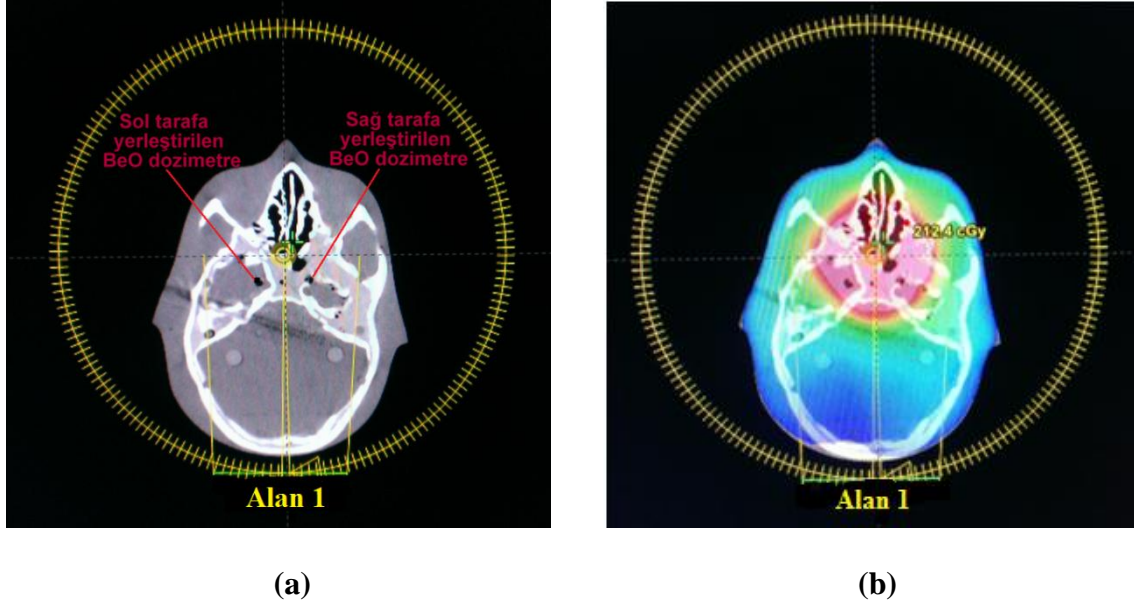
OSL eğrilerinin maksimum değerleri kullanılmıştır. Eşitlik 4.1 yardımıyla dozimetrelere ait ölçüm sonuçları Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2 IMRT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları

Dozimetre konumu	Lüminesans sayımı (1)	Doz(cGy) (1)	Lüminesans sayımı (2)	Doz(cGy) (2)	Lüminesans sayımı (3)	Doz (cGy) (3)
4 numaralı kesit sağ	204278	213,63	191149	200,38	194735	204,01
4 numaralı kesit sol	197561	209,51	198659	207,98	189139	198,35
2 numaralı kesit sağ	2752	10,09	2796	9,93	3034	10,17
2 numaralı kesit sol	4242	10,89	3734	10,88	3638	10,78
6 numaralı kesit sağ	2203	9,39	2542	9,68	1941	9,07
6 numaralı kesit sol	2907	9,71	2117	9,25	1860	8,99

IMAT uygulaması,

Çalışmada rando fantomun 9 kesitinden 4 numaralı kesit hedef seçilmiştir. 4, 2 ve 6 numaralı kesitlerinin sağ ve sol kısımlarına BeO dozimetreler yerleştirilmiştir (Şekil 4.3 (a), (b), (c), (d)). Tedavi planında hedefe bir ark rotasyonu yapılarak 200 cGy doz verilmesi planlanmıştır (Şekil 4.18 (a), (b)).

