

**ÜÇ FARKLI RADYOİZOTOP VE FANTOM
KULLANILARAK JİNEKOLOJİK BRAKİTERAPİ
DEĞERLENDİRMESİ**

142595

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Dilek USTAOĞLU
(304991069)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 5 Mayıs 2003
Tezin Savunulduğu Tarih : 28 Mayıs 2003

Tez Danışmanı : Prof.Dr. A.Beril TUĞRUL
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Mustafa DEMİR (İ.Ü.)
Doç. Dr. İnci ÇİLESİZ (İ.T.Ü.)

Melik 17.06.2003
Öğretmen 17/06/03
İnci ÇİLESİZ 17 Haz 2003

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DEĞERLENDİRME MERKEZİ
MAYIS 2003

ÖNSÖZ

Bu Yüksek Lisans Tez çalışmasında üç radyoizotop ve fantom ile çalışılarak radyoterapik açıdan oldukça yaygın uygulanmakta olan brakiterapiye ilişkin bir deneysel çalışma yapılması ve sonuçlarının tartışılması amaçlanmıştır. Bu çalışmanın ilgililerine yararlı olacağını umarım.

Yüksek Lisans eğitimim sırasında ders ve tez aşamasında değerli yardımlarını hiçbir şekilde esirgemeyip, bu çalışmanın yürütülmesi sırasındaki sorunların çözümüne yapıcı eleştiriler getiren ve her konuda yardımcı olan danışmanım Sayın **Prof. Dr. A. Beril TUĞRUL**'a sonsuz şükranlarımı bir borç bilirim.

Beni bugünlere getiren, bana her konuda en büyük desteği veren sevgili anne ve babama, bilimsel anlamda getirdiği önemli yorumlarından ve araştırmalarım esnasındaki çok değerli yardımlarından ötürü kardeşim Sn. Melike ERDİM'e ve bu çalışma süresince beni teşvik edip kendinde bulunan pozitif enerjiyi bana aktaran Sn. Cenk ÖZÇELİK'e en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Mayıs 2003

Dilek Ustaoglu

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR

vi

TABLO LİSTESİ

vii

ŞEKİL LİSTESİ

viii

SEMBOL LİSTESİ

x

ÖZET

xi

SUMMARY

xii

1. GİRİŞ

1

2. RADYOTERAPİ

4

2.1. Radyoterapik Sınıflama

5

2.1.1. Küratif Radyoterapi

5

2.1.1.1. Önleyici Radyoterapi

6

2.1.1.2. Ameliyat Öncesi Radyoterapi

6

2.1.1.3. Ameliyat Sonrası Radyoterapi

6

2.1.1.4. Primer Radyoterapi

6

2.1.2. Palyatif Radyoterapi

7

2.2. Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Tipleri

7

2.3. Gama Işınlarıyla Radyoterapi

8

2.3.1. Gama Işınlarıyla Radyoterapi

8

2.3.2.1. Fotoelektrik Olayı

11

2.3.2.2. Compton Saçılması

12

2.3.2.3. Çift Oluşumu

13

2.3.3. Üç Temel Gama Etkileşmesinin Birbirlerine Göre Durumu

14

2.3.4. Gama Işınlınının Soğurulması

15

2.4. Radyoterapi Teknikleri

16

3. BRAKİTERAPİ

18

3.1. Brakiterapinin Tanımı ve Tanıtımı

18

3.1.1. Brakiterapinin Tarihçesi

18

3.2. Brakiterapi Kaynaklarında Aranılan Özellikler

20

3.3. Brakiterapide Kullanılan Gama Kaynakları

20

3.3.1. Radyum-226

21

3.3.2. Radon-222	21
3.3.3. Kobalt-60	21
3.3.4. Altın-198	22
3.3.5. İyot-125	22
3.3.6. Sezyum-137	22
3.3.7. İridyum-192	23
3.3.8. Palladyum-103	23
3.4. Brakiterapide Kullanılan Kaynakların Biçimsel Sınıflaması	23
3.4.1. Noktasal Kaynaklar	24
3.4.2. Lineer Kaynaklar	24
3.4.3. Yüzeysel Kaynaklar	26
3.4.4. Hacimsel Kaynaklar	26
3.5. Brakiterapi Uygulama Tipleri	27
3.5.1. Yüzeysel Brakiterapi	27
3.5.2. İnterstisyel (Dokulararası) Brakiterapi	27
3.5.3. İntrakaviter (Oyuk İçi) Brakiterapi	30
3.5.3.1. Stockholm Tekniği	31
3.5.3.2. Paris Tekniği	31
3.5.3.3. Manchester Tekniği	31
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	35
4.1. Deneyde Kullanılan Fantom	35
4.2. Deneyde Kullanılan Radyoizotop Kaynaklar	38
4.3. Deneyde Kullanılan Ölçüm Cihazlarının Tanıtımı	40
4.3.1. Detektör	40
4.3.2. Kurşun Zırh	41
4.3.3. Çok Kanallı Analizör	42
4.3.4. Kurşun Zırh Bloklar	42
4.4. Deney Düzeneği	43
4.5. Deney Geometrileri	44
4.5.1. A Pozisyonu	45
4.5.2. B Pozisyonu	46
4.5.3. C Pozisyonu	46
4.5.4. D Pozisyonu	47
4.5.5. E Pozisyonu	47
4.6. Kalibrasyon	48
4.7. Deneyin Yapılışı	48

5. DENEY SONUÇLARI	49
5.1. Co-60 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları	49
5.2. Cs-137 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları	51
5.3. Ir-192 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları	53
5.4. Deney Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirmeleri	56
5.4.1. Co-60 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme	57
5.4.2. Cs-137 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme	57
5.4.3. Ir-192 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme	58
5.4.4. Üç Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme	59
6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	63
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	69

KISALTMALAR

BE : Elektronun Bağlanma Enerjisi
NaI (TI) : Sodyum İyodür Sintilasyon Detektörü
OTK : Onuncu Değer Tabakası
YTK : Yarı Değer Tabakası



TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. Benzinin Özellikleri	37
Tablo 4.2. Deneyde Kullanılan Radyoizotopların Özellikleri	38
Tablo 4.3. Deney Geometrilere İlişkin Pozisyon Özellikleri	45
Tablo 5.1. Co-60 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları	50
Tablo 5.2. Cs-137 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları.....	52
Tablo 5.3. Ir-192 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları.....	54
Tablo 5.4. Tüm Gama Kaynaklarıyla Yapılan Ölçümlerin Pozisyona Göre Bağlı Sayım Değerleri	60
Tablo 5.5. Tüm Gama Kaynaklarıyla Yapılan Ölçümlerin Pozisyona Göre Bağlı Zayıflatma Değerleri	60

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. : Radyoaktif Bozunmada Gama Işınlının Yayınlanması	8
Şekil 2.2. : Radyoaktif Bozunmada İki Gama Işın Fotonunun Yayınlanması	9
Şekil 2.3. : Gama Işınlının Elektromanyetik Radyasyon Ailesi İçindeki Yeri ..	10
Şekil 2.4. : Ters Kare Kanunu Parametreleri	10
Şekil 2.5. : Fotoelektrik Olayı	11
Şekil 2.6. : Compton Saçılması	12
Şekil 2.7. : Çift Oluşumu	14
Şekil 2.8. : Üç Temel Gama Etkileşmesinin Birbirlerine Göre Önemi	14
Şekil 2.9. : Radyasyon Şiddetinin Kalınlığa Göre Değişimi	16
Şekil 2.10. : Kurşun İçinde Gama Işınlının Doğrusal Soğurma Katsayıları	16
Şekil 3.1. : Radyum Tüp ve İğne Formları	24
Şekil 3.2. : Sezyumun Tüp ve İğne Formları	25
Şekil 3.3. : İridyum Çekirdeği ve İridyum Şeridi	25
Şekil 3.4. : İridyum Çubuk, Firkete (Hair Pin) ve İğne(Single Pin) Kaynakları ...	25
Şekil 3.5. : Silindirik ve Küresel Sezyum Kaynakları ile Küresel İridyum Kaynağı	26
Şekil 3.6. : İnterstisyel Terapide Son Yükleme	29
Şekil 3.7. : Fletcher-Suit Aplikatör Seti	30
Şekil 3.8. : Manchester Sistemine Göre A ve B Noktaları	32
Şekil 3.9. : Ovoid ve Tandem Aplikatörleri	33
Şekil 3.10. : Co-60 ve Cs-137 Nokta Kaynaklarının Su İçinde Yüzde Dozunun Uzaklıkla Değişimi	33
Şekil 4.1. : Çalışmada Kullanılan Fantom	35
Şekil 4.2. : Fantomun Fotoğrafik Görünümü	36
Şekil 4.3. : Fantomun Simüle Ettiği Bölgenin Anatomik Görünümü	36
Şekil 4.4. : Çalışılan Co-60 Radyoizotop Kaynağı	39
Şekil 4.5. : Çalışılan Cs-137 Radyoizotop Kaynağı	39
Şekil 4.6. : Çalışılan Ir-192 Radyoizotop Kaynağı	40
Şekil 4.7. : Detektörün Fotoğrafi	41
Şekil 4.8. : Kurşun Zırh	41
Şekil 4.9. : Çok Kanallı Analizör	42
Şekil 4.10. : Kurşun Zırh Bloklar	43
Şekil 4.11. : Deney Düzeneginin Şematik Görünümü	43
Şekil 4.12. : Deney Düzeneginin Fotoğrafik Görünümü	44
Şekil 4.13. : A Pozisyonu	45
Şekil 4.14. : B Pozisyonu	46
Şekil 4.15. : C Pozisyonu	46
Şekil 4.16. : D Pozisyonu	47
Şekil 4.17. : E Pozisyonu	47
Şekil 5.1. : Co-60 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağlı Sayım Sonuçları	49
Şekil 5.2. : Co-60 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağlı Zayıflatma Grafiği	51
Şekil 5.3. : Cs-137 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin	

	Bağıl Sayım Sonuçları	53
Şekil 5.4.	: Cs-137 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Zayıflatma Grafiği	53
Şekil 5.5.	: Ir-192 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Sayım Sonuçları	55
Şekil 5.6.	: Ir-192 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Zayıflatma Grafiği	56
Şekil 5.7.	: Co-60 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması	57
Şekil 5.8.	: Cs-137 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması	58
Şekil 5.9.	: Ir-192 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması	59
Şekil 5.10.	: Üç Radyoizotop İçin Bağıl Sayım Grafiklerinin Karşılaştırılması	61
Şekil 5.11.	: Üç Radyoizotop İçin Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması	62



SEMBOL LİSTESİ

d	: Uzaklık
d_1	: 1 Noktasının radyasyon kaynağına uzaklığı
d_2	: 2 Noktasının radyasyon kaynağına uzaklığı
E	: Gelen fotonun enerjisi
E_1	: Çok uyarılmış seviye
E_2	: Az uyarılmış seviye
E_3	: Temel seviye
E_e	: Fotonun enerjisi
E_γ	: Soğurulan gama ışınının enerjisi
E'	: Saçılan fotonun enerjisi
I_x	: Fotonun Şiddeti
I	: Tek enerjili gama ışın şiddeti
I_0	: Fantomsuz halde ölçümlenen doz
I_0'	: Tek enerjili gama ışın şiddeti
I_1	: 1 Noktasındaki radyasyon şiddeti
I_2	: 2 Noktasındaki radyasyon şiddeti
θ	: Fotonun sapma açısı
μ	: Soğurucunun Soğurma Katsayısı
x	: Maddenin kalınlığı

ÜÇ FARKLI RADYOİZOTOP VE FANTOM KULLANILARAK JİNEKOLOJİK BRAKİTERAPİ DEĞERLENDİRMESİ

ÖZET

Brakiterapi, radyoterapide tedavi amacıyla yaygın kullanılan bir yöntemdir. Brakiterapi’de çalışılan obje insandır ve insan üzerinde deney yapmanın zorluğu sebebiyle çoğu kez insan uyumlu bir malzeme ile çalışma tercih edilmiştir. Bu amaçla bu çalışmada organik ve insana göre daha az yoğun olan benzin içeren bir fantom tercih edilmiştir. Fantomun simule ettiği bölge ise kadın genital bölgesi çerçevesindedir.

Brakiterapi amacıyla sıklıkla kullanılmakta olan üç radyoizotop olan Co-60, Cs-137 ve Ir-192 ile deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, deneysel çalışmalar beş farklı geometride üç radyoizotopla yapılmış olmaktadır.

Deneylerin sonuçları tablolar ve grafiklerle verilmiş ve ulaşılan sonuçların beklenti doğrultusunda olduğu ve kendi aralarında da uyumluluk gösterdiği gözlenmiştir. Ayrıca, ulaşılan bu sonuçların literatür ile de uygunluğu belirlenebilmiştir. Bu bağlamda, bu Yüksek Lisans Tez çalışması ile, radyoterapide sıklıkla uygulanan brakiterapinin jinekolojik uygulamasına ilişkin hayata geçirilebilir bir değerlendirme yapılabilmektedir.

EVALUATION OF GYNECOLOGICAL BRACHYTHERAPY BY USING THREE DIFFERENT RADIOISOTOPES AND PHANTOM

SUMMARY

Brachytherapy is widely used in radiotherapy treatment. The working object in brachytherapy is human being itself, however, due to difficulties in experimenting on human beings, human-like material was preferred to be used in the experiment. For this purpose, an organic phantom with gasoline, which is less intense than human, is used in the experiments. The area that is simulated by the phantom is the genital region of a woman.

The three radioisotopes, Co-60, Cs-137 and Ir-192, which are used frequently in brachytherapy, were utilized in the experiments. The experiments were carried out in five different geometries with three radioisotopes and were aimed to concentrate the maximum exposure in a particular area.

The outcome of the experiments were presented in tables and graphics, indicating in conclusion that results came out in line with expectations of the academic literature that was researched. This MSc thesis makes a gynecological evaluation of the brachytherapy widely used in radiotherapy treatment.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

20. yüzyılın ortalarından itibaren nükleer teknolojinin barışçıl kullanımı bağlamında, nükleer reaktörler üzerine yapılan yoğun araştırma-geliştirme çalışmalarıyla bu santraller başarı ile hayata geçirilmiştir. Nükleer reaktör teknolojisinin gelişimi, elektrik üretimi amacıyla yönelik olarak büyük güçlü nükleer santraller geliştirilmesi kadar nükleer araştırma reaktörlerinin gelişimine de olanak vermiştir.

