

**KAN ÖRNEKLERİ KULLANARAK RADYASYON DOZUNUN  
DOĞRUDAN TESPİTİ**

**Özge GÜLEÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
İLERİ TEKNOLOJİLER**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ŞUBAT 2014  
ANKARA**

Özge GÜLEÇ tarafından hazırlanan "KAN ÖRNEKLERİ KULLANARAK RADYASYON DOZUNUN DOĞRUDAN TESPİTİ" adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. A. Güneş TANIR

.....

Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile İleri Teknolojiler Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

.....

Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. A. Güneş TANIR

.....

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Erhan ESER

.....

Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Tez Savunma Tarihi: 12/02/2014

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

Prof. Dr. Şeref SAĞIROĞLU

.....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

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

Özge GÜLEÇ

**KAN ÖRNEKLERİ KULLANARAK RADYASYON DOZUNUN  
DOĞRUDAN TESPİTİ  
(Yüksek Lisans Tezi)**

**Özge GÜLEÇ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Şubat 2014**

**ÖZET**

Bu çalışmanın amacı, Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) tekniği ile insanın maruz kaldığı iç/dış radyasyon dozunu, kan örneği kullanarak belirlemektir. Literatürde, iç/dış radyasyon dozunun doğrudan ölçülmesine olanak sağlayan bir işlem yoktur. Radyoizotop enjekte edilmiş hasta kanı ile sağlıklı kana, laboratuvarında beta radyasyon dozu verilerek hazırlanan örneklerin lüminesans sayımları alınmıştır. Bozunma eğrileri çizilmiş ve doz-cevap eğrileri farklı dozlar için elde edilmiştir. Farklı kan örneklerinin aldığı dozların belirlenmesi için, lüminesans sayımları doz-cevap eğrilerine interpolate edilmiştir. Çalışma, çok küçük miktarda kan örneği kullanarak basit şekilde ve retrospektif olarak insanın aldığı dozun doğrudan tespit edilebileceğini göstermektedir. Bu çalışma, özellikle sağlık alanında ve radyasyondan korunmada çok önemli değerlendirmelere ışık tutacaktır.

**Bilim Kodu : 202.1.108**

**Anahtar Kelimeler : Nükleer fizik uygulamaları, iyonize radyasyon, insan kanı,  
OSL, retrospektif dozimetre**

**Sayfa Adedi : 36**

**Tez Yöneticisi : Prof. Dr. A. Güneş TANIR**

**DIRECT DETERMINATION OF RADIATION DOSE IN HUMAN BLOOD**  
(M. Sc Thesis)

**Özge GÜLEÇ**

**GAZİ UNIVERSITY**  
**GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES**

**February 2014**

**ABSTRACT**

The purpose of this study is to measure the internal radiation dose by using human blood sample. In the literature, there is no process that allows the direct measurement of the internal radiation dose intakes by a person. The luminescence counts from the blood sample having a laboratory-injected radiation dose and the waste blood of the patient injected the radiopharmaceutical for diagnostic purposes were both measured. The decay and dose-response curves were plotted for different doses. The doses received by the different blood aliquots can be determined interpolating the luminescence counts to the dose-response curve. This study shows that the dose received by a person can be directly, simply and retrospectively by using only a very small amount of blood sample. The results will have important ramifications for the medicine and healthcare fields in particular. This will also be very important in cases of suspicion of radiation poisoning and in malpractice and so on.

**Science Code : 202.1.108**

**Key Words : Nuclear physics applications, ionizing radiation, human blood, OSL, retrospective dosimeter.**

**Page Number : 36**

**Adviser : Prof. Dr. A. Güneş TANIR**

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmalarım süresince değerli bilgi ve birikimiyle yol gösterici olan, desteğini esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR' a,

Deney aşamasındaki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Niyazi MERİÇ, Uzman. Şule Kaya KELEŞ, Uzman. Eren ŞAHİNER' e, yapıcı önerilerinden dolayı hocam Doç. Dr. Mustafa Hicabi BÖLÜKDEMİR ve Yrd. Doç. Dr. Kemal KOÇ' a,

Yüksek Lisans çalışmalarım boyunca beni her konuda yüreklendirip manevi desteğini esirgemeyen Asil ALBOSTAN' a, hayatımın her alanında yanımda olduğunu hissettiğim ablam Özlem UZUNOĞLU ve Akif UZUNOĞLU' na acizane en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tezi, hayatımın her döneminde bana inanan, tam destek hep yanımda olduklarını hissettiren babam Mustafa GÜLEÇ ve annem Fatma GÜLEÇ' e ithaf etmekten onur duyarım.

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
TEŞEKKÜR .....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	vii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. TEMEL BİLGİLER .....	3
2.1. Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) .....	3
2.2. Kanın Yapısındaki Elementler .....	5
2.3. İç Radyasyon Dozu .....	6
2.4. Radyasyonla Tedavi (Radyoterapi) .....	6
2.5. Tıpta Kullanılan Bazı Radyoaktif Çekirdekler .....	7
2.6. Radyasyonun Biyolojik Etkisi .....	8
3. DENEYSEL İŞLEMLER.....	12
3.1. Deney Düzenegi .....	12
3.2. Örnek Alımı ve Hazırlanması .....	14
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	16
KAYNAKLAR.....	34
ÖZGEÇMİŞ.....	36

**ÇİZELGELERİN LİSTESİ**

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 2.1. Kanın yapısındaki elementler.....	5
Çizelge 4.1. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları.....	19
Çizelge 4.2. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları.....	21
Çizelge 4.3. 1, 2, 3, 5 damla için lüminesans sayımları.....	24
Çizelge 4.4. Tablet-1 ve Tablet-3' ün 0, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları.....	27



## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 3.1. OSL sisteminin basit diyagramı. ....	13
Şekil 3.2. <sup>90</sup> Sr - <sup>90</sup> Y Beta kaynağının şematik görünümü. ....	14
Şekil 4.1. Üç farklı tuz örneği tabletinin bozunma eğrileri.....	17
Şekil 4.2. Kan örneklerinin doğal lüminesans bozunma eğrileri.....	18
Şekil 4.3. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri.....	19
Şekil 4.4. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozlar için doz-cevap eğrileri .....	20
Şekil 4.5. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri .....	22
Şekil 4.6. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrileri .....	22
Şekil 4.7. 17µCi, 34µCi, 51µCi, 85µCi aktiflik enjekte edilmiş 4 tabletin bozunma eğrileri.....	24
Şekil 4.8. Radyasyon tedavisi görmemiş bir kan örneği tabletine, 20 Gy laboratuvar dozu verilerek çizilen bozunma eğrisi .....	26
Şekil 4.9. Tablet-1' in 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri.....	28
Şekil 4.10. Tablet-1' in 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi .....	28
Şekil 4.11. Tablet-3' ün 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri.....	29
Şekil 4.12. Tablet-3' ün 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi .....	30
Şekil 4.13. Tablet-3' ün 1-5 Gy aralığındaki laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi.....	31
Şekil 4.14. Tablet-1' in düşük dozlardaki doz-cevap eğrisi. ....	32

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

### Simgeler

B

$\gamma$

Gy

<sup>90</sup>Sr

<sup>90</sup>Y

E<sub>v</sub>

E<sub>c</sub>

### Açıklamalar

Beta parçacığı

Gama ışını

Gray

Stronsiyum-90

İtriyum-90

Valans bandın enerjisi

İletim bandın enerjisi

### Kısaltmalar

OSL

LINAC

### Açıklamalar

Optik Uyarmalı Lüminesans

Lineer hızlandırıcı

## 1. GİRİŞ

İnsanlar, radyoaktif çekirdeklerin yutulması, hastalıkların teşhis ve tedavisi için enjekte edilmesi gibi çeşitli yollarla iç radyasyon dozuna maruz kalabilmektedirler. Ancak literatürde ne kadar doz alındığının doğrudan ölçülmesinin mümkünlüğü ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır.

Soğurulan doz (veya sadece doz), birim kütle başına depo edilen enerji olarak tanımlanır. İç doz hesaplamaları, radyoaktif izotopun aktivitesinin hedef küttele homojen dağıldığı, hedef organın hedef kaynak gibi davrandığı şeklinde bazı varsayımlarla sadece tahmini alımlara dayanan hesaplama yöntemleriyle yapılır. Medikal uygulamalarda aktivite ve zaman değerini kullanarak bir kümülatif aktiflik tanımlanır ve doz şöyle gösterilir :

$$D = AS \text{ (Hedef} \leftarrow \text{Kaynak)}.$$

Burada A kümülatif aktivite, S (Hedef  $\leftarrow$  Kaynak) enerji depolanma parametrelerini dönüşüm sabitlerine bağlayan katsayıdır. S değeri, belirli bir radyoaktif çekirdek için sabittir. İyonize radyasyon kaynaklarını bir şekilde almış olan kişinin ne kadar doz aldığı bu şekilde hesabı güvenilir olmadığı gibi, her durumda hesaplanması da mümkün değildir [Martin, 2011].

Bu çalışmada, medikal alanda dozimetri olarak kullanımı gittikçe artan Optik Uyarımalı Lüminesans (OSL) yöntemi ile insan kanından doz ölçümü yapılmıştır. Doz ölçüm işlemini hem çok basit hem de retrospektif olarak gerçekleştirmiş olan çalışma, hastanın tedavisinde çok önemli olacak, fazla radyoaktivite alımı veya doktor hatalarını elimine edecektir. İnsan vücudunda ne kadar radyasyon dozunun nasıl bir hasara sebep olacağı sadece bilinen, yaşanan olayların gözlemlerinin neticesinde derlenen sonuçlarla verilen bağıl bilgilerdir. Oysa kişinin çok az miktardaki kanı kullanılarak belirlenecek dozlar tedavide optimum doz ayarlamalarının yapılmasını sağlayacaktır.

Çalışmada, Optik Uyarımalı Lüminesans (OSL) tekniği kullanılmıştır. Bu tekniğin dozimetri olarak kullanımı ilk kez Huntley ve arkadaşları tarafından önerilmiştir [Huntley ve ark., 1985].

OSL tekniği, bir mineralin soğurduğu nükleer radyasyon dozunun tespiti için Termolüminesans (TL) ve Elektron Spin Rezonans (ESR) tekniğine benzer bir yöntemdir. Kristal içinde tuzaklanmış yüklerin çıkarılması, TL'de sıcaklık ile OSL'de ışık ile yapılır. Uyarıcı olarak kullanılan ışığın dalga boyu infrared bölgede ise yöntem infrared uyarımalı lüminesans (*Infrared stimulated luminescence-IRSL*), mavi ışığın dalga boyu civarında ise mavi ışık uyarımalı lüminesans (*Blue light stimulated luminescence-BSL*) olarak adlandırılır.

OSL yönteminin çevre, kaza, medikal ve uzay dozimetrisinde doz tahmini için yaygın olarak kullanımı artmaktadır [Bøtter -Jensen ve ark., 2007].

OSL tekniğinin kullanıldığı çalışmalarda, lüminesans sayımı oda sıcaklığında yapılır. Lüminesans sinyalinin zamanla değişimi *bozunum eğrisi* olarak tanımlanır. Bozunma genellikle exponansiyel değildir, lüminesans ölçüm süresi uzadıkça hızlı düşüşü takip eden uzun bir kuyruk oluşur. Belli şartlarda ve bazı örnekler için OSL önce yavaş bir artış sonra azalma gösterir. Özetle, OSL bozunma eğrileri, soğurulan doza, uyarılma şiddetine ve sıcaklığa bağlıdır [McKeever ve ark., 1997; Aitken, 1985].