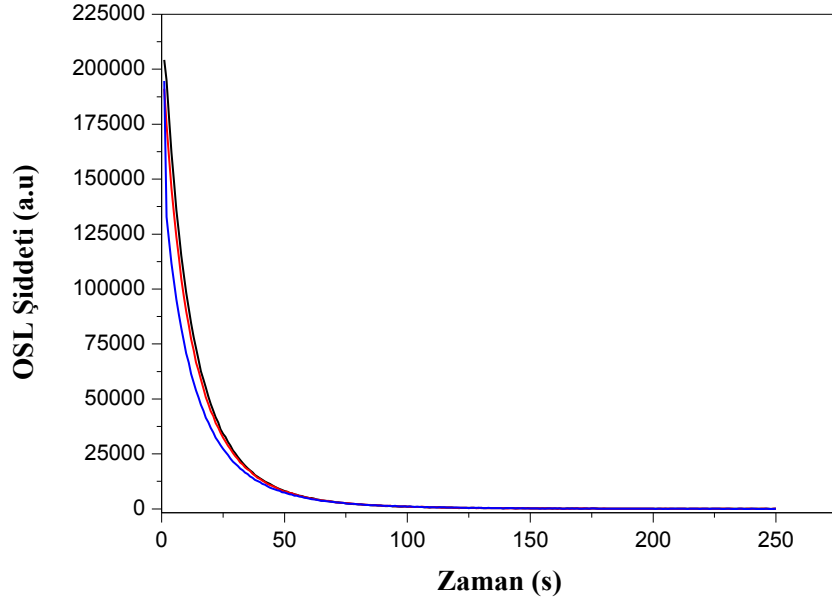


Şekil 4.18 (a) IMAT planında 4 numaralı kesitin görüntüsü (b) IMAT planında hesaplama sonrası 4 numaralı kesitteki doz dağılımı

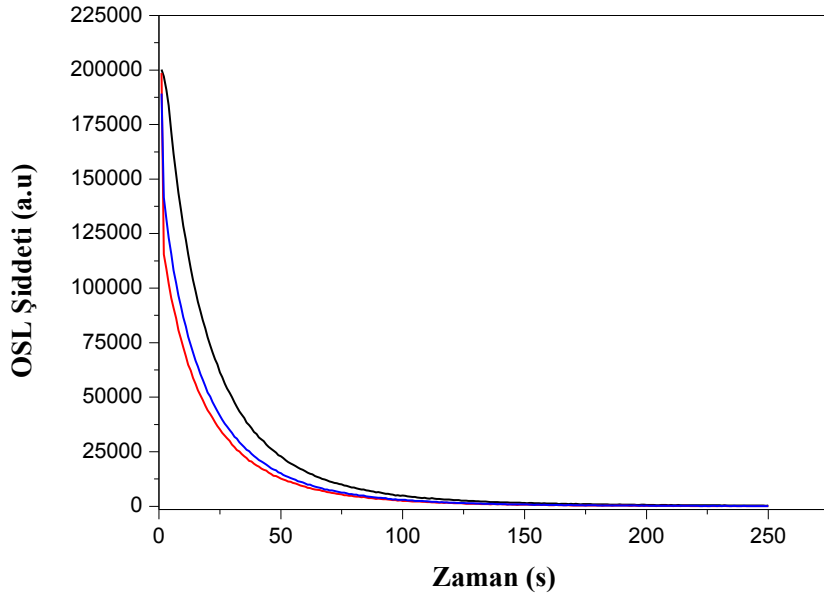
Tedavi planı doğrultusunda 4 numaralı kesit (hedef) Triloji lineer hızlandırıcı cihaz ile ışınlanmıştır. Işınlama sonrasında Risø TL/OSL sisteminde altı adet BeO dozimetre okunmuştur. Sistemde uygulanan işlemler sırası ile aşağıdaki gibidir.

- (1) Dozimetrelere 200 °C'ye ön ısıtma yapılmıştır.
- (2) OSL yöntemi kullanılarak 250 s ölçüm alınmıştır.
- (3) Aynı yöntem ile 250 s background ölçümü alınmıştır.