Nükleer reaktörlerde fisyon sonucu oluşan fisyon ürünleri ve nükleer araştırma reaktörlerinde nötron bombardımanı ile elde edilen yapay radyoizotop üretiminin gelişmesi nükleer birçok tekniğin de gelişmesine yol açmıştır. Bu teknikler, endüstri ve tıp alanlarında yaygın olarak, tarım, hayvancılık ve arkeoloji gibi birçok alanda da başarı ile uygulanır olmuştur (Tuğrul, 1985). Bu şekildeki uygulamalarla, nükleer teknikler; günümüzde birbirinden hayli farklı alanlarda modern ve çağdaş yaşamın vazgeçilmez unsuru haline gelmiş bulunmaktadır.

Bilim içinde ortaya çıkışının nispeten kısa olmasına karşın, böylesine farklı alanlarda böylesine yaygın kullanımının olması, nükleer tekniklerin sahip olduğu farklı özelliklerden kaynaklanmaktadır. Bu özellikler arasında; kolay uygulanabilme, hassasiyet, kısa sürede cevap alma, güvenilirlik ve kesinlik gibi unsurlar sayılabilir (Földiák, 1986).

Ayrıca, nükleer teknikler, çoğu kez tahribatsız muayene metotları kapsamında olan tekniklerdir. Bu husus, gelişen kalite güvence kavramı bağlamında, nükleer tekniklerin tercih edilir olmasının önemli bir diğer yönünü oluşturmaktadır (Halmshaw, 1991).

Endüstriyel uygulamalar, nükleer tekniklerin geniş bir uygulama alanını oluşturmaktadır. Bu uygulama alanları arasında; kömür, petrol, gaz, çimento, cam, kağıt, demir çelik, otomotiv gibi birçok endüstri dallarını sayabiliriz. Radyoizotopların bir çok alandaki kullanım amaçlarını proses araştırmaları, karışım özellikleri tayini, bakım incelemeleri, ve aşınma korozyon incelemeleri olarak görmekteyiz (**Bayhan, 1998**).

Bu yöntemlerle kalınlık, yoğunluk, seviye, aşınma tayini, sistem takibi ve sistem özelliklerinin tespiti yapılabilmektedir. Geliştirilen teknoloji ile radyoizotopların endüstride kalite ve proses kontrolünde kullanılması, bazı durumlarda tek çözüm ve bazı durumlarda da en ekonomik ve duyarlı çözüm olması bakımından endüstrinin vazgeçilmez bir unsuru haline gelmiştir (**Bilge, 1985**).

Nükleer teknolojinin gelişmesiyle, nükleer teknikler tıpta büyük bir uygulama alanı bulmuştur. Tıp içinde Radyoloji, Nükleer Tıp ve Radyasyon Onkolojisi -Radyoterapi **Bevelacqua (1995)** gibi farklı bilim alanları doğmuş ve gelişmiş bulunmaktadır. Özellikle, 20. yüzyılın son çeyreğinde nükleer tıpta yeni teknikler vücut bulmuş ve tüm dünyada uygulamaları yaygınlaşmıştır (**Demir, 2000**).

Bu bağlamda, tıpta nükleer tekniklerin uygulamasının, teşhis ve tedavi amaçlı kullanımlarının her ikisi için de öne çıktığı gözlenmektedir (**Bernier ve ark., 1997**). Burada, çok önemli bir husus, objesi insan olan tıpta, nükleer tekniklerin; canlıya, cerrahi müdahale olmadan bilgi edinme ve/veya tedavi olanağı sağlayabilmesi olduğu söylenebilir (**Urgancıoğlu, 1992**).

Nükleer tekniklerin tıptaki uygulamaları ile, özellikle insandaki patolojik durum tespiti ve takibi konusunda geniş ufuklar açmış bulunmaktadır. Hatta, bu teknikler, kimi kez ya alternatifsiz bile olabilmektedir. Kimi kez de, tıpta bir nükleer tekniğin, alternatifi yine bir diğer nükleer teknik olabilmektedir.

Tedavi konusunda ise, radyasyon; vücutta ortaya çıkan istenmeyen oluşumların yok edilmesinde kullanılmaktadır. Bu bakımdan teşhis ve tedavi yönündeki uygulamalar da birbirinden hayli farklılıklar arz etmektedir.

Fazla olarak, tedavi bir başka deyişle, terapi amaçlı kullanımlarda kendi arasında farklılıklar göstermektedir. Bu bağlamda, bir farklı tedavi uygulaması “brakiterapi” adı verilen uygulamadır.

Vücutun belli bölgelerine, “uygun” radyasyon kaynağı kullanılarak, bu kaynağın dokuya veya organa temas ettirilmesiyle yapılan bir terapik uygulama olan brakiterapi, bu Yüksek Lisans tezinin ana araştırma konusu olarak seçilmiştir. Bu amaçla, brakiterapide kullanılan farklı radyasyon kaynaklarından üçü ile, fantom kullanılarak deneysel çalışma bağlamında bir çalışma yapılması hedeflenmiş bulunmaktadır.



BÖLÜM 2

RADYOTERAPİ

Radyoterapi; öz bir tanımla, tıpta, radyasyon kullanılarak uygulanan çeşitli tedavi yöntemlerini ifade etmektedir. Bu yöntem kanser tedavisi bağlamında başarılı sonuçlar verebilen bir tekniktir.

Dünyada her yıl yaklaşık 10 milyon insan kanser tanısı almakta ve bu sayı gittikçe artmaktadır. Kanser tedavisi karmaşık bir tedavi olup, genellikle cerrahi, radyoterapi ve kemoterapiden oluşan çok disiplinli bir tedavi şekillerini içermektedir.

Hastaların yaklaşık % 60'ına hastalığının bir döneminde radyoterapi uygulanmaktadır (Uzal, 1999). Radyoterapide, esas itibariyle madde ile etkileşimi sonucunda iyonizasyona sebep olan “iyonizan radyasyon” kullanılmaktadır. Bu bağlamda, farklı radyasyon tiplerinden yararlanılmaktadır.

Kanserli hücreler ortadan kaldırılmaya çalışılırken, tümör kütesinin içindeki kanser hücreleriyle birlikte sağlıklı hücreler ve kütenin hemen yakınındaki sağlam doku ve organların hücreleri de kaçınılmaz olarak radyasyondan etkilenmektedir. Bir başka deyişle, radyasyonla ışınlama sırasında, “bir miktar” sağlam hücre de hedef hacmin içinde kalmaktadır.

Sağlam dokuların radyasyondan korunması çağdaş radyoterapinin temel amaçlarındandır (Anacak, 2002). Radyoterapide tedavinin getireceği bazı riskler söz konusudur. Ancak bu riskler; cerrahi ve kemoterapi gibi diğer tıp tedavilerine göre daha az olarak nitelenmektedir (Bevelacqua, 1995).

Radyoterapi esas olarak iki amaca yönelik olmaktadır. Hastalığı tedavi etmek amacıyla küratif, hastalığı tümüyle yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağkalımı uzatmak amacı ile palyatif olarak

kullanılmaktadır Her iki durumda da, tedaviye genellikle cerrahi ve kemoterapi eşlik etmekte ve önemli ölçüde olumlu sonuçlara ulaşılabilmektedir (Küçük, 1978).

2.1. Radyoterapik Sınıflama

Radyoterapi, iki grupta incelenebilmektedir.

Bunlar;

- Kütatif Radyoterapi
- Palyatif Radyoterapi

olmaktadır. Her iki durumdada tedaviye genellikle cerrahi ve kemoterapi tedavisi eşlik etmektedir (Küçük, 1978).

2.1.1. Kütatif Radyoterapi

Kütatif radyoterapi; hastalığın tümüyle tedavisini ifade etmektedir. Kütatif radyoterapiyi kendi içinde dört gruba ayırmak mümkündür. Bunlar;

- Önleyici radyoterapi
- Ameliyat öncesi radyoterapi
- Ameliyat sonrası radyoterapi
- Primer radyoterapi

olmaktadır.

2.1.1.1. Önleyici Radyoterapi

Önleyici radyoterapi; mikroskopik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların ısınlanmasıyla hastalığın yeniden nüks etmesinin yada olası yayılmaların (metastaz) önlenmesidir. Kullanılan dozlar 18 ile 60 Gy arasında değişmektedir.

En sık rastlanılan uygulamaları ise akut lenfoblastik lösemilerde tüm beyin ışınlaması, ilyak lenf bezlerinin ışınlaması ve genelde cerrahi olarak primer tümörün çıkartıldığı tümör yatağına, meme kanseri, baş-boyun, rectum kanseri gibi hallerde kullanılmaktadır (Uzal, 1999).

2.1.1.2. Ameliyat Öncesi Radyoterapi

Ameliyat öncesi radyoterapide, cerrahi olarak tam olarak çıkartılamayacak tümörlerin, operasyon öncesi ışınlanarak, ameliyata hazır hale getirilmeleri amaçlanmaktadır. (Kemik, yumuşak doku, rectum kanserlerinde olduğu v.b.gibi...) Burada, dozun 45 Gy 'i aşmaması gerekir (Uzal, 1999).

2.1.1.3. Ameliyat Sonrası Radyoterapi

Ameliyat sonrası radyoterapi; cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılamadığı veya kemoterapi ile primer tümör odağının yok olduğu durumlarda, tümör yatağında muhtemel mikroskopik kalıntıların yok edilmesi (konsolidasyon) amacıyla yapılan ışınlamalardır.(Embriyoner tümörler, akciğer küçük hücreli kanseri v.b. gibi...) (Uzal, 1999).

2.1.1.4. Primer Radyoterapi

Primer radyoterapi; küratif amaçla, yalnız radyoterapinin kullanıldığı küçük hacimli baş, boyun, serviks ve deri kanserlerinde, ışına çok duyarlı ve cerrahi müdahale yapılamayacak durumlarda uygulanmaktadır .Ayrıca, cerrahi ve kemoterapi uygulanamayan ileri yaştaki hastalarda da tek tedavi yöntemi primer radyoterapi olmaktadır (Küçük, 1978).

2.1.2. Palyatif Radyoterapi

Hastalığı tümenden yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağ kalımı uzatmak bağlamında uygulanan radyoterapidir. Bununla beraber, palyatif radyoterapi, radyoterapi endikasyonları içinde önemli bir yer tutmaktadır.

Palyatif radyoterapi;

- Kemik ve karaciğer metastazlarında ağrı giderici
- Beyin ve omurilik metastazlarında bası azaltıcı
- Tümör nedeniyle kanama varsa ve durdurulamıyorsa kanamaya karşı olarak
- Küratif tedavi yapılamayan, ileri yaşta ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek, tümör küçülmesini temin etmek

amacı ile radyoterapi kullanılmaktadır (Uzal, 1999).

2.2. Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Tipleri

Radyoterapi uygulamalarında;

- Gama ışınları,
- X-Işınları
- Beta ışınları,
- Elektronlar
- Nötronlar
- Atom altı parçacıklardan

yararlanılabilmektedir (Khan, 1994).

Tıpta kanser tedavisinde kullanılan iyonizan radyasyonların enerji seviyeleri 50-400 keV ile 1,25-25 MeV arasında olabilmektedir Bu iyonizan radyasyonlarla ilgili olarak farklı cihaz veya donanımlardan yararlanılmaktadır (Üstün, 1964).

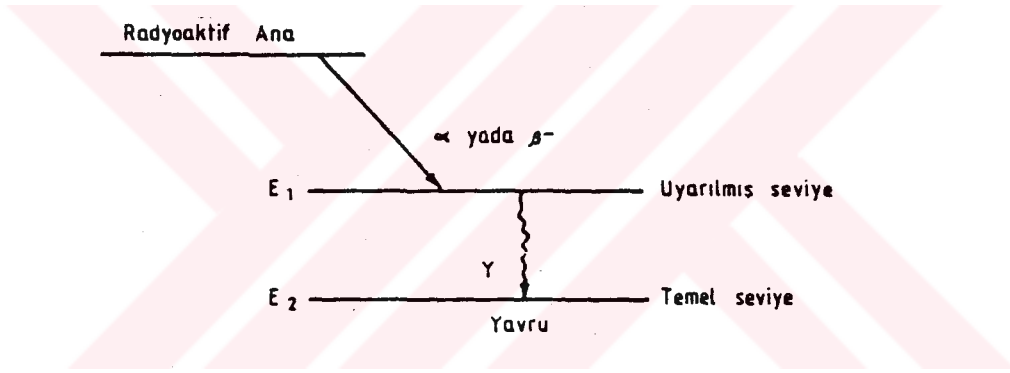
Bu Yüksek Lisans tezinde gama ışınları ile radyoterapi uygulamasına ilişkin bir deneysel çalışma yapılması amaçlandığından, burada sadece gama ışınları üzerinde durulacaktır.

2.3. Gama Işınlarıyla Radyoterapi

2.3.1. Gama Işınlının Tanıtımı

Kararsız çekirdeklerin, radyoaktif bozunumu sırasında, ürün çekirdek (yavru) en düşük enerji seviyesinde, bu bağlamda da temel durumda olmayabilmektedir. Diğer bir deyişle, ürün çekirdek, temel durumun üstünde bir enerjide uyarılmış seviyede kalabilmektedir.

Böyle bir çekirdek, oluşumundan hayli kısa bir zaman (yaklaşık olarak 10^{-14} s) sonra, uyarılmış çekirdek fazla enerjisini gama ışınları adı verilen elektromanyetik radyasyon şeklinde yayınlamaktadır. Şekil 2.1'de radyoaktif bozunmada gama ışınlarının yayınlanması şematik olarak görülmektedir.