Bu çalışmadaki amaç, OSL tekniği kullanarak kandan, bir insanın aldığı radyasyon dozunu tespit etmektir. Çalışılan kan örneklerinin bozunma eğrileri çizilmiş, doz-cevap eğrileri elde edilmiştir. Sonuçlar, dozun tespiti için yeterli bulunmuştur.

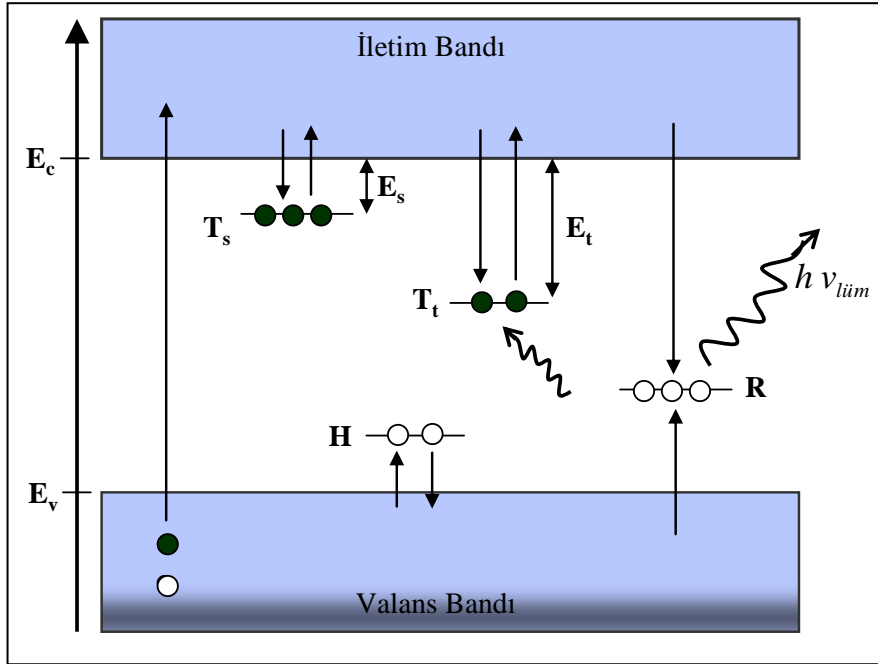
## 2. TEMEL BİLGİLER

### 2.1. Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL)

Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL), radyasyon almış bir yalıtkan veya yarı iletkenin ışığa maruz kaldığı esnada yaydığı lüminesanstır [Bøtter-Jensen, 2003].

OSL, iyonize radyasyona maruz kalan minerallerin optik olarak uyarılmalarından kaynaklanır. Minerallerin nükleer radyasyona maruz kalmaları sonucu radyasyon enerjisi kristal örgüde birikir ve depolanır. Uyarılma sonucu tuzaklardaki yükler kurtularak lüminesans merkezleriyle birleşir ve sonuç olarak lüminesans sinyali ölçülür [Aitken, 1985].

OSL mekanizmasının tam bir açıklaması olmamasına rağmen, basitçe bir katının band modeliyle açıklanabilir. Şekil 2.1. de bir katının basit band modeli gösterilmiştir [Aitken, 1985].



Şekil 2.1. OSL işlemini gösteren bir katının band modeli [Aitken, 1985].

Katıda en dışta bulunan iki band, *valans bandı* ve *iletim bandı* olarak tanımlanır. Bu izinli iki enerji durumu, yasak enerji aralığı ile birbirinden ayrılır. Bu aralık *bant aralığı* olarak adlandırılır.

Valans bandı, en düşük izinli enerji durumlarıdır. Valans bandın en yüksek enerji durumu  $E_v$  olarak gösterilir. Elektronlar önce, en düşük uygun enerji seviyelerini doldurma eğilimindedirler. Valans bandının neredeyse tamamı elektronlarla doludur. İletim bandı izinli durumların en üst bandıdır. İletim bandındaki en düşük olası enerji durumu  $E_c$  ile gösterilir. İletim bandındaki elektronlar herhangi bir atoma bağlı değildir. Bundan dolayı, herhangi bir dış elektrik alan etkisindeki kristal yakınına hareket etmekte serbesttirler. Band aralığı enerjisi  $E_g (=E_c-E_v)$  kristaldeki bir bağ koparmak için gerekli olan enerjidir. Bir bağ koparıldığında, elektron valans bandından ayrılmak için gerekli enerjiyi soğurur ve iletim bandına geçer.

Optik uyarmalı lüminesans materyalleri yalıtkan veya yarı iletken olarak sınıflandırılır. Mükemmel bir yalıtkan kristal örgüde, dış kuvvetlerin etkisi olmadan valans bandından iletim bandına elektronların geçiş yapma olasılığı ihmal edilebilir. İyonize radyasyon madde ile etkileştiği zaman, elektronların valans bandından iletim bandına geçiş yapması için gereken enerji ( $\geq E_g$ ) soğurulur. Böylece maddede enerji depolanır. Elektron bu geçişi yaptığı zaman valans bandında bir deşik (hole) oluşturur. Bu yüzden elektron ne zaman valans bandından iletim bandına geçiş yapsa bir elektron-deşik çifti oluşur. Uyarılmış elektron valans bandına inmeden ve uyarılma enerjisini kaybetmeden önce, iletim bandında genellikle  $\leq 10$  ns kadar ortalama bir zaman geçirir. Daha sonra bir deşikle tekrar birleşir. Tekrar birleşme işleminde enerji ışık olarak (ışıklı tekrar-birleşme) veya ısı olarak (ışısız tekrar-birleşme) salınır [Thomsen, 2004].

OSL'nin medikal alanda kullanımı giderek artmaktadır. Bununla ilgili çalışmalar, Aznar (2005), Tanır ve Bölükdemir (2007), Pradhan (2008), Tanır ve ark. (2012) kaynaklarından bulunabilir.

## 2.2. Kanın Yapısındaki Elementler

Çizelge 2.1. de kanın yapısında yer alan elementler gösterilmiştir [ESTAR]. Kanın içeriğindeki elementlerin miktarları göz önüne alınarak, NaCl, KCl, MgCl<sub>2</sub>, CaCl<sub>2</sub> tuzları ile bir ön çalışma yapılmıştır.

Kanın özellikleri:

Yoğunluk (g/cm) = 1 06000E+00

Ortalama uyarma enerjisi (eV) = 75 200 000 'dir.

Çizelge 2.1. Kanın yapısındaki elementler

<b>KANIN YAPISI</b>		
<b>Atom numarası</b>		<b>Kütle oranı</b>
H	1	0,101866
C	6	0,100020
N	7	0,029640
O	8	0,759414
Na	11	0,001850
Mg	12	0,000040
Si	14	0,000030
P	15	0,000350
S	16	0,001850
Cl	17	0,002780
K	19	0,001630
Ca	20	0,000060
Fe	26	0,000460
Zn	30	0,000010

### 2.3. İç Radyasyon Dozu

İç radyasyon doz hesabı ile ilgili bilgiler Martin (2011) kitabında şöyle anlatılmıştır [Martin, 2011].

"İç radyasyon dozu, radyoaktif çekirdeklerin solunması ve yutulmasıyla, hastalığın tanı ve tedavisi için doğrudan enjeksiyonuyla, delinme biçimindeki yaralanmayla veya cilt tarafından soğurulmasıyla oluşabilir. İç radyasyon dozu ölçülemez; alınan miktarın tahmini/ölçülen verilere, organdaki tahmini/ölçülen miktarlara veya vücuttan atılan miktara dayanarak hesaplanır. Ksenon, kripton ve radon gibi soygaz bulunduran atmosfere dalmak da iç organlara radyasyon verebilir, fakat çoğunlukla radyasyona dıştan maruz kalma baskındır. Ancak, dalışlarla iç radyasyona maruz kalma, özel bir durum olarak ele alınır".

İç radyasyon doz hesapları, soğurulan doz ve çeşitli anahtar varsayımlarla öngörölmeye çalışılır. Soğurulan doz, birim kütlede depolanan enerji olarak tanımlanır. İlk olarak, depolanan radyoaktif çekirdeklerin organın dokusuna düzgün olarak dağıldığı varsayılır. İkinci olarak, radyoaktif çekirdeklerin kaynak organda (S) yaydıkları enerjinin, hedef dokuda (T) soğurulduğu varsayılır. Bu soğurulan kesir AF ( $T \leftarrow S$ ) ile karakterize edilir. Kaynak organ aynı zamanda bir hedef organdır ve depolanan radyoaktif çekirdekler saf alfa veya beta yayınlayıcıları ise, kaynak organ sadece hedef organ olacaktır ve yayımlanan enerjinin tamamı hedefte toplanacaktır. Yani  $AF(T \leftarrow S) = 1.0$ . X-ışınları ve gama ışınları için genel olarak  $AF(T \leftarrow S)$ , 1.0' den küçük olacaktır ve foton enerjisine, kaynak organ ve hedef dokuların kütlelerine bağlı olarak belirgin bir biçimde değişecektir [Martin, 2011].

### 2.4. Radyasyonla Tedavi (Radyoterapi)

Radyoterapi, istenmeyen hücre yapılarını bozmak için iyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı bir ışın tedavisi yöntemidir.



Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre;

- i) elektromanyetik radyasyonlar (X-ışınları,  $\gamma$ -ışınları)
- ii) parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)  
olmak üzere ikiye ayrılır.

Radyoterapi, uygulama şekline göre 3 gruba ayrılır;

1. İç radyasyon tedavisi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda enjekte edilir) :  $\beta$  parçacıkları ve  $\gamma$ -ışınları veren açık kaynaklar kullanılır.
2. Dış demet radyasyon tedavisi (uzak mesafeden yapılan tedavi) : Kaynak ile hasta cildi arasında belli bir mesafe vardır. X-ışınları,  $^{60}\text{Co}$  kaynağından elde edilen  $\gamma$ -ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.
3. Brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi) : Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılır.  $\gamma$ -ışınları veren kapalı kaynaklar ve  $\beta$  parçacıkları kullanılır.

## 2.5. Tıpta Kullanılan Bazı Radyoaktif Çekirdekler

Son zamanlarda birçok radyoaktif çekirdek Tıp alanındaki uygulamalarda kullanılmaktadır. Nükleer tıp'da, teşhis ve tedavi amaçlı olarak birçok radyoaktif ilaç kullanılmakta ve her geçen yıl ihtiyaç duyulan radyoaktif çekirdek sayısı artmaktadır [Amiot, 2004].

$^{11}\text{C}$  (20 dak),  $^{13}\text{N}$  (10 dak),  $^{15}\text{O}$  (2 dak),  $^{18}\text{F}$  (110 dak),  $^{45}\text{Ca}$  (162.61 gün),  $^{60}\text{Co}$  (5,40 yıl),  $^{85}\text{Sr}$  (64,84 gün),  $^{90}\text{Y}$  (64,05 saat),  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (6 saat),  $^{131}\text{I}$  (8 gün) ve  $^{137}\text{Cs}$  (30 yıl) gibi radyoaktif çekirdekler bozunma özelliklerine göre teşhis ve tedavi amacıyla kullanılan radyoaktif çekirdeklerdir. Bu radyoaktif çekirdekler tümörlerin, kan dolaşımının, iskelet sisteminin görüntülenmesi, böbrek fonksiyon çalışmaları ve birçok medikal uygulama için fizyolojik bilgi sağlar [Qaim, 2002; Krane, 2002].