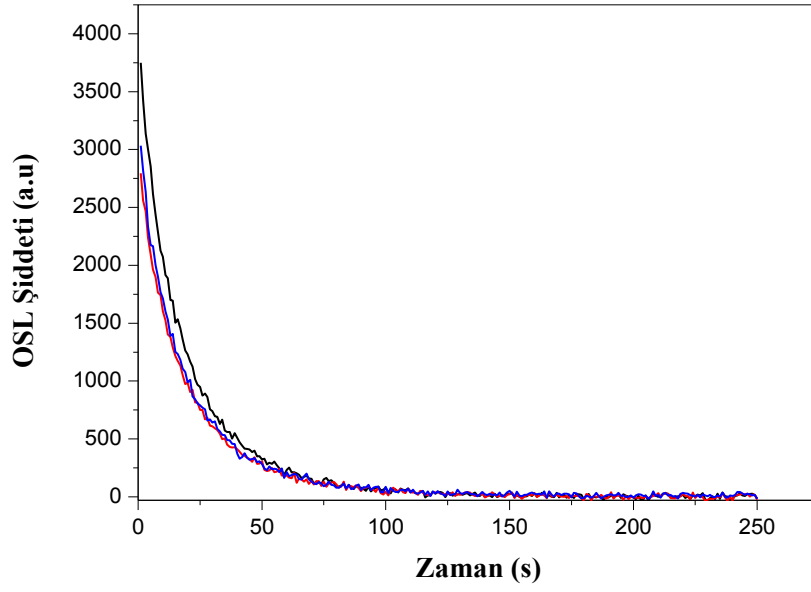
OSL eğrileri (2) ve (3) numaralı işlemlerin sonucu, elde edilen verilerin farkı alınarak lüminesans şiddeti zamanın fonksiyonu olarak elde edilmiştir (Şekil 4.19, Şekil 4.20, Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23 ve Şekil 4.24).



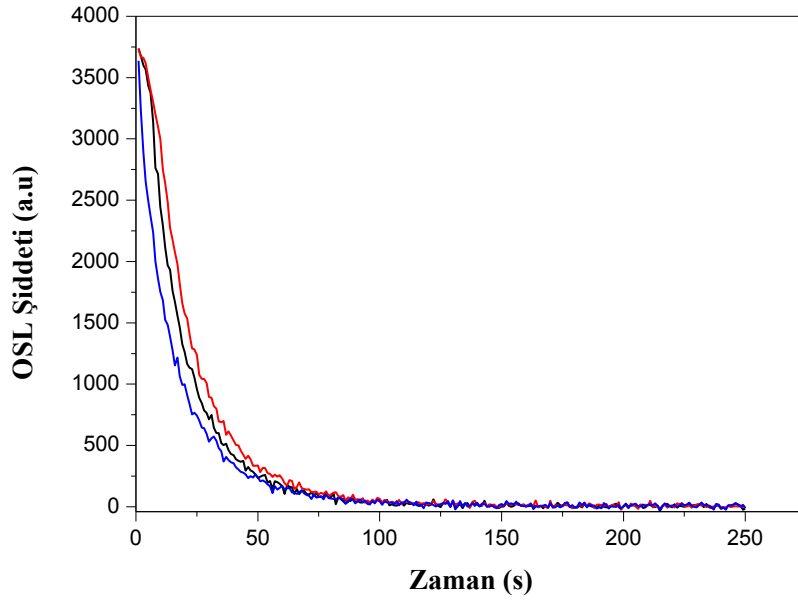
Şekil 4.19 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