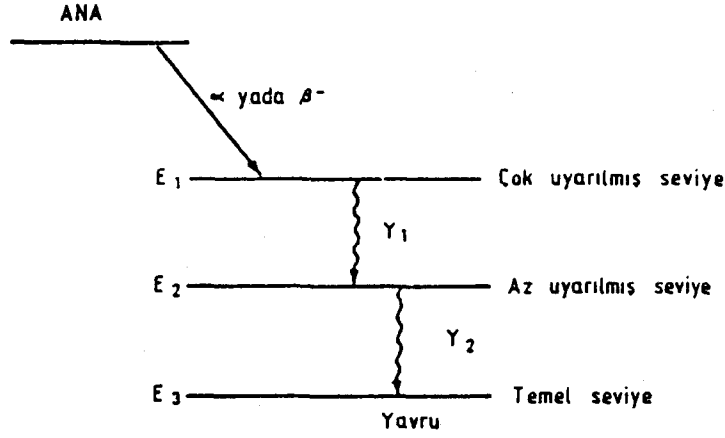


Şekil 2.1. Radyoaktif Bozunmada Gama Işınlının Yayınlanması

Bu ışınlar X ışınlarıyla benzer özelliklere sahip olup, kısa dalga boylu, enerjilik ve girici ışınlardır. Dalga boyları 10^{-9} - 10^{-11} cm arasında değişmektedir (Bilge, 1985). Gama ışınları, foton adı verilen enerji paketçikleri şeklinde ve ışık hızında yayınlanmaktadır.

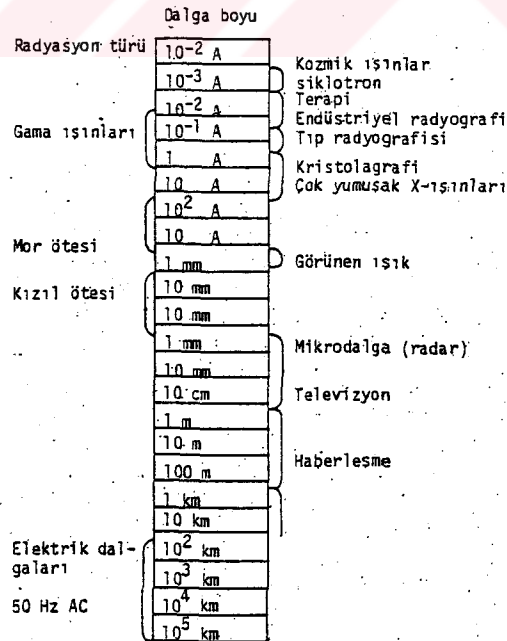
Foton enerjisi, Şekil 2.1'de E_2 ile gösterilen temel seviyeyle, uyarılmış seviyenin enerjileri arasındaki farka eşittir. Eğer enerji nakli bir uyarılmış seviyeden temel seviyeye doğrudan doğruya oluyorsa, bu foton bütün uyarılma enerjisini taşımaktadır.

Bazı durumlarda ise, nakil iki veya daha fazla seviyede olmaktadır. Örneğin; yüksek uyarılma seviyesinden daha düşük enerji seviyesine ve temel seviyeye doğru olmaktadır. Böylece toplam uyarma enerjisi iki veya daha fazla foton tarafından Şekil 2.2’de görüldüğü gibi paylaşılmaktadır (Bilge, 1985).



Şekil 2.2. Radyoaktif Bozunmada İki Gama Işın Fotonunun Yayınlanması

Yayınlanan gama ışınları dalga tabiatına uyarlar ve doğrusal olarak yayınlanırlar. Elektromanyetik radyasyon ailesinin enerjistik bölümünde yer alırlar. Şekil 2.3’de gama ışınlarının elektromagnetik radyasyon ailesi içindeki yeri görülmektedir (Bilge ve Tuğrul, 1990).



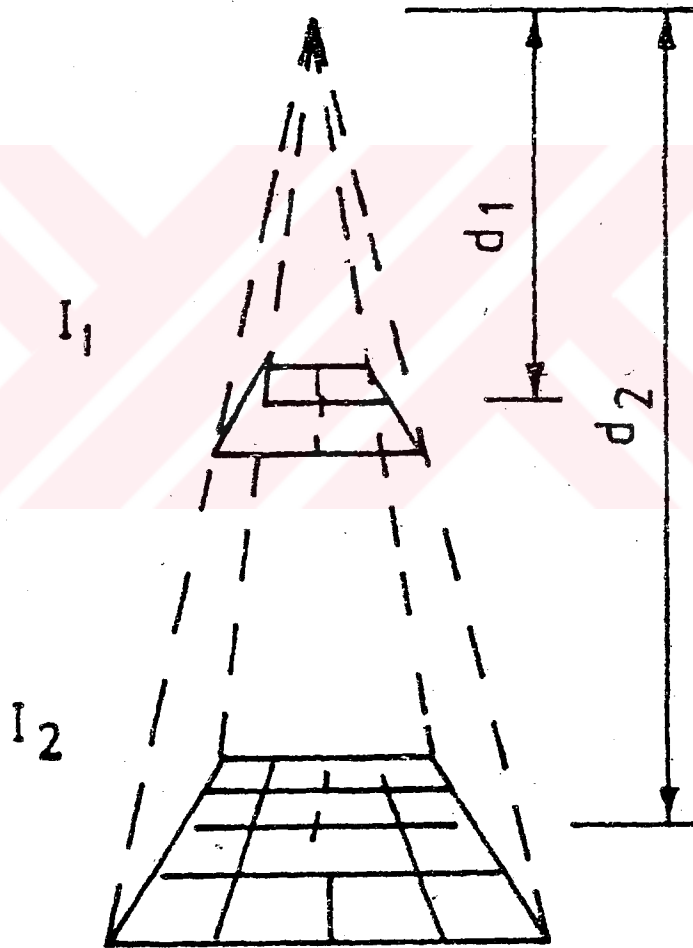
Şekil 2.3 Gama Işınlarının Elektromanyetik Radyasyon Ailesi İçindeki Yeri

Gama ışınlarının şiddetleri uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalmaktadır. Bu bağlamda, gama ışınları için “ters kare kanunu” geçerlidir (Şekil 2.4)

Ters Kare Kanunu;

$$I_1 d_1^2 = I_2 d_2^2 \quad (2.1)$$

şeklinde ifade edilmektedir (Bilge ve Tuğrul, 1990).



Şekil 2.4. Ters Kare Kanunu Parametreleri

2.3.2. Gama Işınlınının Madde İle Etkileşmesi

Gama ışınları, esas itibariyle, madde ile üç ayrı şekilde etkileşmektedirler. Bunlar;

- Fotoelektrik olayı,
- Compton saçılması
- Çift oluşumu

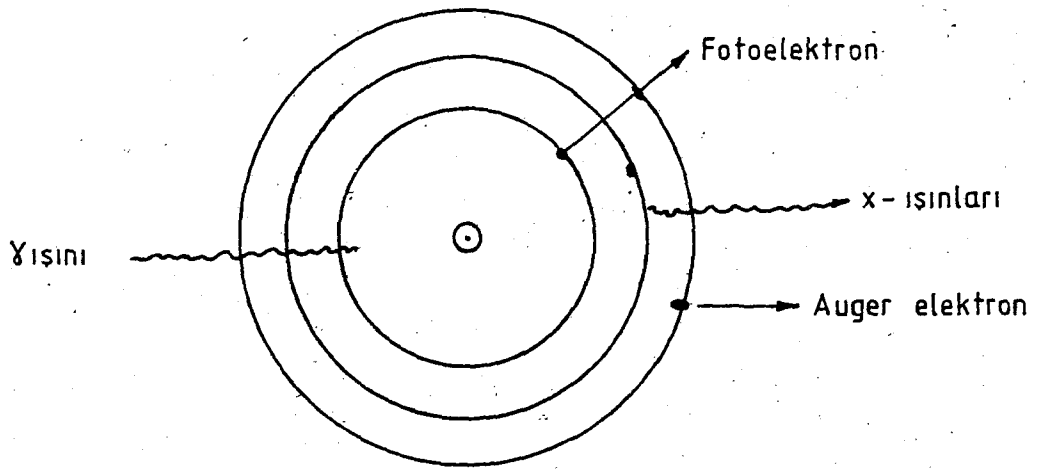
olaylarıdır (Alpen, 1998).

2.3.2.1. Fotoelektrik Olayı

Fotonun soğurucu atom elektronlarıyla çarpışıp tamamının soğurulması “Fotoelektrik Olay” olarak bilinmektedir. Foton enerjisinin soğurulması sonucu yörünge elektronu yörüngesinden koparılır. Bu elektrona “fotoelektron” adı verilmektedir (Bilge, 1985).

$$E_e = E_\gamma - BE \quad (2.2)$$

Burada E_e fotonun enerjisi, E_γ soğurulan gama ışınının enerjisi ve BE de atılan elektronun bağlanma enerjisidir. Şekil 2.5’de fotoelektrik olay şematik olarak görülmektedir.



Şekil 2.5. Fotoelektrik Olayı

Fotoelektronun iç yörüngeden atılmış olması halinde fotoelektronun atılmasını takiben, dış yörüngeden diğer bir elektron, boşluk bulunan yörüngeye geçer, bu geçişte karakteristik X ışınları yayınlanmaktadır.

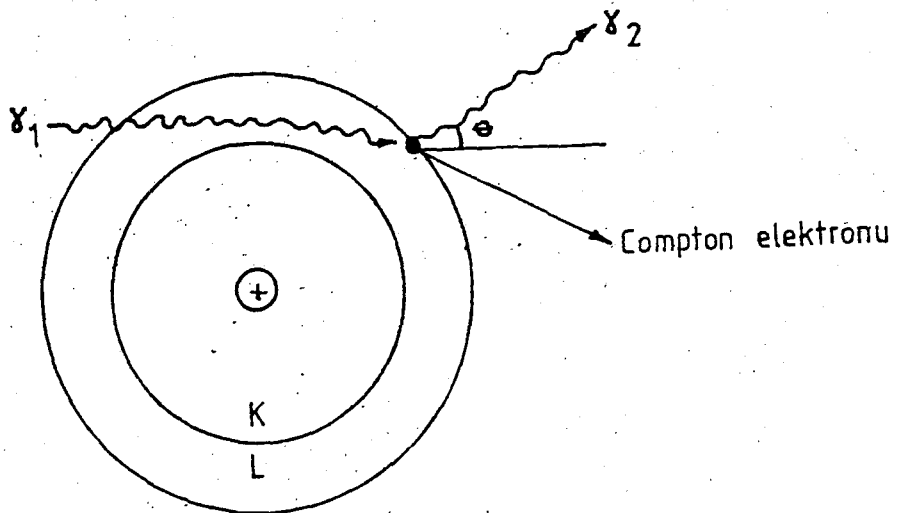
Yayınlanan karakteristik X-ışınları, ilk gama radyasyonu ile karşılaştırıldıklarında düşük enerjilidirler. Kimi kez de, dış yörünge elektronunun atılması söz konusu olabilir. Bu elektrona “Auger elektronunu” adı verilmektedir (Khan, 1994).

2.3.2.2. Compton Saçılması

Gama ışını soğurucu madde atomunun dış elektronuyla esnek çarpışma yaptığında, Şekil 2.6.’da görüldüğü gibi Compton saçılması gerçekleşmektedir. Çarpışmada momentum ve enerji korunmakta, gelen foton enerjisinin bir kısmı elektrona transfer edilmektedir. Buna karşın, foton geliş yolundan sapmaktadır. Gelen foton enerjisi, E ile, saçılan fotonun enerjisi E' , arasındaki bağlantı Denklem 2.3.’de gösterilmektedir.

$$E' = \frac{0.51}{1 - \cos\theta + \frac{0.51}{E}} \quad (2.3)$$

Burada θ fotonun sapma açısını ifade etmektedir.



Şekil 2.6. Compton Saçılması

Eğer saçılma açısı θ küçükse $\cos\theta = 1$ olmaktadır. Bu durumda, E' yaklaşık olarak E ye eşit olur. Bu da, çok yüksek enerjide gelen gama ışınının enerji kaybının ihmal edilebilecek kadar küçük olduğunu ifade etmektedir.

Öte yandan, $\theta = 90^\circ$ olursa, $\cos\theta = 0$ değerini almaktadır ve

$$E' = \frac{0.51E}{E + 0.51} < 0.51 \text{ MeV} \quad (2.4)$$

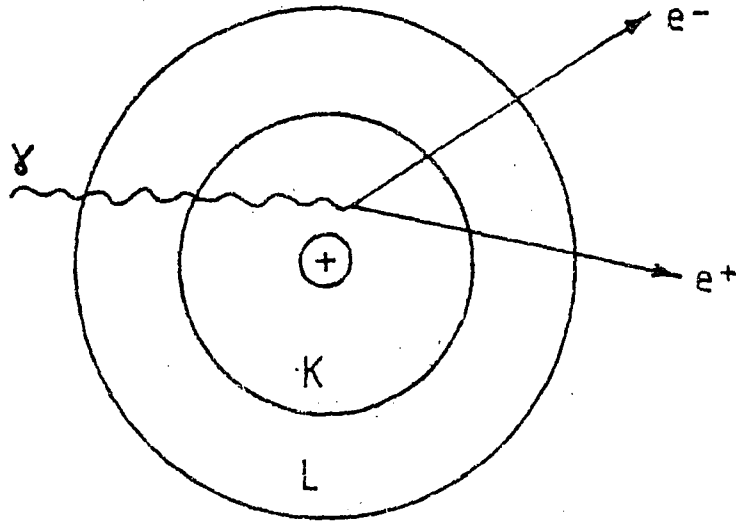
elde edilmektedir. Sonuç olarak, bu durumda, saçılan foton enerjisi 0.51 MeV'den büyük olamamaktadır.

Compton saçılması foton ve elektron arasında olduğundan, miktarı, soğurucu atomun elektronlarının sayısına, yada atom numarasına bağlıdır. Saçılan foton ortamdaki kaçmaz ve daha düşük enerjili olduğundan ortam atomları ile yeniden etkileşebilir. Çoğu kez de fotoelektrik etkileşme yapmaktadır (Bilge ve Tuğrul, 1990).

2.3.2.3. Çift Oluşumu

Enerjisi 1.02 MeV üstünde olan gama fotonu, atom çekirdeğinin yanından geçdiğinde, foton kuvvetli elektrik alanında yok edilmektedir. Ancak, elektron ve pozitron çifti oluşmaktadır. Elektron ve pozitronun toplam kütlelerinin eşdeğer enerjisi 1.02 MeV olduğundan, parçacık çiftini oluşturmak için gerekli minimum enerjinin 1.02 MeV olması gerekmektedir.