Radyoaktif iyot enjeksiyon yoluyla verilir ve boyun yakınına yerleştirilen bir  $\gamma$ - ışını sayacı, tiroide yoğunluğu giderek artan iyot aktifliğindeki artış miktarını ölçer. Bunun için,  $^{131}\text{I}$  (yarı ömrü 8 gün) kullanılır. Yarı ömrü görece uzundur ve hasta yüksek radyasyon dozuna maruz kalır. Görüntüleme için en sık kullanılan izotop ise  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (yarı ömrü 6saat)' dir [Krane, 2002].

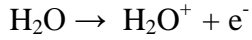
Pozitron Emisyon Tomografi (PET)'de ülkemizde genellikle  $^{18}\text{F}$  kullanılır.  $^{18}\text{F}$ ,  $\beta^+$  kaynağı olup yarı ömrü 110 dakikadır. Görüntüleme amacıyla kullanılan bu izotop vücuda enjeksiyonla verilir. Dış demet ışın tedavisinde, Lineer hızlandırıcı (LINAC)' dan elde edilen X-ışınları ve  $^{60}\text{Co}$ ' dan elde edilen  $\gamma$ -ışınları kullanılmaktadır.  $^{137}\text{Cs}$  brakiterapide kullanılmaktadır. Kullanımları araştırma aşamasında olan ağır yüklü iyonlar protonların,  $^{11}\text{C}$  atomlarının, nötronların tedavi ve teşhis amaçlı kullanımları gündemdedir.

## 2.6. Radyasyonun Biyolojik Etkisi

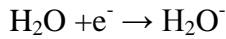
Tedavide nükleer radyasyonların esas kullanım amacı, vücuttaki istenmeyen veya iyi çalışmayan dokuların yok edilmesidir (kanser tümörü veya süper aktif tiroid bezi gibi). Bu işlem nükleer radyasyonların *iyonlaştırma* yeteneği sayesinde meydana gelmektedir. Dokunun tahrip edilmesi genellikle şu adımlarla olur:

1. Gelen radyasyonlar materyaldeki atomları iyonlaştırır; bu fiziksel değişme  $10^{-16}$  s veya daha az bir sürede meydana gelir.
2. İyonlaşmış moleküller, serbest radikalleri veya diğer uyarılmış molekülleri meydana getiren kimyasal reaksiyonlara katılırlar; bu kimyasal değişme  $10^{-15}$  s' lik ya da  $10^{-3}$  s' lik bir zamanda meydana gelir.
3. Bu serbest radikaller birleşerek moleküler düzeyde karmaşık yapılar oluşturabilir ve onların biyolojik fonksiyonlarını değiştirirler; bu biyolojik değişimin etkisi saatler hatta yıllar alabilir.

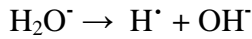
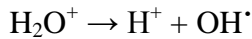
Radyasyonun biyolojik olarak duyarlı moleküllerde direk bir etkiye sahip olması ve böylece 2. basamağı atlaması mümkündür. Çünkü insan vücudunun yaklaşık %80 i su olup büyük bir ihtimalle radyasyon, su molekülleriyle iyonlaşma olayları meydana getirecektir. Bir su molekülü, gelen radyasyon tarafından,



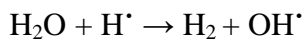
şeklinde iyonlaştırılabilir ve serbest elektron, aşırı negatif yüklü bir molekül oluşturmak üzere başka bir nötr su molekülü tarafından yakalanabilir:



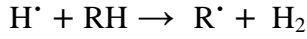
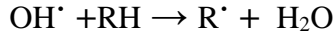
$\text{H}_2\text{O}^+$  ve  $\text{H}_2\text{O}^-$  'nin her ikisi de kararsız iyonlar olup şu şekilde ayrışırlar:



Her durumda da sonuç bir iyon ( $\text{H}^+$ ,  $\text{OH}^-$ ) ve bir serbest radikaldir ( $\text{H}^\cdot$ ,  $\text{OH}^\cdot$ ). Serbest radikal, kimyasal bağa katılan, serbest bir elektrona sahip (çiftlenmemiş) elektrikçe nötr bir atom veya moleküldür. Bu çiftlenmemiş elektronun, daha kararlı çiftlenmiş bir konfigürasyona yol açan kimyasal reaksiyonlara kuvvetli bir şekilde katılma eğilimlerinden dolayı, bu serbest radikaller son derece reaktiftir. Bu serbest radikaller, yaklaşık  $10^{-6}$  s içinde saf sulu bir ortamda şu mümkün reaksiyonlara girerler:

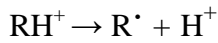


Organik madde durumunda, hidrojen içeren bir biyolojik molekülün yapısını hidrojenli bir R<sup>•</sup> serbest radikalın RH kombinasyonu gibi basitleştirebiliriz. H<sup>•</sup> veya OH<sup>•</sup> serbest radikalleri bu molekülle birleşebilir:

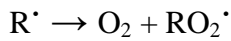


Her iki durumda da, biyolojik olarak daha kompleks yapının (örneğin kromozom) bir parçası olabilecek bir R<sup>•</sup> serbest radikali üretilir ve bu, sistemin fonksiyonunu değiştirebileceği gibi, değiştiremiyorsa ölmesine sebep olur ya da genetik bilgileri değiştirerek gelecek kuşaklara bozuk yapının taşınmasına sebep olabilir.

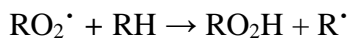
Alternatif olarak radyasyon, sudan serbest radikallerin elde edildiği ara basamak olmadan da, RH molekülüyle doğrudan etkileşebilir. Bu durum tekrar bir serbest radikal meydana gelecek şekilde doğrudan iyonlaştırma ile başarılabilir:



Eğer ışınlanan materyal oksijen bakımından zenginse şu süreç mümkündür:

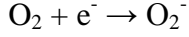


ve organik peroksiradikal RO<sub>2</sub><sup>•</sup> diğer bir RH molekülüyle etkileşerek,



yeni bir süreci başlatabilecek R<sup>•</sup> serbest radikalini oluşturur.

Bir başka süreç de oksijenle meydana gelir,



Çünkü O<sub>2</sub>' nin elektron ile etkileşmeye girme olasılığı büyüktür. Elektronun O<sub>2</sub> tarafından yakalanması, sadece alternatif kimyasal reaksiyonları başlatmakla kalmaz, aynı zamanda serbest elektronun, radyasyon etkileşmesi ile üretilen orjinal iyonlarla tekrar birleşmesini de önler. Sonuçta radyasyon zararı elektronların tekrar yakalanması yoluyla iyileştirilemez.

Bu *oksijen etkisi*, radyasyona büyük duyarlılığı olan yüksek derecede oksijenlendirilmiş dokuda meydana gelir ve sonuçta radyasyona maruz kalan oksijence zengin olmayan doku, oksijence zengin olan dokuya göre daha küçük bir yaşama oranına sahip olur. Tümörlerin radyasyonla tedavisi bakımından bu talihsiz bir durumdur. Normal dokuya kıyasla tümörler daha düşük bir kan miktarına sahip olup, bunun için de daha az oksijenlendirilir. Oksijen etkisi, çevre dokulara göre radyasyona daha az duyarlı olan tümörlerde meydana gelir [Krane, 2002].

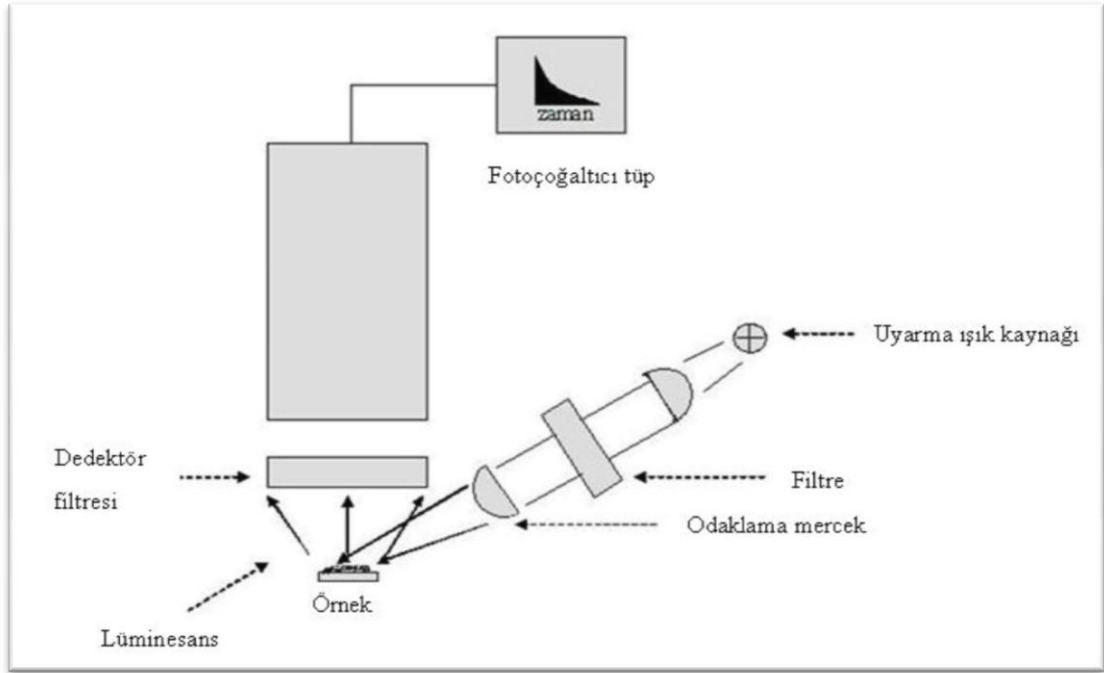
### **3. DENEYSEL İŞLEMLER**

#### **3.1. Deney Düzenegi**

Çalışmada 3 farklı ölçüm sistemi kullanılmıştır:

- 1) ELSEC 9010 OSL Sayma Sistemi, Gazi Üniversitesi Nükleer Fizik Laboratuvarı
- 2) ELSEC 9010 OSL Sayma Sistemi, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
- 3) Risø TL / OSL Sistemi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