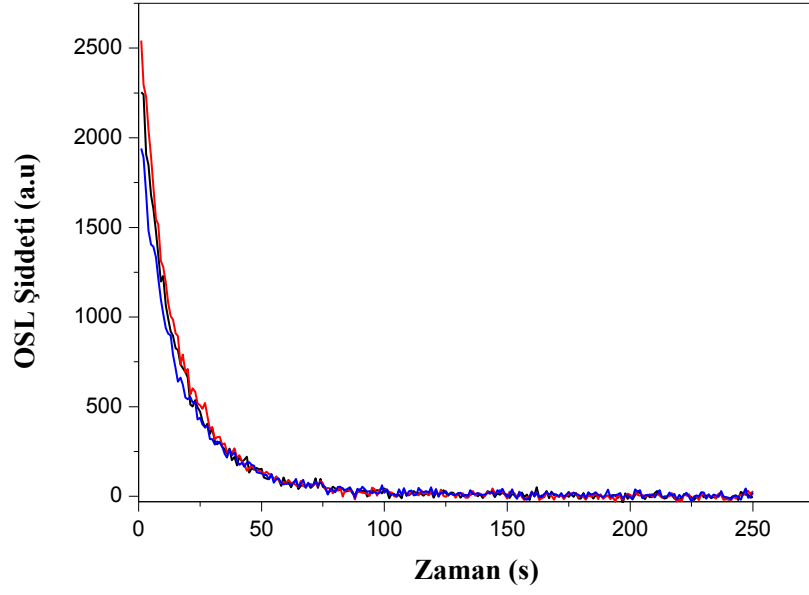
Şekil 4.20 Üç defa ışınlama sonrası 4 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



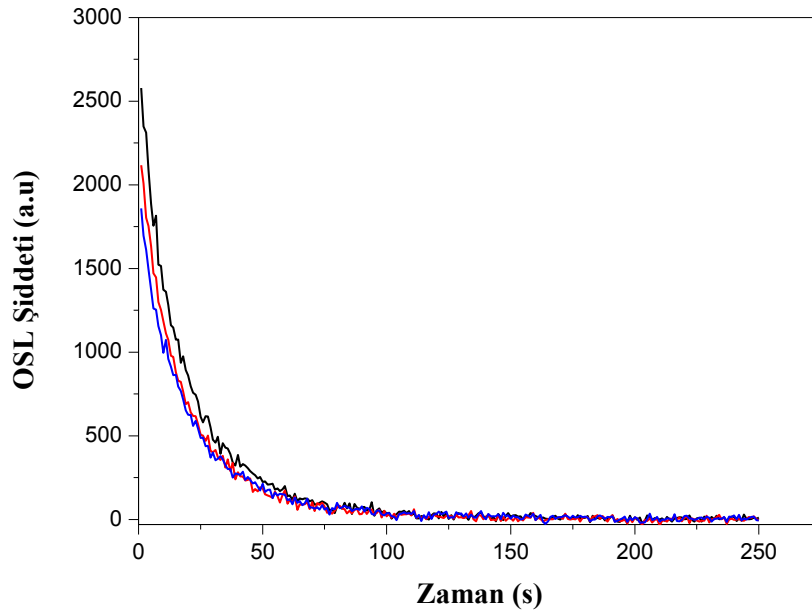
Şekil 4.21 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.22 Üç defa ışınlama sonrası 2 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.23 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sağ tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri



Şekil 4.24 Üç defa ışınlama sonrası 6 numaralı kesitin sol tarafına yerleştirilen BeO dozimetresine ait OSL eğrileri

OSL eğrilerinin maksimum değerleri kullanılmıştır. Eşitlik 4.1 yardımıyla dozimetrelere ait ölçüm sonuçları Çizelge 4.3’de verilmiştir.

Çizelge 4.3 IMAT planında kullanılan BeO dozimetrelere ait ölçüm sonuçları

Dozimetre konumu	Lüminesans sayımı (1)	Doz(cGy) (1)	Lüminesans sayımı (2)	Doz(cGy) (2)	Lüminesans sayımı (3)	Doz (cGy) (3)
4 numaralı kesit sağ	204251	213,66	191705	200,94	198091	207,40
4 numaralı kesit sol	200181	206,87	195364	204,64	194756	204,03
2 numaralı kesit sağ	3750	9,89	2950	10,09	1965	9,09
2 numaralı kesit sol	3739	11,40	3176	10,32	2403	9,54
6 numaralı kesit sağ	2255	9,33	2008	9,14	1665	8,79
6 numaralı kesit sol	2579	10,05	2391	9,52	1621	8,75

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Alınan üç ölçüm sonucunun ortalaması ile tedavi planlama sistemi (TPS)'den okunan nokta doz değerleri karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.4, Çizelge 4.5, Çizelge 4.6).