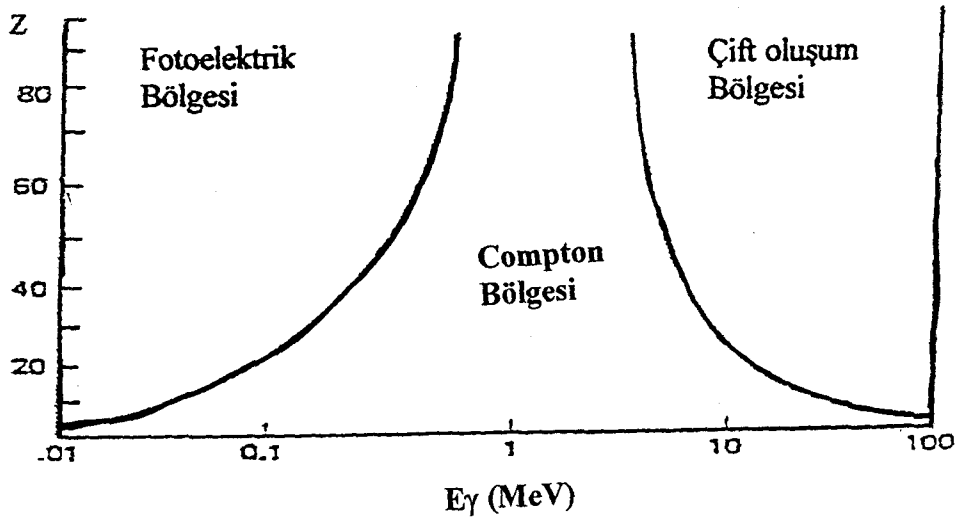
Gama foton enerjisinin artmasıyla, Fotoelektrik ve Compton olayları azalmakta ve Çift oluşum olasılığı artmaktadır. Fotoelektrik olayında olduğu gibi çift oluşumu da gama fotonunun soğurulmasıyla sonuçlanır. Oluşan elektron ve pozitronlar birbirlerini yok ederek anihilasyon radyasyonu oluşturmaktadırlar (Williams, 1987).



Şekil 2.7. Çift Oluşumu

2.3.3. Üç Temel Gama Etkileşmesinin Birbirlerine Göre Durumu

Fotoelektrik olayı, Compton saçılması yada Çift oluşumu olaylarından hangisinin gerçekleşeceği fotonun enerjisine ve malzeme atomunun numarasına bağlıdır. Şekil 2.8.'de üç etkileşme bölgesi E_γ ve Z değişimlerine göre tanımlanmıştır. Fotoelektrik etki olasılığı düşük enerjilerde yüksek atom numaraları için, çift oluşumu olasılığı ise yüksek enerjilerde yüksek atom numaraları için artmaktadır. $E = 1 \text{ MeV}$ 'de özel bir durum söz konusudur, burada her atom numarası için Compton saçılması ihtimali çok yüksektir.



Şekil 2.8. Üç Temel Gama Etkileşmesinin Birbirlerine Göre Önemi (Tsoulfanidis, 1983).

2.3.4. Gama Işınlarnının Soğurulması

Gama fotonları madde içinden geçerlerken soğurularak, şiddetleri üstel olarak azalmaktadır. Maddenin dx gibi küçük bir kalınlığındaki soğurulma, o noktadaki radyasyon şiddetiyle orantılı olmaktadır (Göksel, 1973).

$$dI_x = -\mu dx \text{ veya } \frac{dI}{I_x} = -\mu dx \quad (2.5)$$

Burada,

I_x : Fotonun şiddeti

μ : Soğurucunun soğurma katsayısı

ifade etmektedir.

Eğer tek enerjili gama ışın şiddeti (I_0'), x cm kalınlığındaki maddeden geçerse, geçen radyasyon şiddeti (I_x);

$$I_x = I_0' e^{-\mu x} \quad (2.6)$$

olarak bulunmaktadır (Knoll, 1979).

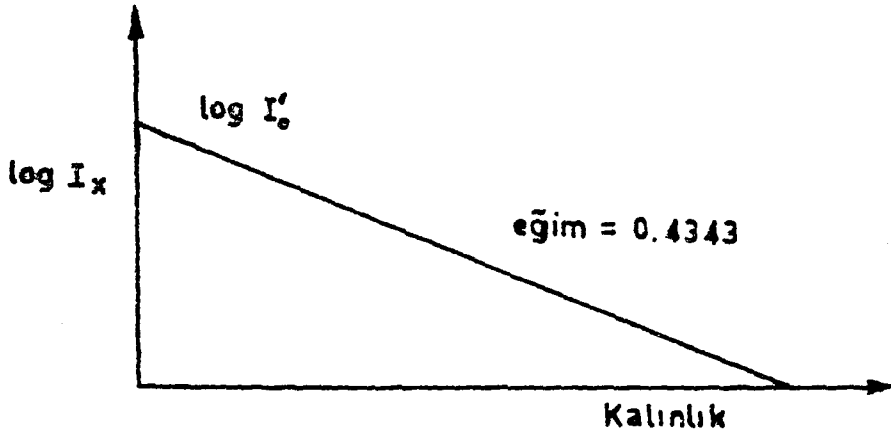
Radyasyon şiddeti ile soğurucu kalınlığı arasındaki değişim Şekil 2.9'da görülmektedir. Gama ışını soğurulmasında yaygın olarak kullanılan terimlerin başında "yarı değer tabakası" ve "onuncu değer tabakası" gelmekte olup, sırasıyla radyasyon şiddetinin ilk değerini yarıya ve onda birine indiren soğurucu kalınlığı olarak tanımlanmaktadır. Yarı Değer Tabakası;

$$YTK = 0,693 / \mu \quad (2.7)$$

Onuncu Değer Tabakası;

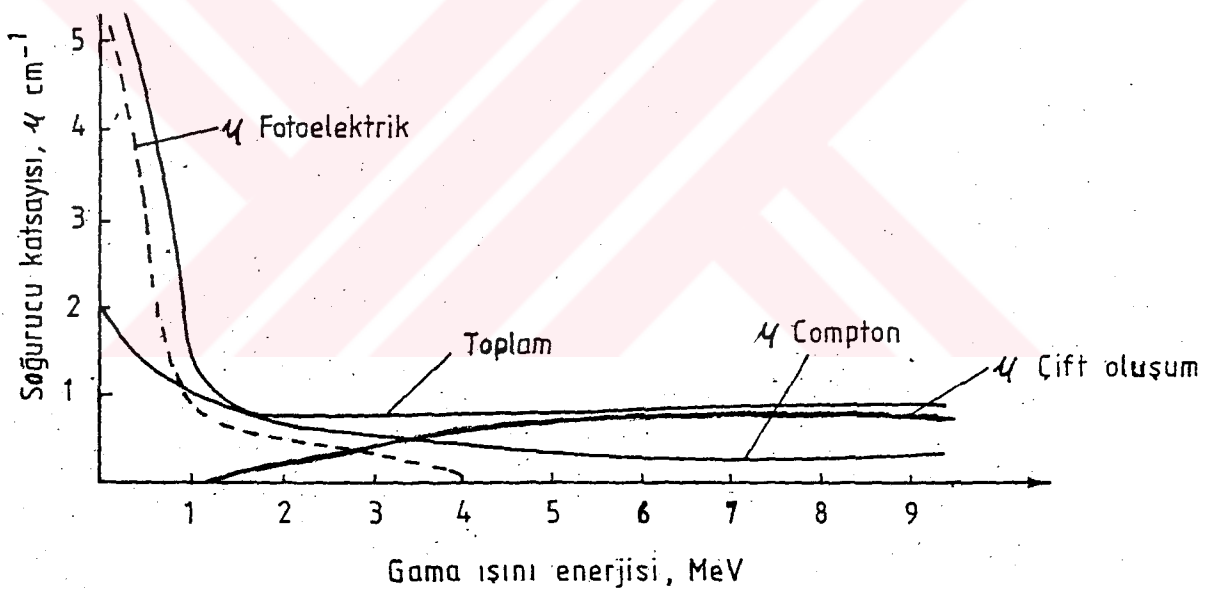
$$OTK = 2,303 / \mu \quad (2.8)$$

olarak ifade edilmektedir (Powsner, 1998).



Şekil 2.9. Radyasyon Şiddetinin Kalınlığa Göre Değişimi

Doğrusal (lineer) soğurma katsayısı gama ışını enerjisiyle değişmektedir. Zira, gama radyasyonunun madde ile etkileşme şekillerinde de gördüğümüz gibi, bu etkileşme enerjiye bağlıdır. Şekil 2.10'da kurşuna ilişkin olarak soğurma katsayısının enerjiyle değişimi görülmektedir (Bilge, 1985).



Şekil 2.10. Kurşun İçinde Gama Işınlarnın Doğrusal Soğurma Katsayıları

2.4. Radyoterapi Teknikleri

Radyoterapide temel hedef olan kanseri tedavi ederken çevre normal dokulara en az zarar verme prensibinden hareketle değişik radyoterapi teknikleri gelişmiştir. Günümüzde uygulanan üç ana yöntem mevcuttur (Bevelacqua, 1995). Bunlar; dış (eksternal) radyoterapi, sistemik radyoterapi ve brakiterapi olarak sayılabilir.

- **Dış (eksternal) Radyoterapi**

Radyoterapide en sık kullanılan ve en kolay yöntem dış (eksternal) tedavi şekli olmaktadır. Bu yöntemde, radyasyon kaynağı hastadan hayli uzakta bulunmaktadır. Işınlama hastaya tek bir alandan verilebildiği gibi, karşılıklı paralel iki alandan veya üç- dört alandan da verilebilmektedir (**Khan, 1994**).

Dış ışınlamada, Co-60, lineer hızlandırıcılar ve ortavoltaj- yüzeyel X-ışını cihazları kullanılabilir. Daha az olmak üzere, belirli şartlarda nötron, proton veya ağır iyon üreten cihazlar da kullanılabilir (**Bevelacqua, 1999**).

- **Sistemik Radyoterapi**

Bu tedavide radyoaktif madde intravenöz (damardan) olarak verilen radyoaktif maddenin hastalıklı organda toplanması ve ışınlanmasını sağlamaktadır. Radyoizotoplar, kan dolaşımına miligram veya mikrogram ölçülerinde katılmaktadır. Bu uygulamada, radyoizotopun vücuttaki hareketi dışardan elektronik aletlerle incelenerek organın etkinliği incelenebilmektedir (**Gollnick, 1988**).

Tipik uygulamaları, tiroid kanserlerinde I-131 zerkedilmesidir. Tiroid bezi kandaki iyodu 24 saatte toplayıp almakta ve elimine edebilmektedir. Eğer bu işlem, normalden uzun sürerse, tiroid bezinin tembel olduğu, çok kısa sürerse hastanın hipertiroidi olduğunu deneysel olarak kanıtlanmış bulunmaktadır (**Şeker ve Çerezci, 1997**). Diğer uygulamaları arasında ise, kemik tümörlerinde Sr-90 uygulaması ve bazı kemik iliği kanserlerinde P-32 sistemik olarak verilmesi söylenebilir.

- **Brakiterapi**

Brakiterapi öz olarak yakından tedavi olarak betimlenmektedir. Bu tür tedavide radyasyon kaynağı (gama, alfa veya beta) hastada lokal olarak ışınlanacak yere konularak tedavi sağlanır. Bu tedavinin amacı hastanın cilt, vücut boşluğu veya dokusu içerisine konularak sadece o bölgede yüksek doz toplamaktır.

BÖLÜM 3

BRAKİTERAPİ

3.1. Brakiterapinin Tanımı ve Tanıtımı

Radyoaktif kaynakların vücut yüzeyine, doku içine veya vücut boşluklarına yerleştirilerek yapılan radyasyon tedavisine “brakiterapi” adı verilmektedir. Kısa mesafe terapisi veya yakından tedavi olarak ta bilinmektedir (Selman, 1990). Bu tedavinin amacı; hastanın cilt, vücut boşluğu veya dokusu içerisine konulan kaynak yardımıyla belli bir bölgede yüksek doz oluşumunu sağlamak olmaktadır.

Dış radyoterapide ışınlanan saha içinde yer alan sağlam doku nedeniyle tümöre verilen doz belli bir seviyeden yüksek olamamaktadır. Oysa, uygun anatomik koşullarda brakiterapi ile tümör dozu yükseltilebilmektedir (Khan, 1994). Böylelikle, brakiterapi ile, hastayı daha kısa bir sürede hastaneye bağlayan yüksek doz hızlı tedaviler mümkün olabilmıştır (Rajan, 1992).

Ayrıca, yapay radyoizotoplardaki gelişmeler ve teknolojik gelişmeler de brakiterapiye olan ilgiyi attırmıştır. Fazla olarak, doz hesaplamalarında bilgisayarlı tedavi planlamasının kullanımı da brakiterapik uygulamalarda optimizasyona imkan tanımaktadır. Optimizasyon teknikleriyle, tümör hacminin maksimum ve yeterli doz alması, sağlam doku ve organların mümkün olan en az dozu alması ilkesini sağlamak olası olmuştur (Khan, 1994).

3.1.1. Brakiterapinin Tarihçesi

Brakiterapi tarihinin, üç önemli buluşla başladığı kabul edilmektedir. Bunlar; Alman fizikçi Röntgen’in 28 Aralık 1895’de X ışınını keşfetmesi, Becquerel’in 1896’da doğal radyoaktiviteyi bulması ve 26 Aralık 1898’de de Pierre ve Marie Curie’lerin

radyum adını verdikleri radyoaktif elementi bulmaları olarak sayılmaktadır (Töre, 2001).

Radyoaktivitenin ve radyumun bulunmasından sonra bitkiler ve hayvan modelleri üzerine birçok deney yapılarak radyoaktivitenin biyolojik etkileri araştırılmaya başlanmıştır. Radyoaktivitenin cilt üzerinde oluşturduğu etkinin incelenmesine ilişkin ilk bilgi, Becquerel tarafından kendi üzerinde göğüs cebinde taşıdığı radyum tüpünün göğüs cildinde kaşıntıya sebep olması olarak kaydedilmiş bulunmaktadır. Daha sonraları, Pierre Curie, bunu ispat edebilmek için aynı radyum tüpünü kendi kolu üzerine tatbik etmiş ve bir müddet sonra aynı cilt reaksiyonlarını gözlemiştir.