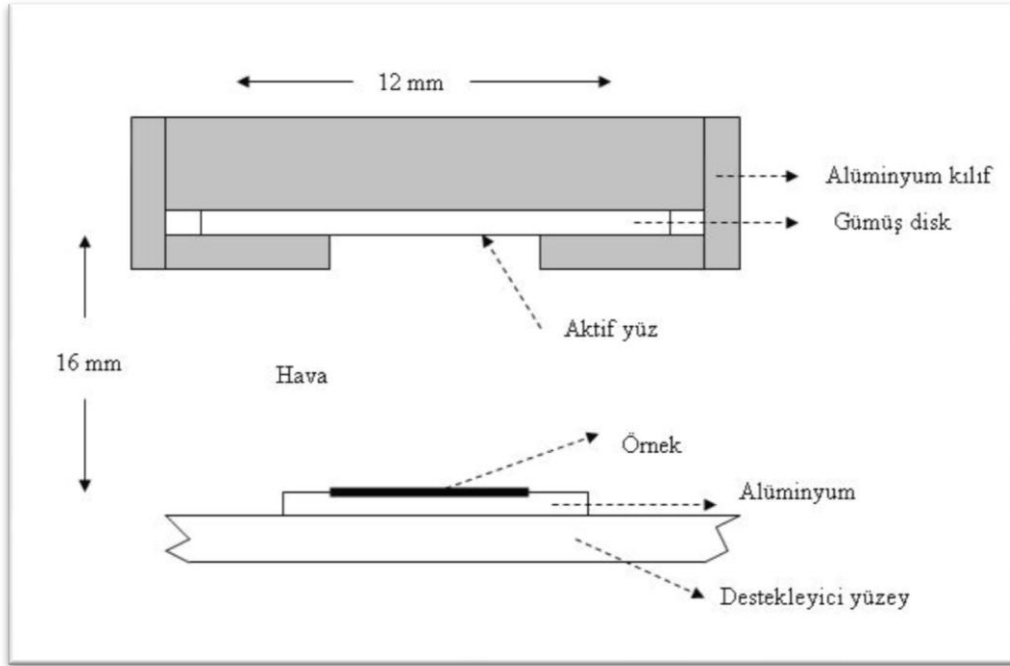
Deneyleerde kullanılan OSL 9010 Sistemi, Spooner ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş bir sistemdir [Spooner ve ark., 1990]. Bu sistemde, 64 örnek kapasitesine sahip bir numune tablası üzerine örnekler yerleştirilir. Böylece 64 örneğin aynı anda ölçülmesine olanak sağlanmış olur. Numune tablası üzerine yerleştirilen örnekler, sistemdeki fotoçoğaltıcı tüpün hemen altında yer alan kızağa gönderilir. Bilgisayar programı sayesinde ölçülmek istenen örnek fotoçoğaltıcı tüpün altına getirilir ve sayımlar alınır. Sıcaklık kontrolünün otomatik olarak yapıldığı sistemde, incelenmek istenen örnekler sisteme bir kez yerleştirildikten sonra el ile müdahaleye gerek kalmadan tüm işlemler bilgisayar kontrolünde hızlı bir şekilde gerçekleştirilir. Tuzaklanmış elektronları uyarmak için LED'ler (Light Emitting Diode) kullanılır. OSL sisteminin basit diyagramı Şekil 3.1. de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. OSL sisteminin basit diyagramı [Bøtter-Jensen, 2000]

Gazi Üniversitesi Nükleer Fizik Laboratuvarı ELSEC 9010 OSL deney sistemi Bölükdemir (2007) tarafından,  $25^\circ$  görüş açılı yaklaşık  $470\pm 30\text{nm}$  dalgaboylu 6 Cd'lık WENRUN marka mavi LED'ler kullanılarak sisteme modifiye edilmiştir. Mavi LED grubu tablet üzerinde  $21,6\text{mW}/\text{cm}^2$ 'lik ışımaya sahiptir.

Lüminesans sayımları, Thorn EMI 9235 QA fotoçoğaltıcı tüp ile dedekte edilir. Sistemin kalibrasyonu ışık kaynağı kullanılarak yapılmıştır. Örnekler dozu vermek için  $^{90}\text{Sr}$  -  $^{90}\text{Y}$  beta kaynağı kullanılmıştır ve doz hızı  $0,028\text{ Gy/s}$ ' dir. Kaynak, numunenin 16 mm üzerinde bulunmaktadır. Beta kaynağının şematik görünümü Şekil 3.2. de gösterilmiştir.



Şekil 3.2.  $^{90}\text{Sr}$  -  $^{90}\text{Y}$  Beta kaynağının şematik görünümü [Aitken, 1998]

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi ELSEC 9010 OSL deney sistemi, R9110 kuvars okuma başlığına sahiptir. Filtre 2mm kalınlıkta Schott UG11dir ve mavi LED 'lerin dalgaboyu 468-472 nm aralığındadır. Mavi uyarma LED akımı 39 mA ve ışım gücü  $\sim 24 \text{ mW/cm}^2$ ' dir.

Deneylerde, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan Risø TL / OSL -DA- 20 sistemi U-340 filtresi ile birlikte kullanılmıştır. Örnekler 1,48 GBq' lik  $^{90}\text{Sr}$  -  $^{90}\text{Y}$  beta kaynağı ile ışınlanmıştır. Sistem örnek üzerine  $\sim 0,1 \text{ Gy/s}$ ' lik doz vermektedir. Sayımlar, Thorn EMI 9235 QA fotoçoğaltıcı tüp ile dedekte edilir. Mavi LED' lerin ( $\sim 470 \text{ nm}$ ) toplam gücü  $80 \text{ mW/cm}^2$ ' dir.

### 3.2. Örnek Alımı ve Hazırlanması

a) Kandan lüminesans sayımının alınıp alınamayacağını araştırılması için, önce kanın yapısında bulunan NaCl, KCl, MgCl<sub>2</sub>, CaCl<sub>2</sub>' ün kanda bulunan miktarları dikkate alınarak örnekler hazırlandı. Bu örneklerden lüminesans sayımlarının elde edilebildiği anlaşıldıktan sonra kan örnekleri ile çalışılmaya geçildi.



b) Kan örnekleri hazırlanırken, 1cm çaplı alüminyum foillere bir miktar nüjöl yağı sürüldü; Foillerin üzerlerine kan örnekleri damlatılarak sabitlenmeleri sağlandı. Bir damlalık yardımıyla her alüminyum foil üzerindeki kan örneği miktarının 3-4 mg olmasına özen gösterildi. Hazırlanan kanlar, ~3 gün oda sıcaklığında kurumaya bırakıldı. Bazı kan örneklerine ön ısıtma yapılarak lüminesans sayımları alınmaya çalışıldı, fakat sayım alınamadı. Etüv yardımıyla kanın kuruması sağlandığında, kanın yapısının bozulduğu ve doğru sonuçlar alınamadığı gözlemlendi. Bunun nedeni ısıtma hızının, oda sıcaklığında kuruma hızından farklı olmasıdır. Bu yüzden hiçbir kan örneği ön ısıtma işlemine tabi tutulmadı. Sinyaller kırmızı ışık altında, karanlık bir odada ölçüldü ve güneş görmemeleri için önlemler alındı.

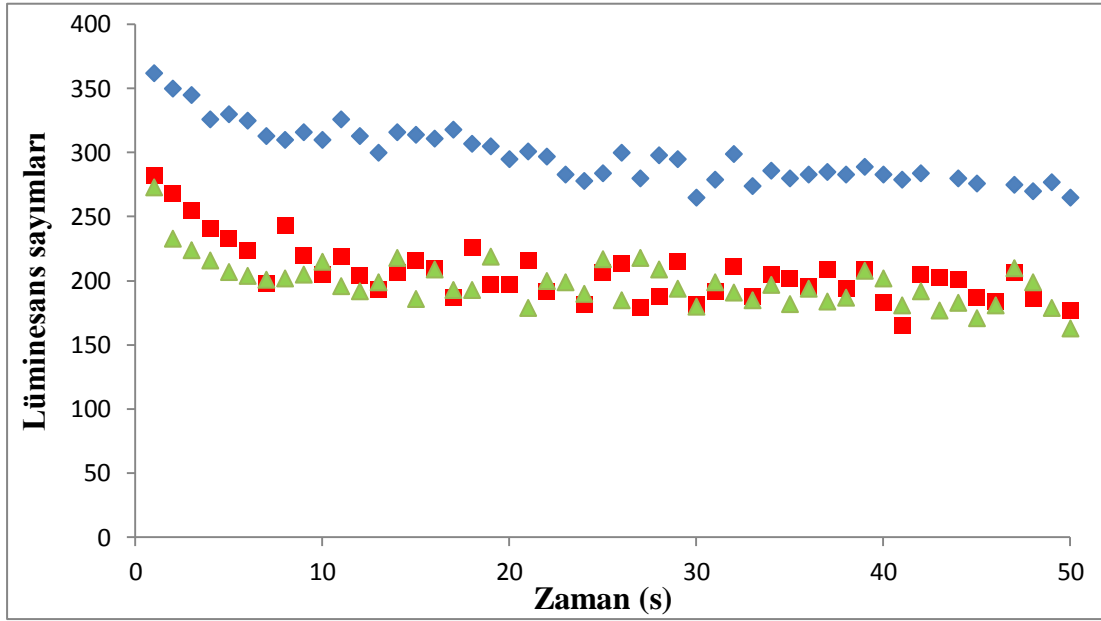
#### 4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

##### Deney-1 Kanın Yapısındaki Tuzların Lüminesans Sayımları

Kanın yapısında bulunan tuzlardan lüminesans sayımının elde edilebileceği düşünülerek, önce NaCl, KCl, MgCl<sub>2</sub> ve CaCl<sub>2</sub> gibi tuzlarla çalışıldı. Tuzlarla yapılan deney, kandan lüminesans sayımının alınabileceğinin bir işareti olmuştur.

Bu deneyde kullanılan tuzlar Carlo Erba marka %99,5 saflıktaki NaCl, %99 saflıktaki KCl, MgCl<sub>2</sub>, CaCl<sub>2</sub>'dür. Her biri ~0,005g olan NaCl, KCl, MgCl<sub>2</sub> ve CaCl<sub>2</sub> 50 ml suyla dolu bir balon joje içerisinde karıştırıldı. Manyetik karıştırıcı yardımıyla tuzların karışması ve suyun buharlaşması sağlandı. Karışım kuruduktan sonra, agat havanda ince bir toz kıvamına gelene kadar dövüldü. Tozdan, özdeş 8 adet tablet hazırlandı. 1cm çaplı alüminyum foilin üzerine tozların yapışmasını sağlamak için bir miktar nüjöl yağı sürüldü. Elde edilen tozlar başka herhangi bir kimyasal işlem görmeden alüminyum foillerin üzerine düzgün bir biçimde yayıldı. Daha ince bir toz tabakası elde etmek için, alüminyum foiller hidrolik pres cihazında 10 ton basınç altında pelet işlemine tabi tutuldu. Böylece deneyde kullanılacak kalitede tabletler elde edildi. Bu şekilde hazırlanan tabletlerden, yüzeyi en homojen ve pürüzsüz olan 3 tanesi seçilerek deneyde kullanıldı. Tabletler 50 s boyunca mavi LED ile uyarılarak lüminesans sayımları alındı.

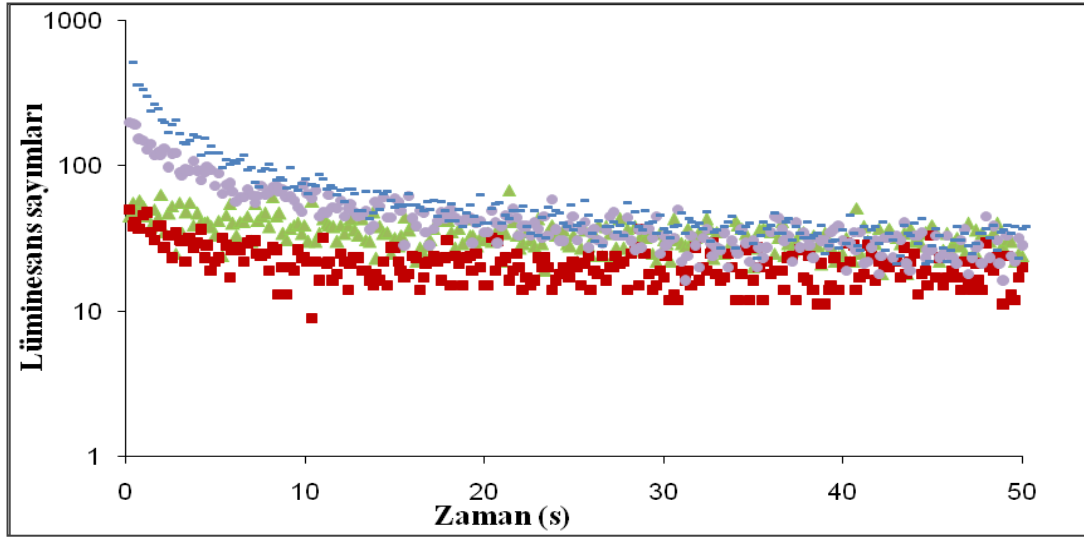
Bu deney, Gazi Üniversitesi Nükleer Fizik Laboratuvarı OSL Sisteminde gerçekleştirildi. Tuz örneklerinden elde edilen bozunum eğrisi Şekil 4.1. de verilmiştir. Beklendiği gibi lüminesans sayımları önce hızlı sonra yavaş bir şekilde azalma göstermiştir.