Çizelge 5.1 3BKRT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	TPS dozu (cGy)	Fark (%)
4 numaralı kesit sağ	203,89	201,20	1,31
4 numaralı kesit sol	205,53	202,40	1,52
2 numaralı kesit sağ	12,59	11,70	7,06
2 numaralı kesit sol	12,46	11,60	6,90
6 numaralı kesit sağ	10,96	11,70	6,32
6 numaralı kesit sol	10,87	11,50	5,47

Çizelge 5.2 IMRT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	TPS dozu (cGy)	Fark (%)
4 numaralı kesit sağ	207,33	208,10	1,07
4 numaralı kesit sol	202,19	204,64	1,20
2 numaralı kesit sağ	9,69	10,70	9,43
2 numaralı kesit sol	10,42	11,40	8,59
6 numaralı kesit sağ	9,09	10,00	9,10
6 numaralı kesit sol	9,44	10,40	9,23

Çizelge 5.3 IMAT planında kullanılan BeO dozimetrelerin ölçüm sonuçları ve TPS doz değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	TPS dozu (cGy)	Fark (%)
4 numaralı kesit sağ	206,01	203,30	1,31
4 numaralı kesit sol	205,28	202,80	1,20
2 numaralı kesit sağ	10,34	11,20	7,67
2 numaralı kesit sol	10,85	12,00	9,58
6 numaralı kesit sağ	9,38	10,00	6,20
6 numaralı kesit sol	9,32	10,30	9,51

Çalışmamızda hedef olarak seçilen 4 numaralı kesite 200 cGy doz verilmiştir. Hedefin aldığı ortalama doz; 3BKRT uygulamasında 204,71 cGy, IMRT uygulamasında 204,76 cGy, IMAT uygulamasında 205,65 cGy olarak hesaplanmıştır. Yapılan çalışmalarda hedef hacim içerisindeki doz homojenitesi -%5 ile %7 arasında olmalıdır (ICRU Report 62.1999). Üç uygulama sonucunda hedefin aldığı ortalama doz, raporda belirtilen aralıkta kalmıştır. Klein vd. (2009) yayınladığı AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) 142 nolu raporda, hesaplanan doz ile ölçülen dozun \pm %5 doğruluk içerisinde olması gerektiği belirtilmiştir. Tedavi planlama sisteminden hedef için hesaplanan ortalama doz ile OSL yöntemi ile ölçülen dozun ortalaması karşılaştırıldığında üç uygulama için sırasıyla %1,42, %1,14, ve %1,26 fark çıkmıştır. Hedef dışında ise bu fark %5,47-%9,58 arasındadır.

2 ve 6 numaralı kesitler hedef dışı olmasına rağmen Compton saçılmasından doz aldığı düşünülmektedir. 2 numaralı kesitin aldığı ortalama doz; 3BKRT uygulamasında 12,53 cGy, IMRT uygulamasında 10,06 cGy, IMAT uygulamasında 10,60 cGy olarak hesaplanmıştır. 6 numaralı kesitin aldığı ortalama doz; 3BKRT uygulamasında 10,92 cGy, IMRT uygulamasında 9,23 cGy, IMAT uygulamasında 9,35 cGy olarak bulunmuştur. IMAT uygulaması IMRT uygulamasından esinlenerek geliştirildiği için ortalama doz değerleri yakındır. IMAT ve IMRT uygulamalarında 3BKRT'ye göre

saçılmadan kaynaklı doz aralığı düşük olmasının nedeni ÇYK'ların hareketli olması ve algoritmaların daha ayrıntılı hesap yapmasıdır. Hedef ile 2 ve 6 numaralı kesitlerde arası mesafe eşit olmasına rağmen bu kesitlerde yumuşak doku, kemik doku gibi yapılar simetrik olmadığından doz değerlerinde farklılıklar görülmüştür.