Yapılan araştırmalar sonucunda, kanserli hücrelerin radyasyondan normal hücrelere göre daha fazla etkilenmesinin gözlenmesiyle bu konudaki klinik deneylerin sayısı hızla artmıştır (Bevelacqua, 1995). Danlos ve Boeck bir lezyona radyum tatbik etmişler ve lezyonun iyileştiğini görmüşlerdir.

Daha sonraki yıllarda Fransa'da, 1907'de Dominici radyum tuzunu değişik yapıdaki tüpler içine koyarak ortaya çıkan ışınların biyolojik etkilerini incelemiştir. Wikham, Regaud ve arkadaşları, bu konudaki kanser üzerindeki çalışmalarını geliştirmişlerdir. Bu gayretler sonucunda "Paris Metodu" olarak adlandırılan önemli bir tedavi yöntemi ortaya çıkmıştır (Töre, 2001).

ABD'de ilk defa 1905'te Abbe tarafından ilk interstisyel (dokular arası boşluklar) uygulama gerçekleştirilmiştir. Janeway ise, ince cam tüp içindeki kapsüllenmiş radon çekirdeklerini daimi implant (yerleşim) olarak kullanmıştır. 1908'de Kelly Jons Hopkins hastanesinde, bu amaçla radyum kullanılmaya başlanmıştır. İngiltere'de Neville Finzi 1913'te dört yıllık deneyimlerini anlattığı "Radyum Terapisi" adlı kitabını yayımlamıştır. 1915'te ise, New York Memorial hastanesinde Radyum Servisi kurulmuştur. 1917'de de, Janeway radyum paketini vücut yüzeylerine yerleştirerek tümör tedavisi yapmıştır (Selman, 1990).

Bumm ve Heuschke, brakiterapi tekniklerinin geliştirilmesine büyük katkılar sağlamışlardır.

Türkiye’de brakiterapinin bilimsel anlamda uygulanmaya başlanması 1933 üniversite reformu ile kurulan Radyoloji Enstitüsünde gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Daha sonraki yıllarda, radyum uygulamaları ve modern radyoterapinin gelişmesi sağlanmış ve brakiterapi uygulamalarına başlanmıştır (Töre, 2001).

3.2. Brakiterapi Kaynaklarında Aranılan Özellikler

Brakiterapide kullanılacak radyoizotoplarda, bazı özellikler aranmaktadır. Bunlar;

- Çözülmezlik,
- Zehirsiz olma
- Katı formda bulunabilme kolaylığı
- Alfa ve beta emisyonunun olmaması
- Yüksek spesifik aktivite
- Uzun yarı ömür
- Enerjisi
- Düşük maliyet

olarak sayılabilir.

Bu özelliklerin hepsinin bir arada bulunduğu bir kaynak bulmak hayli zordur. Bununla beraber, brakiterapi amaçlı kullanılan radyoizotop kaynaklar mevcuttur (Rajan, 1992).

3.3. Brakiterapide Kullanılan Gama Kaynakları

1940 yıllarında nükleer reaktörlerin geliştirilmesiyle yüksek enerjili gama ışınları yayan yapay radyoaktif maddeler elde edilmiş, radyoizotop kaynaklar, teleterapi ünitelerinde kullanılmaya başlanmıştır. Brakiterapinin gelişmesi ile de, brakiterapi amaçlı yapılan uygulamalarda kullanılmaya başlanılmışlardır.

3.3.1. Radium-226

1898'de keşfinden sonra, 1960'lı yıllara kadar en çok kullanılan radyoizotop olan Ra-226, 1620 yıl olan çok uzun yarı ömrü ve 2,5 MeV'e varan yüksek gama enerjisine sahip bulunmaktadır. U-238'den başlayıp kararlı Pb-210'da son bulan uranyum serisinin altıncı üyesidir. Bozununca radona dönüşmektedir.

Yüksek enerjili olması nedeniyle uygun bir koruma için 12 cm'lik kurşuna ihtiyaç duyulmaktadır (Uzal, 1999). Yapay radyoizotoplarda kaydedilen gelişmelerden sonra, radyum terapi ünitelerine olan ilgi zamanla azalmaya başlamıştır. Günümüzde radyum, her ne kadar kullanılıyor olsa da yerini yapay radyoizotoplara özellikle de radyuma göre daha ekonomik olan Co-60 radyoizotopuna bırakmıştır (Şeker ve Çerezci, 1997).

Radium kaynaklarıyla çalışılırken dikkat edilmesi gereken iki önemli husus mevcuttur. Bunlardan biri, nadiren görülmekle birlikte, radon gazının basıncından ötürü spontane kırılmalar ve bunun sonucunda sızıntı gerçekleşebilmesidir. Diğeri ise, radyumun toz halinde yüklenmesi durumunda ya da üretimdeki bir hatadan kaynaklanabilecek olan radyumun dağılımındaki bozukluk olmaktadır (Selman, 1990).

3.3.2. Radon-222

Radon-222, radyumun bir bozunum ürünü olup, gaz halindedir. 0,5 mm altınla kaplanmış radon çekirdekleri yüzey terapisinde yada sürekli yerleştirmede kullanılmaktadır. Radon-222, radyum tuzlarının solusyonuna pompalanmakta ve altın ince tüp içine konmaktadır (Khan, 1994).

3.3.3. Kobalt-60

Co-60, radyoterapide ve brakiterapide yaygın olarak kullanılan bir radyoizotopdur. Radyoaktif kobalt kaynağı, radyoaktif olmayan kobalt (Co-59)'un reaktörde nötron ile bombalanmasından elde edilebilmektedir. Çekirdekteki bu değişim sırasında radyoaktif kaynaktan 1,17 MeV ve 1,33 MeV enerjili gama ışınları yayınlanmaktadır (Yaray, 2002).

Kobalt-60'ın diğer radyoizotoplara göre avantajı yüksek spesifik aktivitesidir. Ancak Cs-137'den daha pahalı ve 5,26 yıl gibi nispeten kısa bir yarıömrü vardır. Dolayısıyla kaynak yenilenmesi sorunu bulunmaktadır.

3.3.4. Altın-198

Altın-198'in yarı ömrü 2,7 gün olup, 0,412 MeV 'de mono enerjitik gama ışını yayınlamaktadırlar. 0,96 MeV 'de maksimum enerjili beta da yayınlamaktadırlar. Ancak, bu betalar 0,1 mm kalınlığındaki Pt ile kaplanarak, bu kaplama elemanı tarafından absorblanmaktadırlar. Düşük gama enerjisi nedeniyle radyasyon güvenliği açısından radyumun tüm diğer alternatif radyoizotoplarından daha avantajlı olarak nitelenmektedirler (Khan, 1994).

3.3.5. İyot-125

Radyoterapide 1965'ten beri sürekli yerleştirmede, I-125 yaygın olarak kullanılmaktadır. Radon ve altına karşı bir avantajı 60,2 günlük bir yarı ömrü olmasıdır. Ayrıca, depolamak için de uygundur. Düşük foton enerjisinden dolayı küçük bir zırhlama yeterlidir. Ancak, I-125'in, diğer radyoaktif kaynaklara göre çok daha kompleks bir dozimetrisi vardır (Khan, 1994).

3.3.6. Sezyum-137

Radyum'a alternatif olarak brakiterapide kullanılmaya başlayan bu gama yayınlayan radyoizotop ilk olarak iğne ve tüp formunda olup daha sonraki yıllarda selektron cihazında kullanılan küresel şekle sokulmuştur. 30 yıl gibi nispeten uzun yarı ömrü olan bu kaynaklar, tıpta 7 yıl yenilenmeden kullanılabilirler (Yaray, 2002). Cs-137; 0,662 MeV enerjili gama ışıması yapar. Cs-137'nin bozunumundan X ve beta ışınları da ortaya çıkmaktadır ancak bunlar paslanmaz çelik zarf tarafından absorblandığından Cs-137 saf bir gama kaynağı gibi kullanılabilir.

Cs-137 nin avantajları; bozunma ürünlerinin katı oluşundan dolayı kaynak kapsülünün kırılması durumunda radyum gibi risk oluşturmaz. Enerjisi radyuma göre daha düşüktür, bu nedenle daha az zırhlama gerektirdiğinden muhafaza edilmesi daha kolaydır (Selman, 1990).

3.3.7. Iridyum-192

Komplike bir gama ışını spektrumuna sahiptir. Personelin korunması açısından bakıldığında zırhlama sorununun çözümü kolaydır. Bu, Ir-192 için bir avantaj olarak nitelenmektedir. Ir-192'nin bir diğer avantajı ise, 74,2 günlük kısa yarı ömrüdür. Yarı ömrü ortalama tedavi süresiyle karşılaştırıldığında uzundur, bu nedenle radyum ve sezyum kaynakları gibi geçici yerleştirmede kullanılmaktadırlar Tel ve şerit şeklinde kullanımları yaygındır (Rajan, 1992).

3.3.8. Palladyum-103

Pd-103 yeni kullanılmaya başlayan tohum şeklinde bir radyoizotop kaynak olup, uygulamaları I-125'inkilere benzemektedir. I-125'e göre 14 gün daha kısa bir yarıömrü sahip bulunmaktadır. Sürekli yerleştirmede dozun daha hızlı gönderilmesini sağlamak gibi bir biyolojik avantaj içermektedir.

Pd-103, elektron yakalanmasıyla 20-23 kev karakteristik X ışınları (ortalama 20,9 kev) ve Auger elektronları yayınlar. Kaynağın etrafındaki foton dağılımı; kaynak pelletleri, lazerle kaynak yapılmış olması ve X ışını işaretinden dolayı izotropik değildir (Khan, 1994).

3.4. Brakiterapide Kullanılan Kaynakların Biçimsel Sınıflaması

Brakiterapide farklı biçimlerde radyoizotop kaynaklar verilmektedir. Biçimlendirme, radyoizotopun elementsel özelliklerinden kaynaklanan farklılıklar içerebildiği gibi, brakiterapide kullanım yeri ve amacına bağlı olarak da yapılabilmektedir.

Brakiterapide kullanılan kaynaklar biçimsel olarak dört ana grupta incelenebilmektedir. Bunlar;

- Noktasal (Örnek; tohum ve/veya çekirdek tipi)
- Lineer (Örnek; çubuk, tel, tüp, firkete, iğne ve şerit tipi)
- Yüzeysel (Örnek; plaka tipi)
- Hacimsel (Örnek; silindirik ve küresel tip)

olarak sayılabilir.

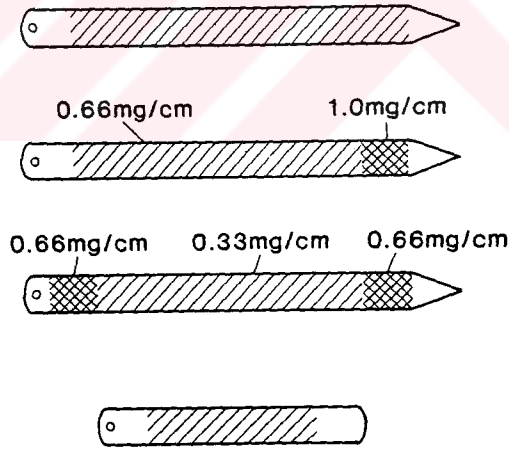
3.4.1. Noktasal Kaynaklar

Brakiterapide kullanılan kaynak biçimlerinden tohum ve/veya çekirdek tipi olarak nitelenen kaynaklar noktasal kaynak formu içinde nitelenebilir. I-125 radyoizotopu için noktasal kaynak formu olan tohum formu mevcuttur. 1 mm çapında titanyumla kaplanmış olarak kullanılmaktadır (Rajan, 1992).

3.4.2. Lineer Kaynaklar

Çubuk, tel, tüp, firkete, iğne ve şerit tipi kaynaklar, lineer kaynaklar içinde yer alabilmektedirler. Brakiterapide, birçok radyoizotop için lineer kaynak biçimi uygulaması söz konusu olmaktadır.

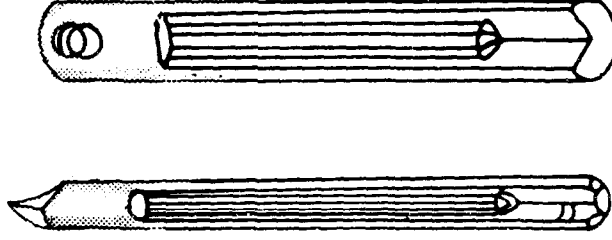
Şekil 3.1.'de görüldüğü gibi lineer aktiviteli iğnede aktivite yüklemeleri farklı olabilmektedir. Bu bağlamda, Indian Club ve Dumbbell tipi iğneler mevcuttur. Indian Club'da iğnenin bir bölgesinde, Dumbbell'de ise her iki uçtada ekstra radyum yüklemesi yapılmıştır. Brakiterapide kullanılan lineer aktiviteli iğneler; yarı şiddetli ve tam şiddetli olmak üzere 0,33 mg/cm ve 0,66 mg/cm olabilmektedir (Selman, 1990).



Şekil 3.1. Radyumun Tüp ve İğne Formları

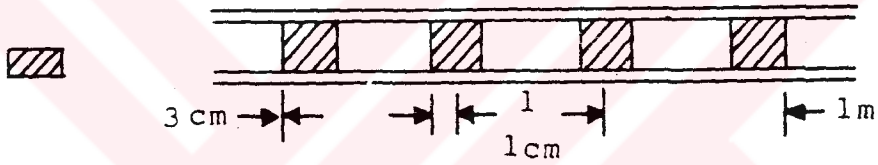
Radyum iğneleri, radyum klorür formunda olup iç kısmı radyumla kaplanmaktadır. Standart iğneler 0,5 cm-1 mm kalınlığında Pt-Ir alaşımından oluşan bir duvar kalınlığına sahiptirler. Pt- Ir (%10) alaşımındaki iridyum ise, platine alaşımı kuvvetlendirmek için katılmaktadır (Khan, 1994).

Cs-137'nin de t p ve iğne formları vardır ve ticarileşmiş bulunmaktadır. Şekil 3.2'de Cs-137'nin t p ve iğne formları görülmektedir.