Şekil 4.1. Üç farklı tuz örneği tabletinin bozunma eğrileri

#### Deney-2 Radyoizotop Tedavisi Almış Kan Örnekleri

A) Nükleer Tıp'da radyoizotop tedavisi almış bir hastanın *atık kan örneği* hastaneden temin edildi. OSL laboratuvarına getirilen kan, Al diskler üzerine damlatılarak oda sıcaklığında 7 adet tablet hazırlandı. Ancak bunlardan sayımları düzgün olan 4 tanesi için doğal lüminesans bozunma eğrileri Şekil 4.2.' de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Kan örneklerinin doğal lüminesans bozunma eğrileri (Örnekler laboratuvar dozu almamıştır).

Tüm deneyler şu adımlar takip edilerek yapılmıştır:

- Doğal sayımlar ölçüldü
- Sıfırlandı
- Laboratuvar dozu verildi
- Sayımlar ölçüldü
- Ön ısıtma uygulanmadı.

Bu tabletlerden homojen dağılım gösterdiği düşünülen 1 tanesine laboratuvarda 1 Gy doz verilip, 50 saniye lüminesans sayımı alındı. Bu işlem aynı tablete 2, 3 ve 5 Gy dozlar verilerek tekrarlandı. Ancak sinyallerin 3s de hemen hemen sıfırlandığı göz önüne alınarak bozunma eğrileri 3s için çizildi. Tek tablet kullanıldığı için bir normalizasyon işlemine gerek kalmamıştır.

Bu deney Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Risø TL / OSL Sisteminde yapıldı. Bu sistem, taban sayımını otomatik olarak çıkararak net sayımı vermektedir.

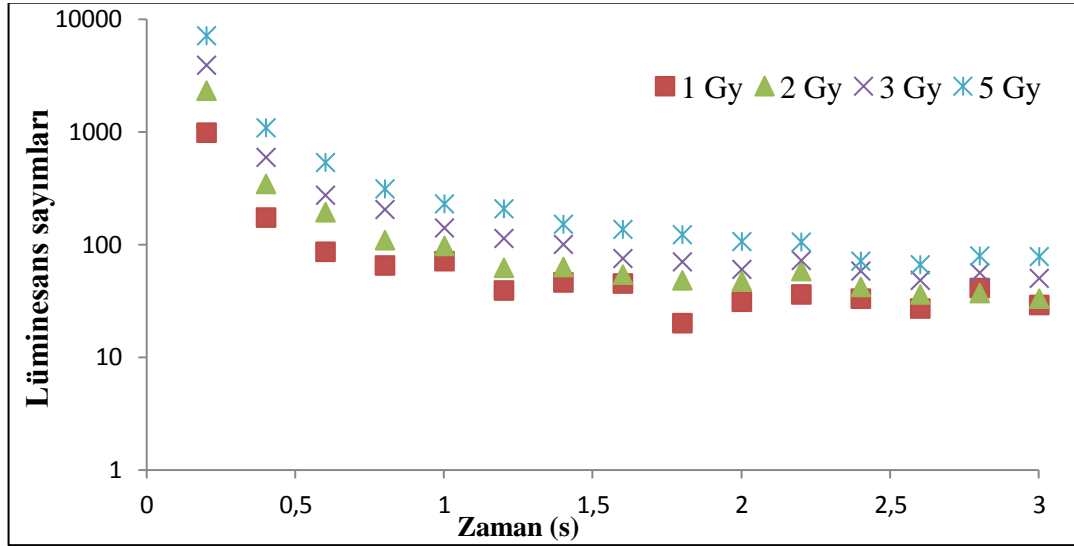
Şekil 4.2. İç radyasyon dozu almış kan örneğinden lüminesans sayımının alınabildiğini göstermektedir; bu da doz tayini yapılabileceğinin ilk kanıtıdır.

Çizelge 4.1.'de radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin artan laboratuvar dozlarına karşılık lüminesans sayımları verilmiştir.

Çizelge 4.1. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları

Doz (Gy)	0	1	2	3	5
<b>Toplam Lüminesans (3 s için)</b>	347	1722	3535	5800	10386
<b>En yüksek Lüminesans (0,2 s için)</b>	33	980	2312	3889	7109

Şekil 4.3. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrilerini göstermektedir.

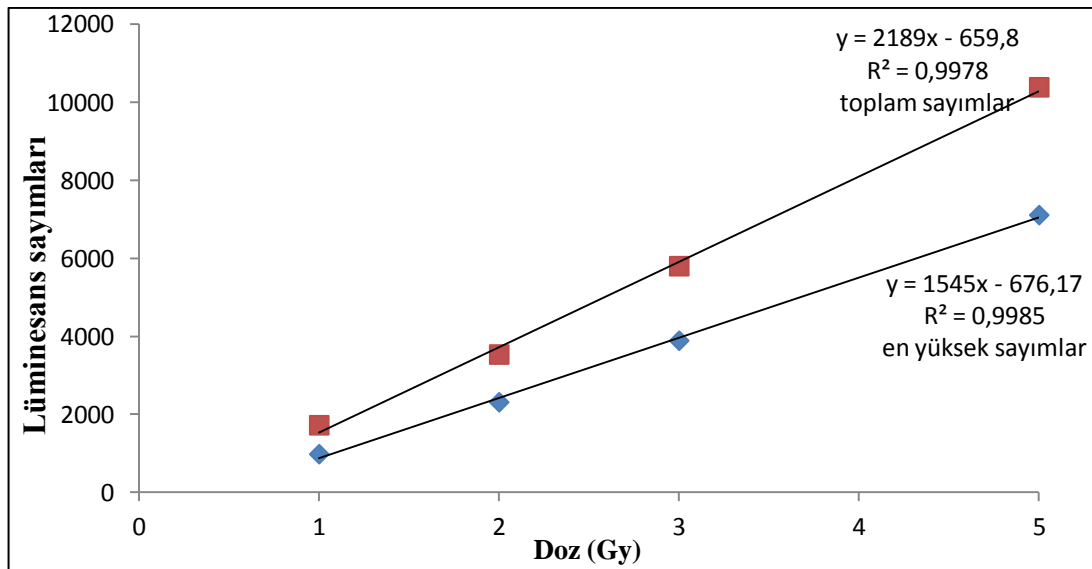


Şekil 4.3. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri

Beklenildiği gibi, verilen doz miktarı arttıkça lüminesans sayımları artmıştır.

Çizelge 4.1. deki veriler kullanılarak Şekil 4.4. de doz-cevap eğrileri elde edilmiştir. Doz-cevap eğrisinin lineer olduğu görülmektedir. Kan örneğine laboratuvar dozu verilmeden alınan sayım 0,2 s için 33; 3 s için 347 olarak okunmuştur. Bu değerler doz-cevap eğrisine interpolate edilerek, kan örneğinin aldığı dozlar bulunmuştur.

Bulunan bu değerlerin hastanın aldığı doz olup olmadığı bu çalışma ile bilinemez, çünkü kan örneğini kullandığımız hastanın aldığı doz miktarı tarafımızca bilinmemektedir.



Şekil 4.4. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 1, 2, 3, 5 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrileri

Lüminesans sayımları doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde:

En yüksek sayımlar için,

$$y = 1545x - 676,17 \quad (R^2 = 0,9985) \text{ denkleminde } y = 33 \text{ için ;}$$

$$x \approx 0,46 \text{ Gy}$$

Toplam sayımlar için,

$$y = 2189x - 659,8 \quad (R^2 = 0,9978) \text{ denkleminde } y = 347 \text{ için ;}$$

$$x \approx 0,46 \text{ Gy bulundu.}$$

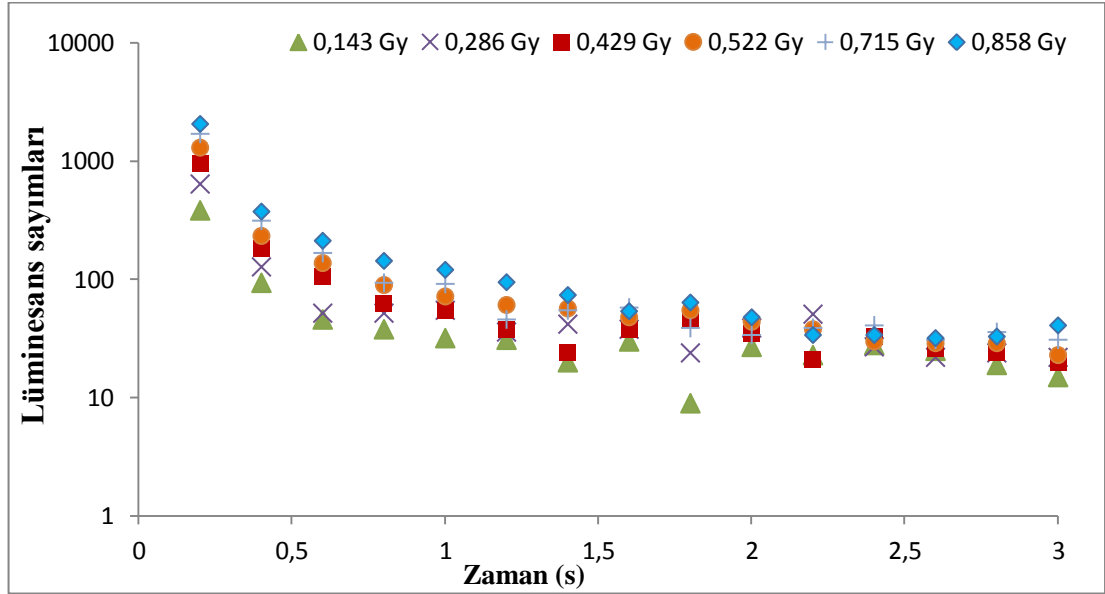
Görüldüğü gibi en yüksek ve toplam sayımlar için bulunan değer birbirine eşit ve  $x \approx 0,46 \text{ Gy}'$  dir. Bu deneyin sonuçları, radyoizotop tedavisi almış hasta kanı kullanılarak hastanın aldığı dozun belirlenebileceğini göstermektedir.

**B) Radyoizotop tedavisi almış atık kan örneği çalışması,** daha düşük dozlar ile tekrarlandı. Aynı tablete 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları verildi. 50 saniye için lüminesans sayımları ölçüldü. Bu tablet için kan örneğine laboratuvar dozu verilmeden alınan sayım 0,2 s için 33; 3 s için 347 okunmuştu. Çizelge 4.2. de dozlara karşılık lüminesans sayımları verilmiştir.