Farklı radyoterapi uygulamaları kullanılarak üç farklı günde ışınlanan BeO dozimetrelerin aldığı dozun, ortalaması ve standart sapması hesaplanmıştır (Çizelge 5.4, Çizelge 5.5, Çizelge 5.6).

Çizelge 5.4 3BKRT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	σ (cGy)	σ/ort. (%)
4 numaralı kesit sağ	203,89	4,98	2,44
4 numaralı kesit sol	205,53	4,84	2,35
2 numaralı kesit sağ	12,59	1,15	9,13
2 numaralı kesit sol	12,46	1,06	8,50
6 numaralı kesit sağ	10,96	0,63	5,74
6 numaralı kesit sol	10,87	0,49	4,50

Çizelge 5.5 IMRT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	σ (cGy)	σ/ort. (%)
4 numaralı kesit sağ	207,33	6,36	3,06
4 numaralı kesit sol	202,19	6,49	3,20
2 numaralı kesit sağ	9,69	0,53	5,46
2 numaralı kesit sol	10,42	0,93	8,92
6 numaralı kesit sağ	9,09	0,28	3,08
6 numaralı kesit sol	9,44	0,65	6,88

Çizelge 5.6 IMAT planına ait ölçüm sonuçları ve standart sapma değerleri

Dozimetre konumu	Ortalama doz (cGy)	σ (cGy)	σ/ort. (%)
4 numaralı kesit sağ	206,01	6,85	3,32
4 numaralı kesit sol	205,28	6,05	2,94
2 numaralı kesit sağ	10,34	0,50	4,83
2 numaralı kesit sol	10,85	0,60	5,52
6 numaralı kesit sağ	9,38	0,30	3,19
6 numaralı kesit sol	9,32	0,37	3,96

Bağıl standart sapma (σ / \bar{x}) ölçümler arası belirsizliğin göstergesidir. Hedef kesit için bu değer %2,35-%3,32 arasında çıkmıştır. Hedef dışı 2 numaralı kesit için %4,8-%9,13; 6 numaralı kesit için %3,08-%6,88 hesaplanmıştır. Dozimetrelerden ölçülen lüminesans sayımları doz-cevap eğrisinin eşitliği kullanılarak doz değerine geçilmiştir. Grafikteki 1- R^2 lik fark (1-0,98462) bağıl standart sapmanın yüksek çıkmasını etkilemiştir. Hedef

için sayımlar hedef dışına göre fazla olduğundan bağıl standart sapma aralığının daha düşük olduğu düşünülmektedir.

3BKRT, IMRT ve IMAT radyoterapi uygulamalarını dozimetrik olarak karşılaştırdığımız bu çalışmamızda, hedef kesitin aldığı doz değeri bu üç uygulama için yakındır. Hedefe verilen doz; 3BKRT uygulamasında 2 alanda, IMRT’de 5 alanda ve IMAT’ta yay oluşturarak 2 derece aralıklarla verildiğinden hedef dışı kesitlerde ölçülen doz 3BKRT’ye göre daha düşüktür. Radyoterapide rando fantom kullanılarak termoluminesans yöntemi (TL) ile doz ölçümüne alternatif olarak optik uyarmalı lüminesans (OSL) yönteminde kullanılacağı görülmüştür. Optik uyarmalı lüminesans alanında yaşanan gelişmeler, son birkaç yıl içinde hızlı bir şekilde artmıştır. Ticari olarak mevcut OSL sistemleri zaten kişisel dozimetre için çok popüler hale gelmiştir. OSL; çeşitli klinik uygulamalarda, diyot dedektörler, MOSFET dedektörleri, radiokromik filmler, TLD’ler gibi mevcut sistemlere göre belirli avantajları vardır. Bu noktada, $Al_2O_3:C$ dozimetrenin yüksek hassasiyeti, kolay kullanım ve kalibrasyon özelliklerinden OSL uygulamalarına hakim olduğu bilinmektedir. İdeal dozimetreye yakın özelliklere sahip olması, hedef kesitteki dozun tedavi planlama sistemi ile uyumlu olması; mevcut gelişmelerle OSL yöntemine dayalı, güvenilir, gerçek zamanlı in vivo dozimetri tekniği ve nokta doz ölçümleri için BeO dozimetrelerin kullanılabileceği uygun görünmektedir.