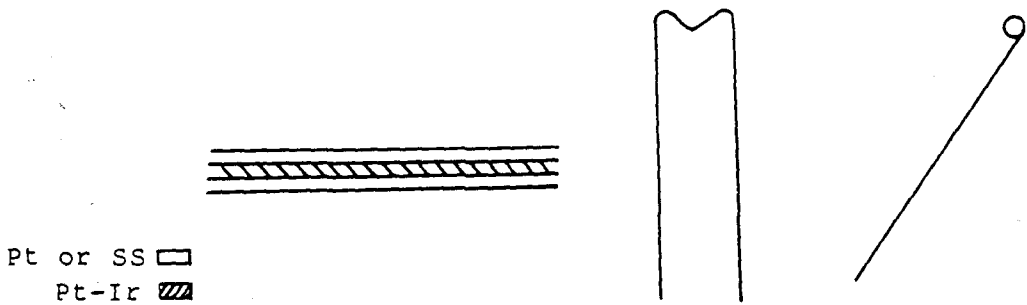
Şekil 3.2. Sezyumun T p ve İğne Formları

Ir-192 için polimer şerit formu tercih edilmektedir. 3 cm uzunluğunda 0,5 mm çapında, aralarında 1 cm aralık bulunan iridyum çekirdekleri bulunmaktadır. Şekil 3.3'de Ir-192  ekirdeği ve iridyum şeridi görülmektedir.



Şekil 3.3. Iridyum  ekirdeği ve Iridyum Şeridi

Ir-192, ince, esnek tel formunda da üretilmektedir. Bu teller her uygulama öncesinde, kolaylıkla, istenilen uzunlukta kesilebilmektedir. Bu tel 0,1 mm kalınlığındaki aktif iridyum ve platin karışımını içermektedir. Bu karışım, bozunmadan oluşan beta ışınlarını soğuracak 0,1 mm kalınlığında platinle kaplanmıştır (Rajan, 1992). Şekil 3.4'te iridyum çubuk, firkete ve iğne kaynak biçimleri görülmektedir.



Şekil 3.4. Iridyum  ubuk, Firkete (Hair Pin) ve İğne (Single Pin) Kaynakları

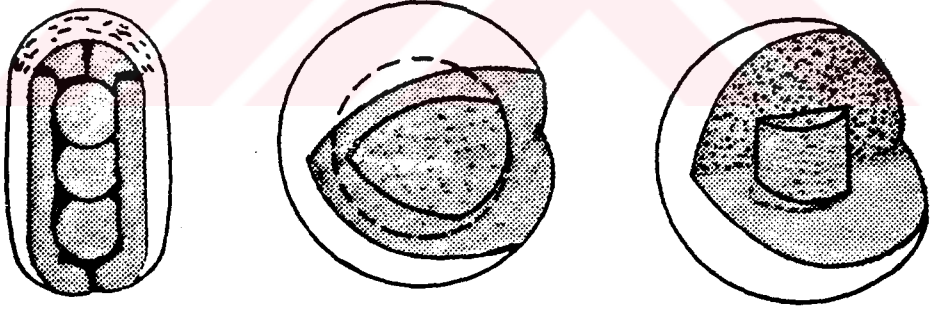
Co-60 radyoizotopu da tel şeklinde imal edilebilmektedir. Platin-iridyum veya paslanmaz çelik içerisine kapsüle edilmektedir.

3.4.3. Yüzeysel Kaynaklar

Pratikte plaka kaynaklar olarak nitelenmektedirler. Radium, plak olarak imal edilebilen bir radyoizotopdur. Radium tuzlarını içeren çok özel uygulamalar için hazırlanmışlardır. Radiumun beta ışınlarından yararlanılmasını sağlayan radium plakalarının uygulamasının, radium tedavisinin gelişmesinde önemli bir yeri bulunmaktadır (Üstün, 1964).

3.4.4. Hacimsel Kaynaklar

Hacimsel kaynaklar, daha çok silindirik ve küresel biçimlerde olmaktadır Cs-137 hacimsel kaynak olarak ta kullanılmaktadır. 1,1 mm çapındaki üç sezyum taneciğinin biraraya gelmesi ve Pt / Ir alaşımı yada paslanmaz çelikte kaplanmasıyla silindirik kaynak biçimi verilmektedir. Silindirik kaynağın maksimum aktivitesi 30 mCi mertebesindedir. Şekil 3.5'te silindirik ve küresel sezyum kaynağı ile küresel iridyum kaynağı görülmektedir.



Şekil 3.5. Silindirik ve Küresel Sezyum Kaynakları ile Küresel İridyum Kaynağı

Küresel sezyum formunda kaynaklar, çoğu kez 0,5 mm paslanmaz çelikte kaplanmışlardır. Standart aktiviteleri 10, 20, 30 ve 40 mCi olabilmektedir. Söz konusu bu küresel ve silindirik kaynaklar, Seletron cihazıyla intrakaviter (oyuk içi) uygulamalarda sıkça kullanılmaktadırlar (Rajan, 1992).

Bunlardan başka olarak proton ışınlamalarıyla proton tedavisi de yapılabilmektedir. Proton, helyum çekirdeği gibi (+) yüklü bazı ağır parçacıklar doku içinde ilk

mesafelerde düşük oranlarda doz verirken, belli bir uzaklıkta yüksek etkiye ulaşırlar ve sonra ani bir doz düşüşü meydana gelir. Koroid melanomlarında, omurga kondrosarkomlarında ve kafa tabanı yada sfenoid yerleşimli kordomalarda kullanılır. Siklotron cihazının kullanımıyla yapılabildiğinden klinik uygulamaları sınırlı sayıdadır (Uzal, 1999).

3.5. Brakiterapi Uygulama Tipleri

Brakiterapi tedavi üç şekilde uygulanabilmektedir. Bunlar;

- Yüzeysel Tedavi
- İnterstisyel (Dokulararası) Tedavi
- İntrakaviter (Oyuk İçi) Tedavi

olarak sayılabilir.

3.5.1. Yüzeysel Brakiterapi

Tedavi edilecek yüzeye uygun olacak şekilde polimer plaklar (mold) hazırlanıp, bunlara kaynak yüklemesi yapılmaktadır. Kaynak düzlemi ile tedavi edilecek cilt yüzeyi arasındaki mesafe 0,5 - 1 cm arasında ise tercih edilmektedir. Tümörün yerleştiği bölgenin anatomik yapısına uygun taşıyıcılar yapılarak ve radyoizotop bunların içinde uygulanarak tümöre yüksek dozda radyasyon verilir, bu şekilde, çevre dokular, radyasyondan daha iyi korunabilmektedir (Küçük, 1978). Bu uygulamada, sıklıkla Co-60, Sr-90, Ra-222, Ir -192 kullanılmaktadır. En sık kullanıldığı hastalıklar ise cilt kanseri ve göz tümörleridir.

3.5.2. İnterstisyel (Dokulararası) Brakiterapi

İnterstisyel (dokulararası) brakiterapi; tümörlü doku veya tümör yatağına, özel bir implant (yerleştirme) sistemine göre, belirli bir geometrik düzenleme ile iğne, tel, tohum kaynaklar yerleştirilerek tedavi etmek anlamına gelmektedir. Radyoterapide interstisyel implantasyonun avantajı, tümör yatağına yüksek doz verirken, etraftaki

normal dokuların az doz almasını sağlayabiliyor olmasıdır. Genellikle etraftaki sağlıklı dokuları koruyarak küçük tedavi hacimlerinin tedavi edilebilmesi, sürekli düşük doz hızı ışınlama ile geç reaksiyon toleransının iyileştirilmesi, hızlı büyüyen tümörlerde daha fazla hasar ve implant merkezine nispeten daha yüksek doz vererek daha dirençli tümör bölgesinde etkinlik artışı da avantajları arasında sayılabilir (Khan, 1994).

Bununla beraber interstisyel implantların (dokulararası yerleşimlerin) doğal dezavantajı, coğrafi başarısızlık olasılığıdır. Bir interstisyel implant (dokulararası yerleşim), planlandığı gibi tam olarak uygulanamayabilir. Farklı interstisyel implant (dokulararası yerleşim) uygulaması bulunmaktadır ve her biri kendine göre radyoaktif kaynak düzenleme, yükleme ve doz hızının tanımlama kuralları içermektedir. Referans doz hızının seçiminde, hedef hacmi yeterince kapsaması ve oldukça homojen ışınlama ile, çevredeki normal dokuları en az ışınlaması başta gelen mukayese kriterleridir (Khan, 1994).

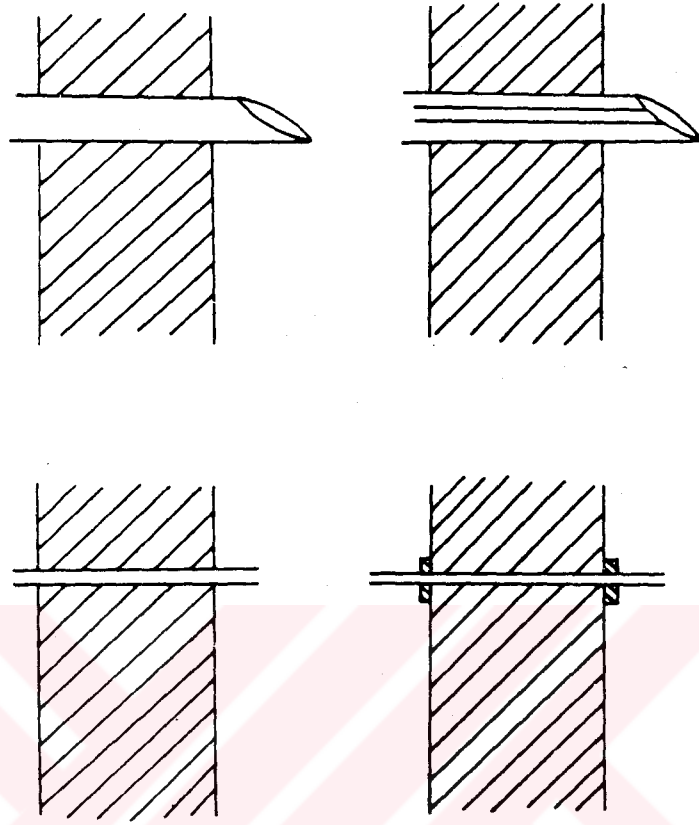
İnterstisyel implant (dokulararası yerleşim) iki şekilde olabilir. Bunlar, daimi ya da geçici yerleşim biçiminde olmaktadır

Daimi implant (yerleşim) kaynaklarının, gün cinsinden kısa yarı ömürlü ve tercihan yüksek gama emisyonuna sahip olmaları istenmektedir. Burada, kısa yarı ömürlü olmasının avantajı, kaynak bozunumu hızlıdır ve uygun ve kısa bir zaman sonra hasta hiç bir radyasyon riski taşımaz hale gelir ve evine gönderilebilir (Rajan, 1992).

Geçici implante edilen (yerleştirilen) kaynakların ay ve yıl gibi uzun yarı ömürleri, yüksek radyasyon enerjileri bulunmaktadır. Bu tip kaynakların genellikle 100 keV'in üzerinde enerjileri bulunmaktadır. Sağlam dokuları, gerekenden fazla radyasyona maruz bırakmamak için interstisyel implantın (dokulararası yerleşimin), birkaç günde çıkartılması gerekir (Selman, 1990).

Tohum kaynaklar özel dizayn edilmiş enjeksiyon tabancalarıyla yerleştirilmektedirler. Tel, iğne ve şerit şeklindeki kaynakların yerleşimi, yaygın olarak radyoizotopun sonradan yüklemesi (son yükleme) şeklinde olmak üzere yapılmaktadır. Son yüklemede içi boş kılavuz iğne, tümöre yerleştirilmektedir. Naylon tüp bu iğnenin içine eklenir; sonra iğne çekilir ve tüp o pozisyonda naylon butonlarla sabitleştirilmektedir. Bu işlem, hasta odasında hızla yapılabileceğinden,

personel gereksiz ışın alımından korunmaktadır (Rajan, 1992). Şekil 3.6'da interstisyel implantda (dokulararası yerleşimde) son yükleme görülmektedir.



Şekil 3.6. İnterstisyel Terapide Son Yükleme

Daimi interstisyel implant (dokulararası yerleşim), olarak kullanılan tipik izotoplar Au-198 ve I-125 tir. Au-198'in yarı ömrü sadece 2.7 gündür bu sebeple dozun % 50'si ilk 2,7 günde verilmiş olmaktadır. İnterstisyel implantı (dokulararası yerleşimi) takip eden iki haftadan az bir sürede (yaklaşık beş yarı ömür) Au-198 kaynakları başlangıçtaki aktivitelerinin % 5'inden de az bir aktiviteye düşmektedirler. Bu kısa yarı ömür, Au-198'i daimi interstisyel implant (dokulararası yerleşim) için tercih edilen bir radyoizotop yapmaktadır (Khan, 1994).

I-125, 60 gün yarı ömrüyle, Au-198'e göre daha uzun bir yarı ömre sahiptir. Ancak, 2 cm doku yarı değer tabakalı çevre doku tarafından hızla absorblanabilen düşük enerjili (25 kev gama, 21 kev beta) radyasyon yayınlamaktadır. Bu nedenle, I-125'in düşük radyasyon enerjisi onu daimi interstisyel implant (dokulararası yerleşim) için tercih edilir kılmaktadır (Khan, 1994).

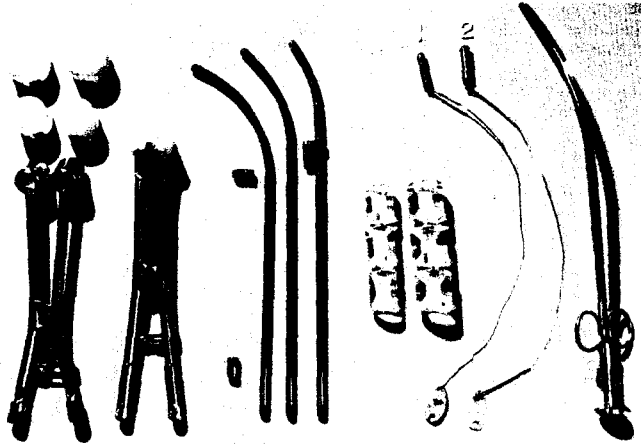
Tipik bir geçici implantasyon radyoizotopu, Ir-192'dir. Yarı ömrü 74 gün olup, relatif olarak yüksek enerjili (300-612 keV) gama radyasyonu vermektedir. Hedef hacme Ir-192 teller şeklinde direkt olarak uygulanabildiği gibi, o hacme önceden belirlenen dozu vermek amacıyla son yükleme tekniği ile de uygulanabilir.