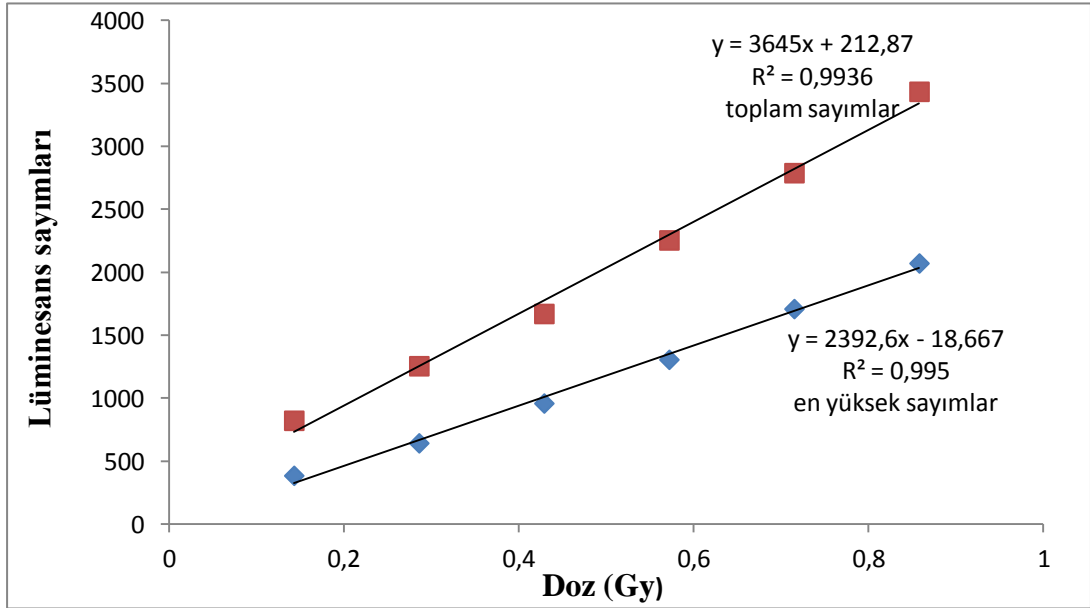
Çizelge 4.2. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları

Doz (Gy)	0	0,143	0,286	0,429	0,572	0,715	0,858
<b>Toplam Lüminesans (3 s için)</b>	347	822	1255	1670	2254	2788	3434
<b>En yüksek Lüminesans (0,2 s için)</b>	33	385	643	959	1306	1709	2071

Küçük dozlarla çalışıldığında da verilen doz arttırıldıkça, lüminesans sayımlarının arttığı gözlenmiştir. Şekil 4.5. verilen laboratuvar dozları için bozunma eğrilerini göstermektedir.



Şekil 4.5. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri



Şekil 4.6. Radyoizotop tedavisi almış kan örneğinin 0,143, 0,286, 0,429, 0,572, 0,715 ve 0,858 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrileri



Lüminesans sayımları doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde:

En yüksek sayımlar için,

$$y = 2392,6x - 18,667 \quad (R^2 = 0,995) \text{ denkleminde } y = 33 \text{ için ;}$$

$$x \approx 0,022 \text{ Gy}$$

Toplam sayımlar için,

$$y = 3645x + 212,87 \quad (R^2 = 0,9936) \text{ denkleminde } y = 347 \text{ için ;}$$

$$x \approx 0,036 \text{ Gy bulundu.}$$

Doz-cevap eğrilerinin lineer olduğu görülmektedir. Şekil 4.5 ve Şekil 4.6 düşük dozlar almış hasta kanından da doz tayini yapılabileceğini göstermektedir. Yani, doğal lüminesans sayımları doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde, kan örneklerindeki iç radyasyon dozu hesaplanabilir.

A ve B deneylerinin sonucunda bulunan dozların farklılığının sebebi, tabletin ilk sayımlarından sonra kütlede meydana gelen azalmadan kaynaklanabilir.

Ölçülmesi beklenen doz değerlerinin düşük dozlar olacağı düşünülmüştü. Temel problem, hangi değere kadar ölçüm yapabileceğimiz konusuydu. Çalışmalarımız kullandığımız sistemde, ~0,1 Gy'e kadar inilebileceğini göstermiştir.

### Deney-3 <sup>99m</sup>Tc İlave Edilmiş Kan Serumu Örnekleri

Sağlıklı kişilerden alınan (ben veya çalışma arkadaşlarımdan) kan serumuna, laboratuvarda radyoizotop enjekte edildi. 5,5 cm yükseklikli ve 0,5 cm yarıçaplı bir tüpe 3,5 cm yüksekliğinde serum örneği konuldu. Tüpe  $[1,53 \pm 0,1032]$  mCi <sup>99m</sup>Tc (yarı ömrü 6 saat) ilave edildi. Tüpteki net serum miktarı damlalık yardımıyla 90 damla olarak sayıldı. Bir damla başına düşen doz miktarı ~17 µCi olarak bulundu. 10 adet tablet hazırlandı. Fakat bu tabletlerden örnek dağılımı iyi olan 4 tanesi deneyde

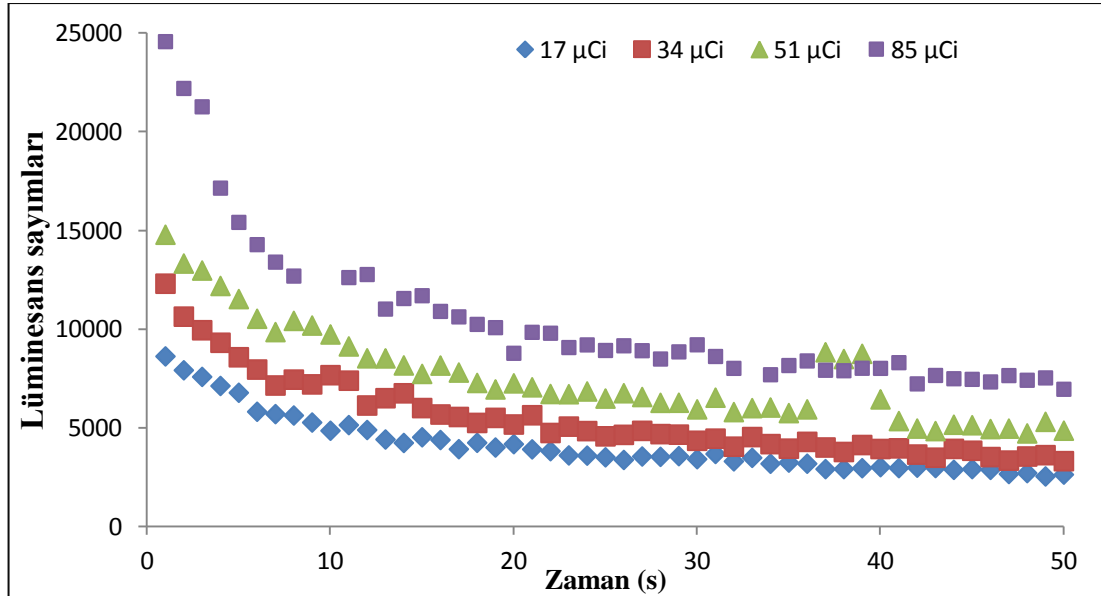
kullanıldı. Damlalık yardımı ile birinci tablete 1, ikinci tablete 2, üçüncü tablete 3, dördüncü tablete 5 damla örnek damlatıldı. Tabletlerin 50 saniye için lüminesans sayımları alındı.

Bu deney Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesinde bulunan OSL Sisteminde gerçekleştirildi. Çizelge 4.3. de 1, 2, 3 ve 5 damla için lüminesans sayımları verilmiştir.

Çizelge 4.3. 1, 2, 3, 5 damla için lüminesans sayımları

Damla	1 damla	2 damla	3 damla	5 damla
Aktiflik ( $\mu\text{Ci}$ )	17	34	51	85
Toplam Lüminesans (50 s için)	34703	47461	61491	97299

Şekil 4.7. de  $17\mu\text{Ci}$ ,  $34\mu\text{Ci}$ ,  $51\mu\text{Ci}$ ,  $85\mu\text{Ci}$  aktiflik enjekte edilmiş 4 tabletin bozunma eğrileri gösterilmektedir.



Şekil 4.7.  $17\mu\text{Ci}$ ,  $34\mu\text{Ci}$ ,  $51\mu\text{Ci}$ ,  $85\mu\text{Ci}$  aktiflik enjekte edilmiş 4 tabletin bozunma eğrileri

Bu deney, kan serumu kullanılarak doz tayini yapılabileceğini göstermektedir. Hatta kan serumundan elde edilen lüminesans sayımları bağıl olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, lüminesans sayımlarını veren yapı serum kısmındadır şeklinde yorumlanabilir.

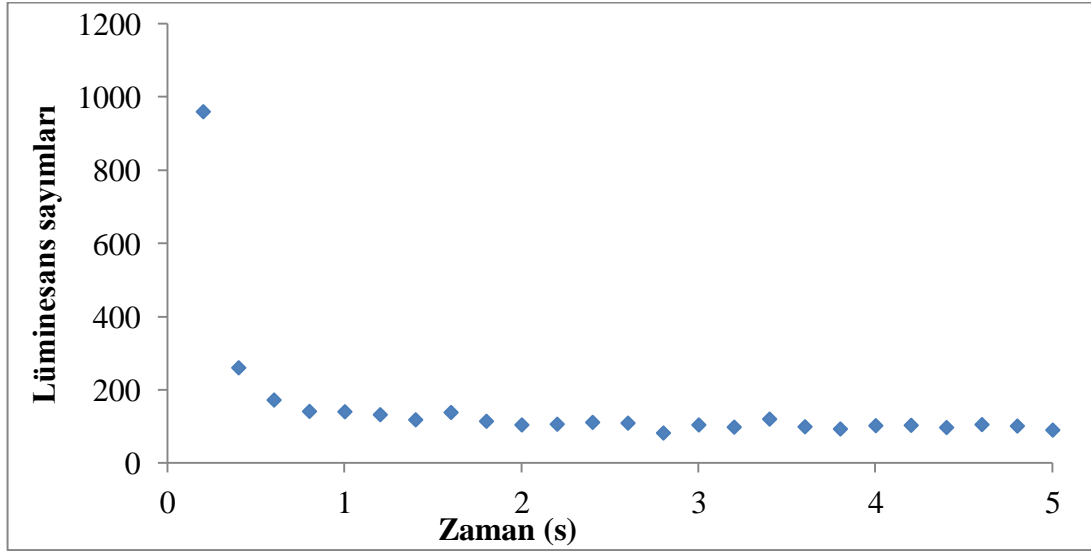
Bu çalışma sağlık, tıp, radyasyondan korunma gibi alanlarda aydınlatıcı olacaktır. Hastalara yanlış doz verilmesini önlemede etkili olabilir. Belirli bölgelerdeki kanser vakalarının nedeni, küçük miktarda kan örneği kullanılarak yorumlanabilir. Çalışma, kan örneği kullanılarak radyoizotop tedavisi almış kişinin ne kadar doz aldığına doğrudan, retrospektif olarak bulunabileceğini göstermektedir.

#### Deney-4 Sağlıklı Kana Dış Radyasyon Dozu Verilerek İncelenen Örnekler

Bu deneyde, sağlıklı kişilerden (ben veya çalışma arkadaşlarımdan) alınan kan örnekleri ile çalışıldı. Özdeş 4 adet tablet hazırlandı. Bu tabletlerden yüzey dağılımı homojen olan 2 tanesi deneyde kullanıldı.

Öncelikle, laboratuvar dozu verilmemiş bir tabletin lüminesans sayımı alınarak, sayım verip vermediği kontrol edildi. Bu durumda tableten bozunma eğrisi elde edilemedi. Bu tablete 20 Gy laboratuvar dozu verilerek sayımlar ölçüldü ve bozunma eğrisi elde edildi.