KAYNAKLAR

AAPM. 1999. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26 (9); 1847–1870.

Akselrod, M.S., Lucas, A.C., Polf, J.C., McKeever, S.W.S. 1998. Optically stimulated luminescence of Al_2O_3 . *Radiation Measurements*, 29 (3-4); 391- 399.

Akselrod, A., McKeever, S.W.S. 1999. A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence. *Radiation Protection Dosimetry*, 81 (3); 167-175.

Albrecht, H.O., Mandeville, C.E. 1956. Storage energy in BeO. *Phys. Rev*, 101; 1250-1252.

Bernhardt, R., Herforth, L. 1974. Radiation dosimetry by optically stimulated phosphorescence of $\text{CaF}_2:\text{Mn}$. Krakow: Proc 4th Int Conf Lum Dsim; 1091-104.

Bortfeld, T.R., Kahler, D.L., Waldron, T.J., et al. 1994. X-Ray field compensation with multileaf collimators. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28 (3); 723-30.

Bøtter-Jensen, L. 2000. Development of optically stimulated luminescence techniques using natural minerals and ceramics, and their application to retrospective dosimetry. Ph.D. Thesis, Risø National Laboratory, 11-22, Roskilde.

Bøtter-Jensen, L., Bulur, E., Duller, G.A.T., Murray, A.S. 2000. Advances in luminescence instrument systems. *Radiation Measurements*, 32 (5-6); 523-528.

Bøtter-Jensen, L., McKeever, S.W.S., Wintle, A.G. 2003. Optically stimulated luminescence dosimetry. Elsevier Science B.V, 355, Netherlands.

Bölükdemir, M.H. 2007. Sodyum klorür ve potasyum klorür'ün optik uyarmalı lüminesans (OSL) kinetiği. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 107, Ankara.

Bulur, E., Göksu, H.Y. 1998. OSL from BeO ceramics: New observations from an old material. *Radiation Measurements*, 29 (6); 639-650.

Busuoli, G., Lembo, L., Nanni, R., Sermenghi, I. 1983. Use of BeO in routine personnel dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 6 (1-4); 317-320.

Erdoğan, T. 2014. Tomoterapi ile tedavilerde hedef dozun farklı dozimetrik sistemler ile incelenmesi. Yüksek lisans tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 54, Ankara.

Haring, P., Rhein, B. 2006. 3D quality assurance systems. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. *New technologies in radiation oncology*. Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

IAEA. 2000. IAEA Technical Report Series No. 398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Atomic Energy Agency.

ICRU Report 62. 1999. Prescribing, Recording and Reporting Photo Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.

Joanna, I., Govinda, R. 2002. Radiation dosimeters Review of radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. IAEA, 16-32.

Johnstone Peter, A. S. 2004. Intensity-modulated radiation therapy. *Current problem in cancer*, 28 (2); 47-48.

Kaya, Ş. 2009. Türkiye kaynaklı doğal kuvarşın lüminesans özellikleri ve geriye dönük dozimetri çalışmalarında kullanımı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 68, Ankara.

Khan, F. M. 2003. The physics of radiation therapy 3rd Edition. Lippincott Williams and Wilkins, 563, Philadelphia.

Kiiko, V.S., Dmitriev, I.A., Makurin, Y.N., Sofronov A.A., Ivanovskii, A.L. 2004. Synthesis and application of transparent beryllium ceramics. Glass Physics and Chemistry, 30 (1); 109-11.

Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.F., Simon, W. 2009. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics, 36 (9); 4197-4212.