Bugün, dünyanın pek çok yerinde klasik sistemlerden geliştirilen, uzaktan kumandalı komputere, modern son yükleme teknikleri rutin kullanımda yerini almış bulunmaktadır (Khan, 1994).

3.5.3. İntrakaviter (Oyuk içi) Brakiterapi

İntrakaviter (oyuk içi) brakiterapi, adından anlaşıldığı üzere radyoaktif kaynakların vücudun doğal boşluklarına yerleşmesi ile yapılan tedavidir. En yaygın kullanım alanı jinekolojik tümörlerin tedavisidir (Rajan, 1992). Uterus ve serviks (rahim ağzı) kanserlerinin tedavisi için 1920 yılından beri klinik deneyimlere dayalı farklı teknikler geliştirilmiştir. Ayrıca, özel implantasyon (yerleşim) aplikatörleri geliştirilmiştir.

Aplikatörün uygun yerleşimi sağlandıktan sonra aplikatörler bir radyoizotopla sonradan yüklenmektedir. Günümüzde, radyumdan başka radyoaktif kaynakların kullanılmaya başlanmasıyla (Co-60, Cs-137, Ir-192 gibi) aplikatörlerin düzenlenmesinde ve kaynak yükleme sisteminde de gelişmeler olmuştur Şekil 3.7'de günümüzde sıkça kullanılan bir aplikatör seti olan Flecher-Suit aplikatör seti görülmektedir (Selman, 1990).



Şekil 3.7. Flecher - Suit Aplikatör Seti

İlk uterus kanseri tedavisi radyumla 1908'de yapılmıştır. Zamanla intrakaviter (oyuk içi) brakiterapi için farklı teknikler gelişmiş bulunmaktadır. Bunlar;

- Stockholm Tekniği
- Paris Tekniği
- Manchester Tekniği

dir.

3.5.3.1. Stockholm Tekniği

Sistem 1914'te Forsell tarafından tanıtılmış olup, Heyman'la gelişmiştir. Kottmeier ve arkadaşları tarafından yürütülmüştür. Temel prensipleri halen değişmemiştir. Teknik olarak radyum uygulaması için tasarlanmıştır. Tedavi genellikle hastanın kişisel durumuna bağlı olmaktadır. Stockholm sistemi, üç hafta aralıklarla 2 veya 3 radyum uygulamasından oluşmaktadır (Rajan,1992). Bu teknik, uterus gövdesini tedavi etmek için, birkaç radyum kaynağının uterus içine yerleştirilmesi ile uygulanabilmektedir, mesanenin alacağı toplam dozun 60 Gy ve rectumun alacağı toplam dozun ise 50 Gy'i aşmaması istenmektedir.

3.5.3.2. Paris Tekniği

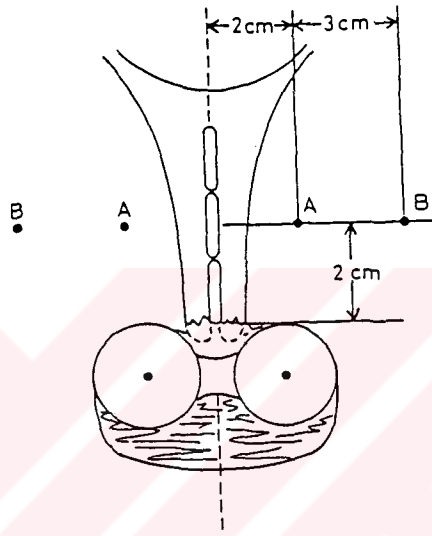
Paris sisteminin kuralları, intrakaviter (oyuk içi) ışınlamalarda düşük doz hızlı radyum kaynakları kullanılarak Regaud ve arkadaşları tarafından kurulmuştur. 1951'de Lamarque ve Coliez tarafından son şeklini almış bulunmaktadır.

Üç vajinal kaynak (kolpostat) ve üç radyum tüpünden oluşan intrauterine kaynak aplikatör sistemini oluşturmaktadır. Vajinal kaynakların birer tanesi yan fornikslere yerleştirilmektedir. Varyasyonlar da mümkündür. Örneğin; dar bir vajinal kaviteye iki veya bir vajinal kaynak kullanmak veya kısa bir uterusu iki veya bir uterin kaynak koymak gibi uygulamalar yapılabilmektedir (Rajan, 1992).

3.5.3.3. Manchester Tekniği

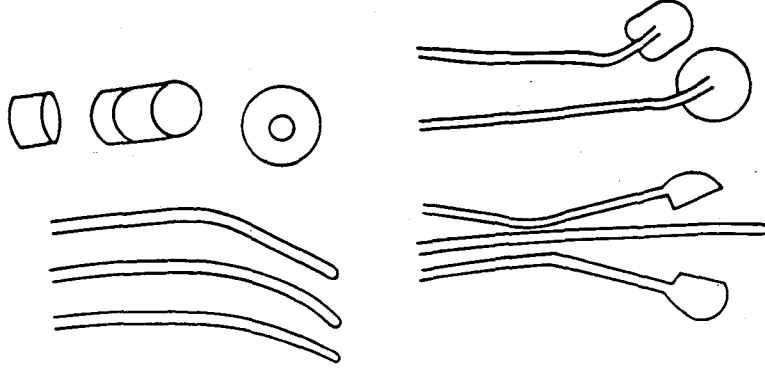
Manchester sistemi; A noktası diye adlandırılan bir noktanın seçimi ve buna uygulanacak dozun kompleks de olsa belirlenmesini amaçlamaktadır. Meredith ve Todd tarafından 20 yıllık klinik gözlemlere dayanılarak radyasyon nekrozlarının

meydana geldiği ilk nokta, A noktası olarak tanımlanmıştır. Önceleri A noktası, uterin kanalından 2 cm yana doğru tanımlanmış, sonraları bütün dünyada serviks ve uterindeki intrakaviter uygulamalar için A noktası, referans nokta olarak kabul görmüştür. Diğer bir referans nokta ise A noktasından 3 cm yanda olan B noktasıdır. Bu nokta, uterus kanalından 5 cm yanda pelvik duvarındadır (Khan, 1994).



Şekil 3.8.. Manchester Sistemine Göre A ve B Noktaları

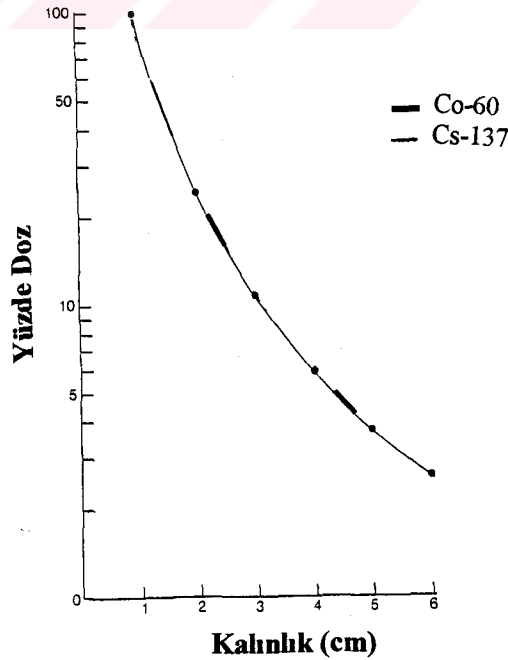
1932-1952 yılları arasında Paris sistemi Paterson ve Parker tarafından modifiye edilerek geliştirilmiştir. Vajina, aplikatör merkez boyunca radyum kaynakları içermektedir. Aplikatörün yüzeyinde doz dağılımı uniform olmakta ve çevresindeki duvarlara üniform doz verilmektedir. Lineer kaynakların izodoz eğrileri düşünüldüğünde, aplikatörlerin elipsoidal bir şekle sahip olmaları gerektiği anlaşılmıştır. Ovoid olarak adlandırılan böyle aplikatörler, ilk kez Manchester sisteminde kullanılmıştır (Rajan, 1992). Ovoidlerin, vajinanın yada rahmin şekli ve boyutuna bağlı olarak intrakaviter (oyuk içi) terapide kullanılan farklı şekilleri bulunmaktadır. Şekil 3.9.'da vajina ve rahimdeki intrakaviter (oyuk içi) uygulamalarında kullanılmakta olan ticari aplikatörler görülmektedir (Selman, 1990).



Şekil 3.9. Ovoid ve Tandem Aplikatörleri

Ovoidlar vajinaya girince yanlara itilip, vajina duvarlarıyla etkileşim halinde bulunmaktadır. Genellikle 15- 25 mg Ra içermektedirler. Tandemler çoğunlukla rahim ağzını zararlardan korumak için ince ve dar olmaktadır (**Rajan, 1992**). Rahim kanalının uzunluğuna bağlı olarak tüpün içine bir iki yada üç kaynak yüklenebilmektedir. Tandemler genellikle 20-35 mg Ra içermektedirler.

Brakiterapinin deneysel bir uygulaması sonucu alınan sonuç Şekil 3.10'da verilmiştir. Şekil 3.10'dan doku zayıflatması sonucu yüzde dozda ters kare kuralına göre bir düşüş gözlenmektedir (**Khan, 1994**).



Şekil 3.10. Co-60 ve Cs-137 Nokta Kaynaklarının Su İçinde Yüzde Dozunun Uzaklıkla Değişimi

Brakiterapide görüldüğü üzere farklı teknikler ve farklı kaynak kullanımları söz konusu olmaktadır. Bu bakımdan, klasik doz hesaplamalarından bahsedilebilirse de brakiterapi özelinde hesaplama zorlukları söz konusudur. Bir başka deyişle, brakiterapi uygulamaları çoğu kez kendine has olmaktadır. Deneysel çalışmalarla bağlantılı olarak ilgili bilgiler verilmektedir (**Khan, 1994**).



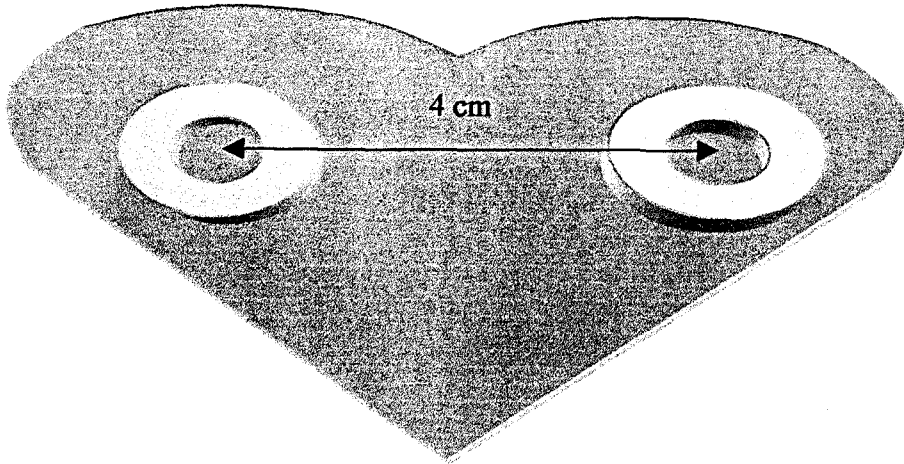
BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu Yüksek Lisans Tezi ile, radyasyon onkolojisinde tedavi amacıyla rutin uygulanmakta olan brakiterapinin en çok kullanılan üç radyoizotopuyla fantom kullanılarak deneysel bir çalışma yapılması hedeflenmiştir.

4.1. Deneyde Kullanılan Fantom

Brakiterapi uygulamalarında, obje insandır. Konuya ilişkin deneysel çalışmalarda, insan için radyasyon riski oluşturması söz konusu olduğundan, insan üzerinde deney yapılması sakıncalı bulunmaktadır. Bu bakımdan, radyasyonla çalışma şartlarında deneysel uygulamalarda, çoğu kez, “fantom” adı verilen insan eşdeğeri kabul edilen bir eleman kullanılmaktadır. Bu Yüksek Lisan Tez çalışmasında, kadın genital organı için brakiterapik uygulamayı simüle edebilecek şekilde özel imal edilmiş bir fantom kullanılmıştır. Şekil 4.1’de fantom şematik olarak Şekil 4.2’de ise fantomun fotoğraflık görünümü verilmiştir

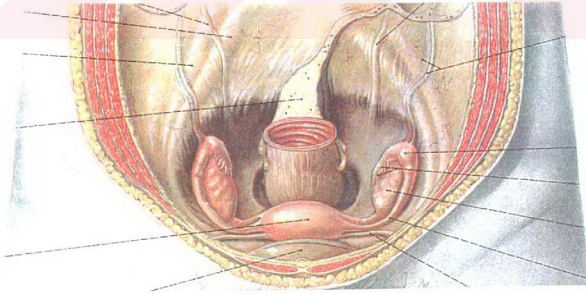


Şekil 4.1. Çalışmada Kullanılan Fantom



Şekil 4.2. Fantomun Fotoğrafik Görünümü

Şekil 4.3'de ise temsil ettiği bölgenin anatomik görünümü verilmiştir.



Şekil 4.3. Fantomun Simüle Ettiği Bölgenin Anatomik Görünümü (Sobotta, 1990)

Söz konusu fantomun insan yapısını iyi simüle edebilmesi kadar, fotonları geri saçılmaya uğratmaması ve doku yoğunluğuna yakın bir malzeme olması önemli bir kriterdir. Bu bağlamda, deneyde kullanılan fantomun dışı polimer olup iç kısmı bir hidrokarbon olan benzin içermektedir. Fantomun içerdiği benzine ait özellikler Tablo 4.1.'de verilmektedir.

Fantom içinde uterin girişlerini (orifis) simüle eden aralarında 4 cm uzaklık bulunan iki delik bulunmaktadır. Fantomun çeşitli pozisyonlarda döndürülmesiyle kadın genital organı içerisindeki bazı bölgelerde alınan doza ilişkin ölçümler almak, bu çalışmada amaçlanan husus olmuştur.