Bu deney Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Risø TL / OSL Sisteminde yapıldı. Şekil 4.8. dış radyasyon dozu almış kan örneği kullanılarak, retrospektif çalışmalar için, dozun tayin edilebileceğinin ilk göstergesidir.



Şekil 4.8. Radyasyon tedavisi görmemiş bir kan örneği tabletine, 20 Gy laboratuvar dozu verilerek çizilen bozunma eğrisi

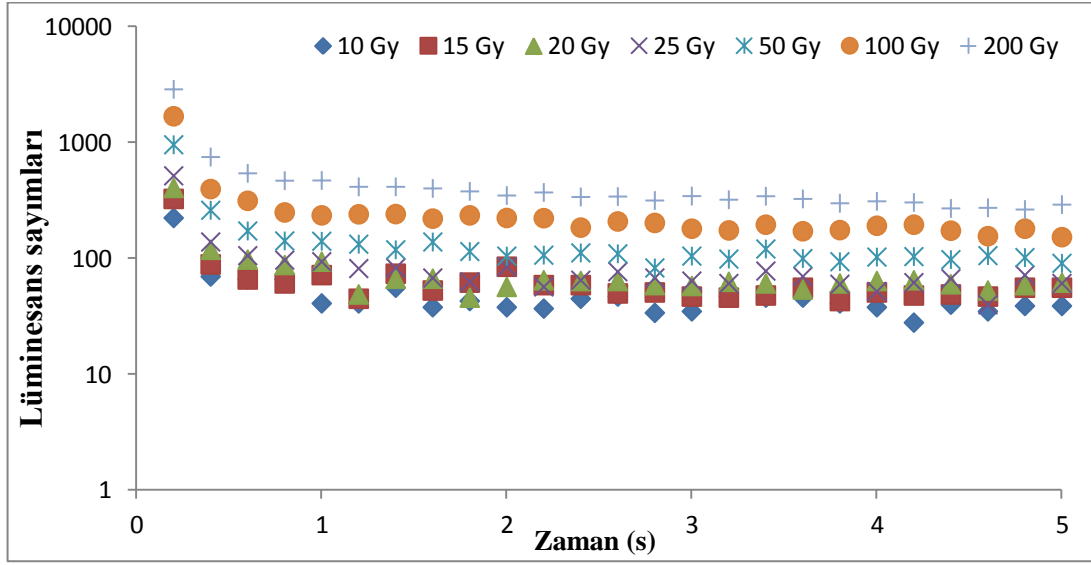
Seçilen 2 tabletin her birine ayrı ayrı 0, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy' e kadar laboratuvar dozları verildi. Tabletlerin 50 s boyunca lüminesans sayımları ölçüldü. Ancak kan örneklerinin yaklaşık 3 s' de sıfırlandıkları görüldüğünden, bozunma eğrileri 5 s için olan sayımlarla çizildi (Şekil 4.9.).

Çizelge 4.4. de Tablet-1 ve Tablet-3' ün 0, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları gösterilmiştir.

Çizelge 4. 4. Tablet-1 ve Tablet-3' ün 0, 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 25, 50, 100 ve 200 Gy laboratuvar dozları için lüminesans sayımları

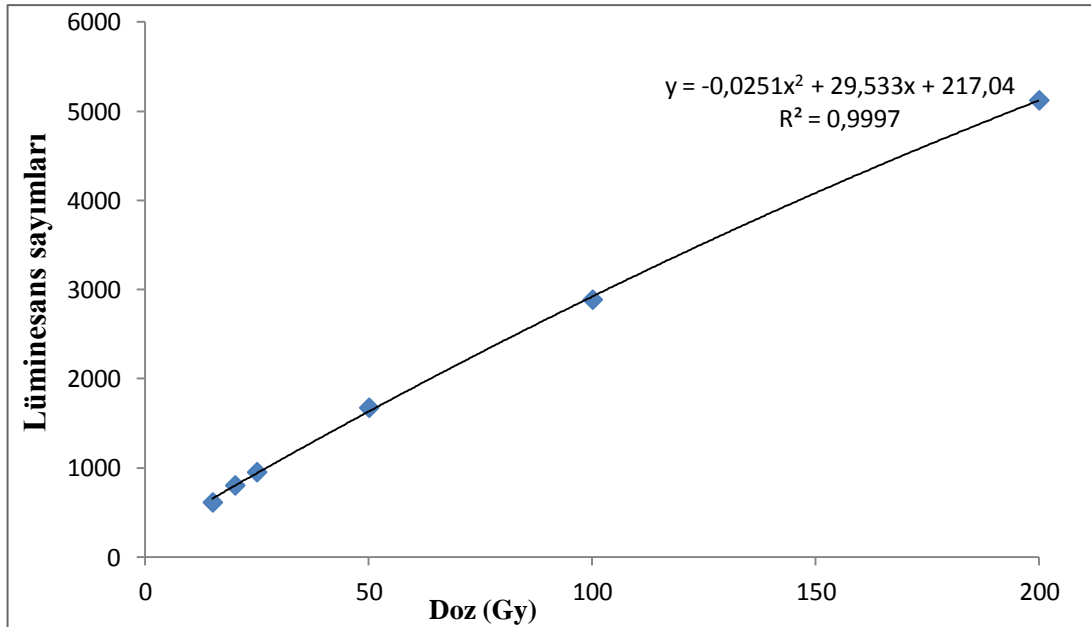
Doz (Gy)	Tablet-1 lüminesans sayımları/s	Tablet-3 lüminesans sayımları/s
0	116	103
1	141	96
2	191	120
3	187	164
4	259	198
5	262	241
10	467	459
15	615	603
20	806	748
25	954	885
50	1677	1534
100	2889	2495
200	5125	3983

Çizelge 4.4.den görüldüğü gibi, lüminesans sayımları 10 Gy' e kadar görece düşüktür. 10 Gy' den sonraki değerler için bozunma ve doz-cevap eğrileri çizilmiştir. Şekil 4.9. Tablet-1' in 10-200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrilerini göstermektedir.



Şekil 4.9. Tablet-1' in 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri

Şekil 4.10. Tablet-1' in 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisini göstermektedir.



Şekil 4.10. Tablet-1' in 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi

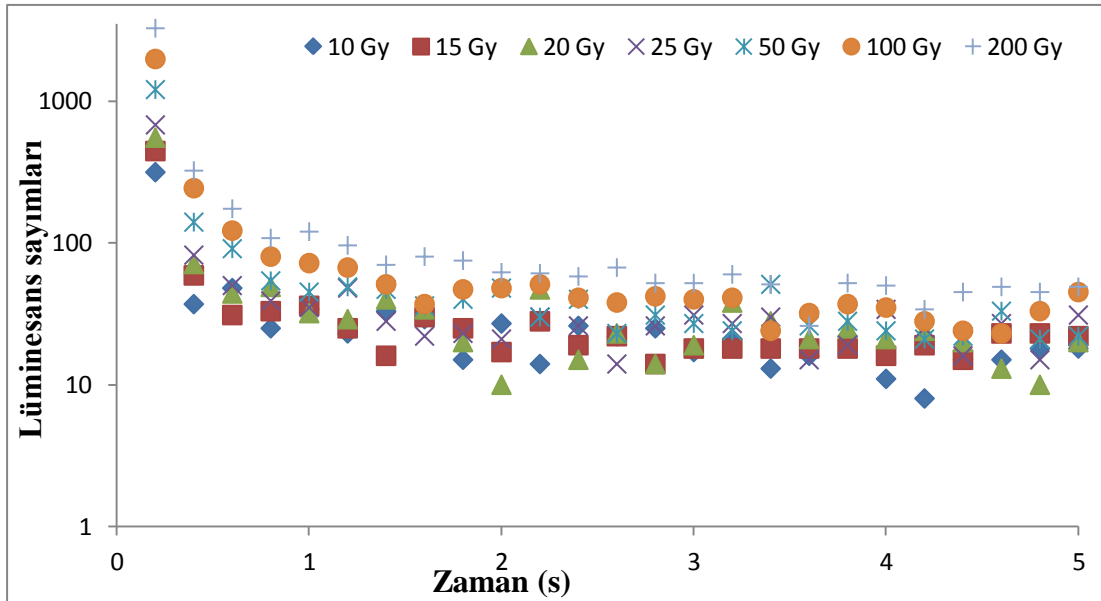
Tablet-1' in 10 Gy için  $y = 467$  olan lüminesans sayısını doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde:

$$y = -0,0251x^2 + 29,533x + 217,04 \quad (R^2 = 0,9997) \text{ denkleminde } y = 467 \text{ için ;}$$

$$x \approx 8,54 \text{ Gy bulundu.}$$

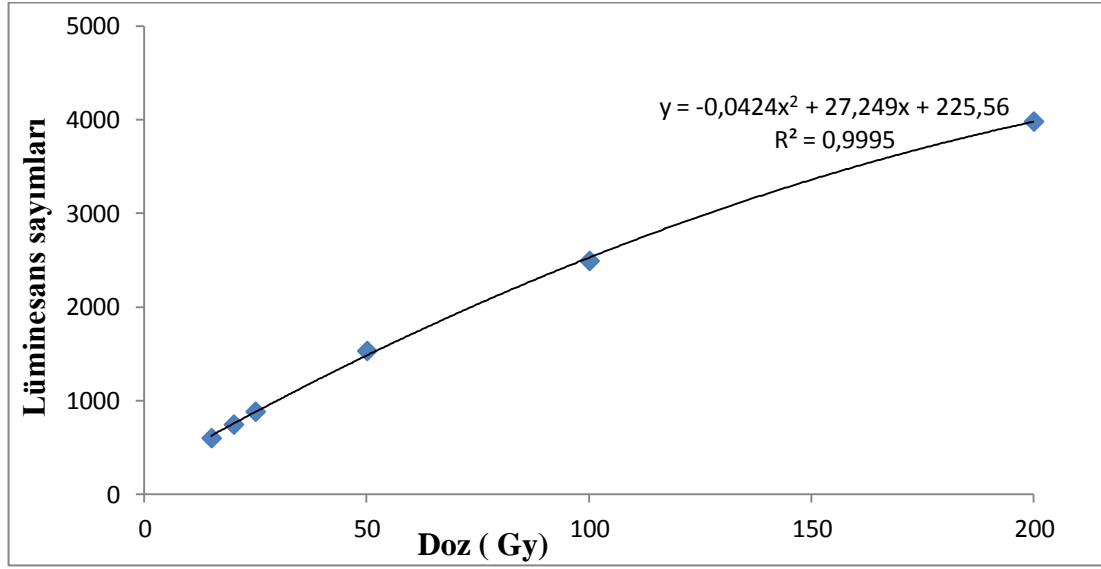
Yani, Tablet-1' e 10 Gy doz verildiğinde doz-cevap eğrisinden bulunan doz değeri  $8,54 \pm 2,92$  Gy olmuştur.

Şekil 4.11. Tablet-3' ün 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrilerini göstermektedir.



Şekil 4.11. Tablet-3' ün 10, 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için bozunma eğrileri

Şekil 4.12. Tablet-3' ün 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisini göstermektedir.



Şekil 4.12. Tablet-3' ün 15, 20, 25, 50, 100, 200 Gy laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi

Tablet-3' ün 10 Gy için  $y = 459$  olan lüminesans sayımı doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde :

$y = -0,0424x^2 + 27,249x + 225,56$  ( $R^2 = 0,9995$ ) denkleminde  $y = 459$  için ;  
 $x \approx 8,7$  Gy bulundu.