Köksal, A. 1991. Termolüminesans dozimetrik materyallerin üretilmesi (CaSO_4). Yüksek Lisans Tezi, Gaziantep Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 104, Gaziantep.

Martin, J.E. 2013. Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği, Çeviri Editörleri: Tanır, A.G., Bölükdemir M.H., Koç, K. Palme Yayıncılık, 822, Ankara.

McKeever, S.W.S., Moscovitch, M. 2003. Topics under debate - On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, 104 (3); 263-270.

Nicolini, G., Clivio, A., Cozzi, L., Fogliata, A., Vanetti, E. 2011. On the impact of dose rate variation upon RapidArc implementation of volumetric modulated arc therapy. Medical Physics, 38 (1); 264-271.

Pradhan, A.S., Ayyangar, K. 1977. Radiation dosimetry by photostimulated luminescence of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. The International Journal Applied Radiation and Isotopes, 28 (5); 534-535.

Pradhan, A.S., Bhatt, R.C. 1981. Photo-stimulated luminescence and thermoluminescence of CaSO₄:Dy. *Physica Status Solidi (a)*, 68 (2); 405-411.

Pradhan, A.S., Chandra, B., Bhatt, R.C. 1983. Phosphorescence and photostimulated luminescence of CaSO₄:Dy embedded polyethylene discs at elevated temperature for fast neutron dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 5 (3);159-162.

Rhyner, C.R., Miller, W.G. 1970. Radiation dosimetry by optically-stimulated luminescence of BeO. *Health Physics*, 18 (6); 681-684.

Sommer, M., Henniger, J. 2006. Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Protection Dosimetry*, 119 (1-4); 394–397.

Sommer, M., Fraudenberg, R., Henniger, J. 2007. New aspects of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Measurements*, 42 (4-5); 617-620.

Sommer, M., Jahn, A., Henniger, J. 2008. Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Measurement*, 43 (2-6); 353–356.

Spirou, S.V., Chui, C.S. 1994. Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Medical Physics*, 21(7); 1031.

The Phantom Laboratory, http://www.phantomlab.com/pdf/RAN100_110DS.pdf, Eriřim: 20 Aralık 2013.

Thomsen, K.J., “Optically Stimulated Luminescence Techniques in Retrospective Dosimetry using Single Grains of Quartz extracted from Unheated Materials”, Ph.D. Thesis, Risø National Laboratory, Roskilde, 17-41 (2004).

Tochlin, E., Goldstein, N., Miller, W.G. 1969. Beryllium oxide as a thermoluminescent dosimeter. *Health Physics*, 16 (1); 1-7.

Webb, S. 2003. The physical basis of IMRT and inverse planning. *The British Journal of Radiology*, 76 (910); 678-689.

Wijesooriya, K., Aliotta, E., Benedict, S., Read, P., Rich, T., Lerner, J. 2012. RapidArc patient specific mechanical delivery accuracy under extreme mechanical limits using linac log files. *Medical Physics*, 39 (4); 1846-1853.

Yazıcı, A.N. 1996. Işınlanmış alkali halide kristallerindeki (TLD-100) hata merkezlerinin ısısal ve optiksel karakteristikleri. Doktora tezi, Gaziantep Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 167, Gaziantep.

Yukihara, E.G., Sawakuchi, G.O., Guduru, S., McKeever, S.W.S., Gaza, R., Benton, E.R., Yasuda, N., Uchiori, Y., Kitamura, H. 2006. Application of the optically stimulated luminescence (OSL) technique in space dosimetry. *Radiation Measurements*, 41 (9-10); 1126-1135.

ÖZ GEÇMİŞ

Adı Soyadı: Serdar ŞAHİN

Doğum Yeri: Ankara

Doğum Tarihi: 10.03.1987

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu

Lise: Ankara Anadolu Lisesi (2006)

Lisans: Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü (2011)

Çalıştığı Kurum / Kurumlar ve Yıl

Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi, Öğrenci Asistanı (2012)

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Kısmi Zamanlı (2013)