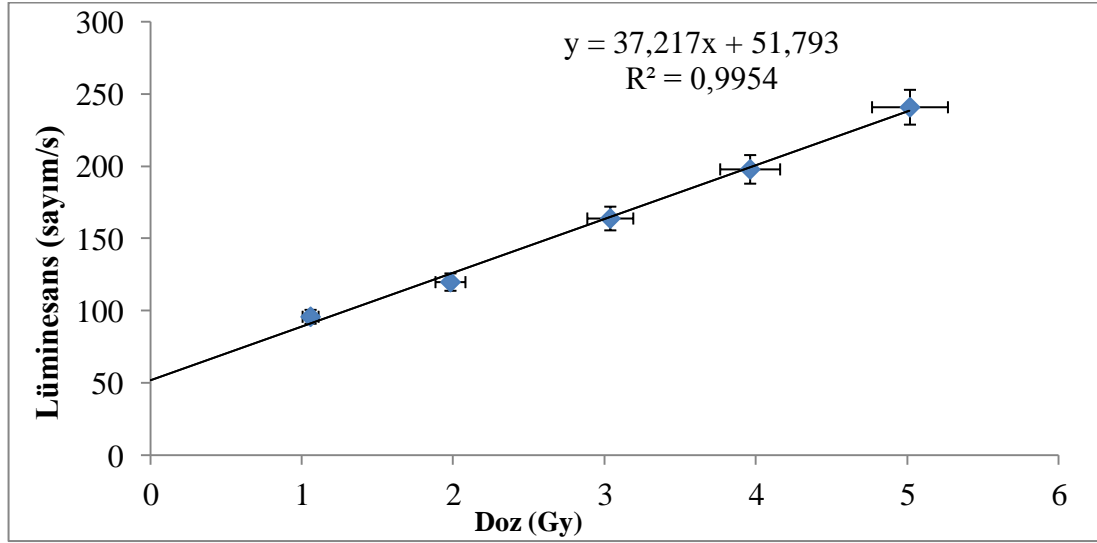
Yani, Tablet-3' e 10 Gy doz verildiğinde doz-cevap eğrisinden bulunan doz değeri  $8,7 \pm 2,94$  Gy' dir.

Dış radyasyon dozu verilmiş kan örnekleri için 10 Gy' e kadar alınan lüminesans sayımlarının düşük olduğu görülmektedir. 10 Gy'den sonra artış hızı büyüktür.

Ancak küçük dozlar kullanılarak elde edilebilecek doz değerini kıyaslamak amacıyla küçük doz değerlerine karşılık gelen doz-cevap eğrileri de çizilmiştir.

Şekil 4.13. Tablet-3' ün 5 s' deki toplam sayımları kullanılarak 1-5 Gy aralığı için elde edilen doz-cevap eğrisini göstermektedir.





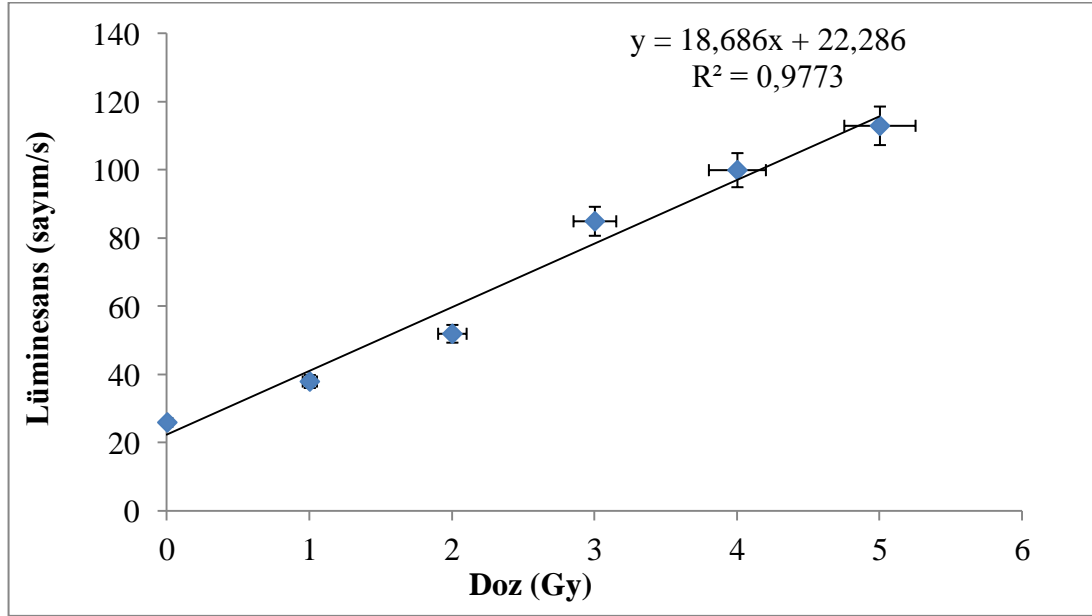
Şekil 4.13. Tablet-3' ün 1-5 Gy aralığındaki laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi

Tablet-3' ün 10 Gy için  $y = 459$  olan lüminesans sayımı doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde ;

$y = 37,217x + 51,793$  ( $R^2 = 0,9954$ ) denkleminde  $y = 459$  için ;  
 $x \approx 10,94$  Gy bulundu.

Yani, Tablet-3' e 10 Gy doz verildiğinde doz-cevap eğrisinden bulunan doz değeri  $10,94 \pm 3,30$  Gy' dir.

Tablet-3 için yapılan bu işlemler, Tablet-1 için en yüksek sayımlar dikkate alınarak tekrarlanmıştır. Şekil 4.14. düşük dozlarda (1-5 Gy) lineer doz-cevap eğrisini göstermektedir.



Şekil 4.13. Tablet-1' in 1-5 Gy aralığındaki laboratuvar dozları için doz-cevap eğrisi

Tablet-1' in 10 Gy için  $y = 224$  olan en yüksek lüminesans sayımı (0,2 s) doz-cevap eğrisine interpolate edildiğinde ;

En yüksek sayımlar için,

$y = 18,686x + 22,286$  ( $R^2 = 0,9773$ ) denkleminde  $y = 224$  için ;

$x \approx 10,79$  Gy bulundu.

Yani, Tablet-1' e 10 Gy doz verildiğinde doz-cevap eğrisinden bulunan doz değeri  $10,79 \pm 3,28$  Gy' dir.

Bu çalışma, hasta tedavilerinde özellikle yanlış doz verilmelerini önlemek için önemli olabileceği gibi, belli bölgelerde yaşayan insanların daha sık kansere yakalanma ihtimalleri olarak düşünülen doz, az miktarda kan alınarak belirlenebilecek ve gerekli önlemler alınabilecektir. Daha da önemlisi kişinin ne kadar doza maruz kaldığı, doz almasının üzerinden geçen zamandan bağımsız olarak elde edilmesinin mümkün olduğunu göstermesidir.

Bu çalışmadan yararlanılarak, nükleer santrallerde dış radyasyon dozuna maruz kalmış insanların ne kadar doz aldıkları, çok küçük miktarlarda kan örnekleri alınarak hesaplanabilir.

## KAYNAKLAR

- Aitken, M.J., "An introduction to optical dating", *Oxford Universty Pres.*, Oxford, U.K, 6-36, 37-59, 87-107 (1998).
- Aitken, M.J., "Thermoluminescence Dating", *Academic Pres, London*, 1-15, 61-112, 219-238 (1985).
- Amiot, M. N., "Calculation of  $^{18}\text{F}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{111}\text{In}$  and  $^{123}\text{I}$  calibration factor using the penelope ionization chamber simulation method", *App. Rad. Isotopes*, 60: 529-531 (2004).
- Antonov-Romanovskii, V.V., Keirum-Marcus, I.F., Poroshina, M.S., Trapeznikova, Z.Z., *Conference of the Academy of Sciences of the USSR on the Peaceful Uses of Atomic Energy*, Moskow, USAEC Report AEC-tr-2435 (Pt.1), 239 (1956).
- Aznar, M.C. PhD Thesis Riso-PhD-12(EN).  
<http://www.risoe.dtu.dk/rispulbl/NUK/nukpdf/ris-phd-12.pdf> (2005).
- Bøtter-Jensen, L., "Development of optically stimulated luminescence techniques using natural minerals and ceramics, and their application to retrospective dosimetry", Doktora tezi, *Risø National Laboratory*, Roskilde 11-23 (2000).
- Bøtter-Jensen, L., McKeever, S.W.S., Wintle A.G., "Optically Simulated Luminescence Dosimetry", *Elsevier*, Amsterdam, 15-56 (2003).
- Böyükdemir, M.H., "Sodyum Klorür Ve Potasyum Klorür'ün Optik Uyarmalı Lüminesans (Osl) Kinetiği", Doktora tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 8-9,(2007).
- Huntley, D.J., Godfrey-Smith, D.I., Thewalt, M.L.W., "Optical dating of sediments", *Nature*, 313: 105-107 (1985).
- Internet : ESTAR "Composition of Blood (ICRP)"  
<http://www.physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=118> (2014)
- Jain, M., Bøtter-Jensen, L., Thomsen, K.J., "High local ionization density effects in X-ray excitations deduced from optical stimulation of trapped charge in  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ", *Journal of Physics-Condensed Matter*, 19 (11): 116201 (2007).
- Krane, S.K., "Nükleer Fizik 2", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 800-812 (2002).  
luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications", *Journal Medical Physics*, 33-151 (2008).

Martin J. E., "Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği, 1. baskı " Çeviri Editörleri, Tanır, A. G., Bölükdemir, M. H., Koç, K., *Palme Yayıncılık*, 425-677 (2013).

McKeever, S.W.S., Botter-Jensen, L., Agersnap Larsen, N. and Duller, G.A.T., "Temperature dependence of OSL decay curves: Experimental and theoretical aspects", *Radiation Measurements*; 27: 161-170 (1997).

Pradhan, A. S., Lee, J. I., Kim, J. L., "Recent developments of optically stimulated luminescence", "Nuclear data for production of new medical radionuclides", *J. Nucl. Sci. and Tech.*, 2: 1272-1277 (2002).

Spooner, N.A., Aitken, M.J., Smith, B.W., Franks, M. and McElroy, C., "Archaeological dating by infrared stimulated luminescence using a diode array", *Radiat. Prot. Dozim.*, 34: 83-86 (1990).

Tanır, G., Cengiz, F., Bölükdemir, M.H., "Measurement of dose given by Co-60 in radiotherapy with TLD-500", *Radiation Physics and Chemistry*. 81: 355-357(2012).

Tanır, G., ve Bölükdemir, M.H., "Infrared stimulated luminescence-decay shape from NaCl as a function of radiation doses", *Radiation Measurements*. 42 (10): 1723-1726 (2007).

Thomsen, K.J., "Optically Stimulated Luminescence Techniques in Retrospective Dosimetry using Single Grains of Quartz extracted from Unheated Materials", Doktora tezi, *Risø National Laboratory*, Roskilde, 17-41 (2004).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : GÜLEÇ, Özge  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 02.09.1987, Ankara  
Medeni hali : Bekar  
Telefon : 0 (506) 275 77 53  
e-mail : ozge\_gulec87@hotmail.com

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi/İleri Teknolojiler	2014
Lisans	Gazi Üniversitesi/Fizik	2010
Lise	Ankara Lisesi	2005

### Yabancı Dil

İngilizce