Tablo 4.1.
Benzinin Özellikleri

Özellik	Açıklama
Kimyasal Formülü	C_6H_6
Moleküler Ağırlığı	78,11 g / mol
Erime Noktası	5,5. °C
Kaynama Noktası	80,1 °C
Yoğunluğu (20 °C)	0,879 g/ ml
Suda Çözünürlüğü	1.8 g/L
25 °C 'de Buhar Basıncı	0,13 atm

4.2. Deneyde Kullanılan Radyoizotop Kaynaklar

Brakiterapi uygulamalarında en çok kullanılan kaynaklar Bölüm 3.2’de tanıtılmıştır. Bunlardan, günümüzde en yaygın olarak kullanılan ve tercih edilen gama radyoizotop kaynakları olan Co-60, Cs-137 ve Ir-192 radyoizotop kaynakları ile bu Yüksek Lisans Tezinde çalışılmıştır. Deneyde kullanılan bu radyoizotoplara ilişkin bazı özellikler Tablo 4.2’de toplu olarak verilmektedir (Foldiak, 1986).

Tablo 4.2.
Deneyde Kullanılan Radyoizotopların Özellikler

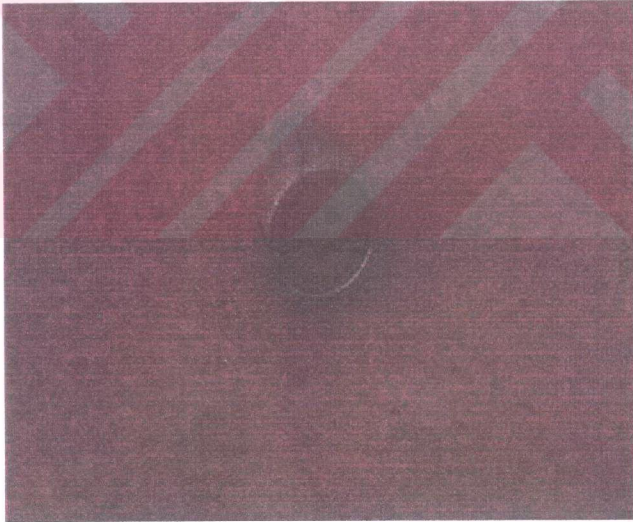
Radyoizotop Kaynak	Yarı Ömür	Çalışılan Enerji Pikleri (keV) ve bollukları	Çalışma Aktivitesi (μCi)
Co-60	5.27 yıl	1173 (%100) 1332 (%100)	34,47
Cs-137	30 yıl	662 (%89)	10,63
Ir-192	74.2 gün	316 (%82) 468 (%48) 604 (%8.2)	30,00

Çalışılan gama radyoizotop kaynaklardan Ir-192’nin 19 enerji piki bulunmaktadır. Deneyisel çalışmalarda, bu piklerden bolluğu % 5’in üzerinde olanlarla çalışılmıştır. Bu nedenle de Tablo 4.2.’de Ir-192’nin bolluğu % 5’in üzerinde olanlar görülmektedir. Şekil 4.4’te çalışılan Co-60 radyoizotop kaynağı görülmektedir.

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da ise çalışılan radyoizotop kaynaklardan sırasıyla Cs-137 ve Ir-192 görülmektedir.



Şekil 4.4. Çalışılan Co-60 Radyoizotop Kaynağı



Şekil 4.5. Çalışılan Cs-137 Radyoizotop Kaynağı



Şekil 4.6. Çalışılan Ir-192 Radyoizotop Kaynağı

4.3. Deneyde Kullanılan Ölçüm Cihazlarının Tanıtımı

Deneyler, İ. T. Ü. Nükleer Enerji Enstitüsü Nükleer Araştırmalar Ana Bilim Dalı olanaklarından yararlanılarak kurulan deney düzeneğinde yapılmıştır. Fantom ve radyoizotop kaynaklar dışında deneyde kullanılan temel elemanlar;

- NaI (TI) sintilasyon detektörü
- Kurşun zırh
- Çok kanallı analizör
- Zırhlamayı sağlamak için kurşun zırh bloklar

olarak sayılabilir.

4.3.1. Detektör

Deneyde kullanılan detektör, NaI (TI) sintilasyon detektörüdür (Şekil 4.7). NaI (TI) sintilasyon detektörü, gama sayımında yaygın kullanılan inorganik bir detektördür. (Tsoulfanidis, 1983). Sintilasyon detektörleri, lüminesans etki oluşturan sintilatörden ve ışık sinyalini elektrik sinyaline dönüştüren foto çoğaltıcılardan oluşmaktadır. Detektörün sintilatörü talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür kristali içermektedir. Sintilasyon detektörlerinin avantajlarından biri fosforu değiştirilerek çeşitli tip radyasyon deteksiyonunu sağlayabilmeleridir. Bu bağlamda, gama sayım verimi en yüksek olan ve en yaygın kullanılan fosfor NaI(Tl) dir (Göksel, 1973).



Şekil 4.7. Detektörün Fotoğrafi

4.3.2. Kurşun Zırh

Şekil 4.8.'de kullanılan kurşun zırh görülmektedir.



Şekil 4.8. Kurşun Zırh

Deneydeki sayımların, olabildiğince hatasız olması açısından, çevredeki saçılmaların etkisini elimine etmek gerekmektedir. Ortası delik silindirik şeklindeki kurşun bir kolimatör, bu amaçla detektör çevresinde kullanılmıştır.

4.3.3. Çok Kanallı Analizör

Sayımların alınabilmesi amacıyla Model 800 A tipinde Nucleus marka 256 kanallı bir çok kanallı analizör kullanılmıştır. Preamplifikatör (ön yükseltici), amplifikatör (yükseltici) ve güç kaynağı çok kanallı ünitenin içinde yer almaktadır. Şekil 4.9’da deneylerde kullanılan çok kanallı analizör görülmektedir.



Şekil 4.9. Çok Kanallı Analizör

4.3.3. Kurşun Zırh Bloklar

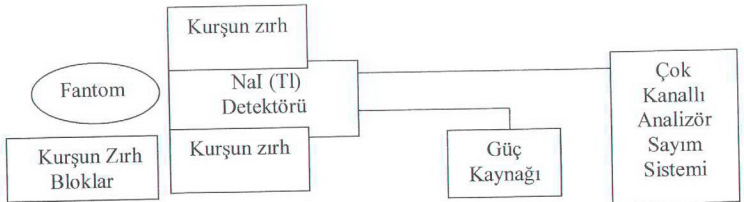
Kurşun zırh bloklar, sayımın radyolojik güvenlik açısından “uygun” şartlarda yapılması amacıyla kullanılmıştır. Birbirine geçmeli olacak şekilde birbirine uyumlu olarak imal edilmiş olan söz konusu bu bloklar, deneysel çalışmalar esnasında daima kullanılmışlardır. Şekil 4.10’da kurşun zırh bloklar görülmektedir.



Şekil 4.10. Kurşun Zırh Bloklar

4.4. Deney Düzeneği

Bölüm 4.3 içinde tanıtılan detektör, kolimatör, çok kanallı analizör ve kurşun zırh bloklarından oluşan deney düzeneği amacımıza uygun şekilde oluşturulmuştur. Deney düzeneği şematik olarak Şekil 4.11’de, fotoğrafik olarak ise Şekil 4.12’de görülmektedir.



Şekil 4.11. Deney Düzeneğinin Şematik Görünümü



Şekil 4.12. Deney Düzeneğinin Fotoğrafik Görünümü

4.5. Deney Geometrileri

Deneyisel çalışmalar 5 farklı pozisyonda gerçekleştirilmiştir. A, B, C; D; E olarak adlandırılmışlardır. Tüm deney geometrilerine ilişkin pozisyon özellikleri Tablo 4.3'de verilmektedir.

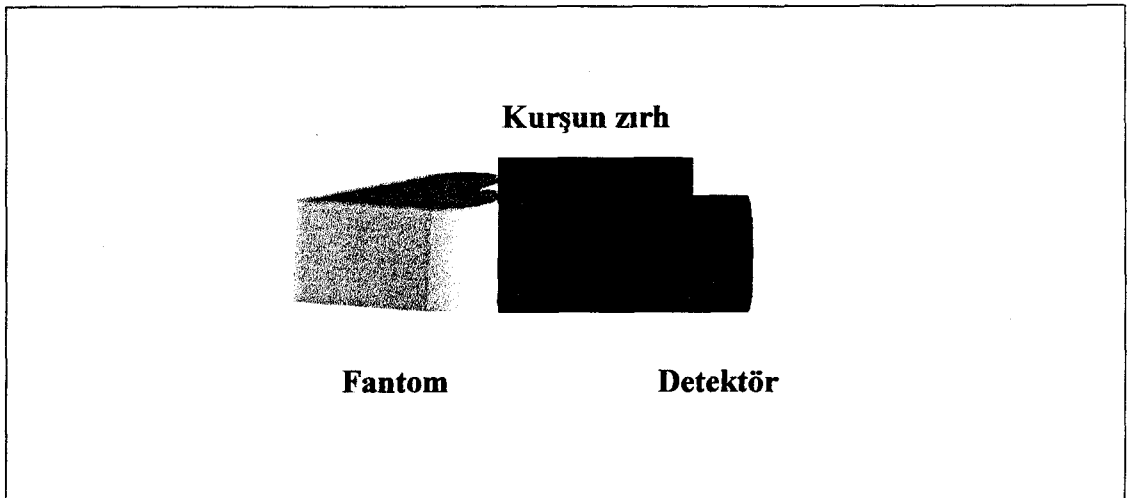
Fantomda yer alan ve kadın genital organı için uterin tüpü girişini (orifis) simule eden boşluğa radyoizotop kaynak yerleştirilmiştir. Fantomun pozisyonları, radyoizotop kaynak ile fantomun dış çeperi arasında kalan kalınlığa göre farklılık kazanacak şekilde oluşturulmuştur. Tüm deney geometrileri için radyoizotop kaynak ve detektör aynı düzlem üzerinde olacak şekilde yerleştirilmişlerdir. Farklı deney geometrileri ayrı alt bölümler halinde tanıtılmaktadır.

Tablo 4.3.
Deney Geometrilerine İlişkin Pozisyon Özellikleri

Pozisyon	Kaynak-Detektör Mesafesi
A	2
B	2,5
C	3
D	4,5
E	6

4.5.1. A Pozisyonu

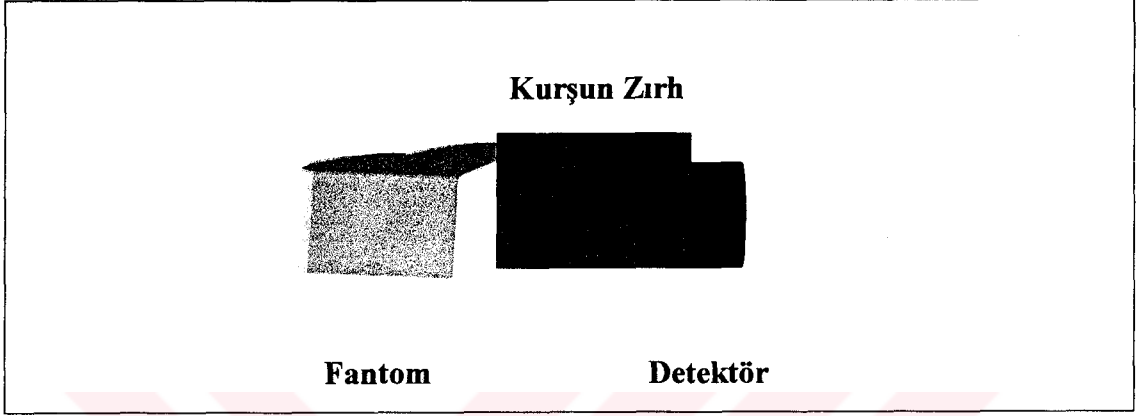
Bu deney geometrisinde, radyoizotop kaynak, fantomun tüp girişine (orifis) yerleştirilmiş ve fantomda kurşun zırh ile çevrelenmiş detektöre bitişik olarak yerleştirilmiştir. Kaynak detektör aynı düzlemde bulunmaktadır. Bu deney geometrisine A pozisyonu adı verilmiştir. Şekil 4.13’de A pozisyonu görülmektedir.



Şekil 4.13. A Pozisyonu

4.5.2. B Pozisyonu

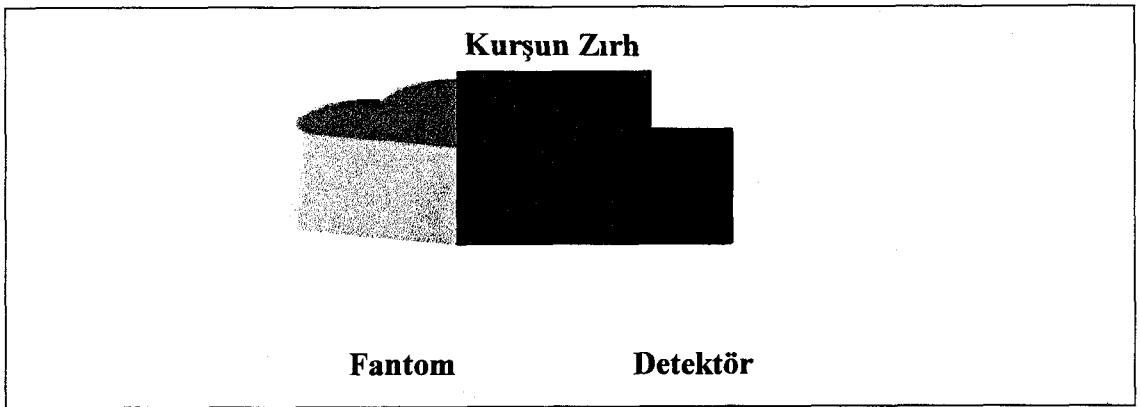
Bu pozisyonda da radyoizotop kaynak ve detektör aynı doğru üzerindedir. B pozisyonu ile uterin tüp girişini (orifis) ve çevredeki tümörsel oluşumlara ilişkin brakiterapi uygulaması bu bölgede yüksek doz ışınlaması amaçlı uygulamaların simülasyonu hedeflenmiştir. Şekil 4.14.'de B pozisyonu görülmektedir.



Şekil 4.14. B Pozisyonu

4.5.3. C Pozisyonu

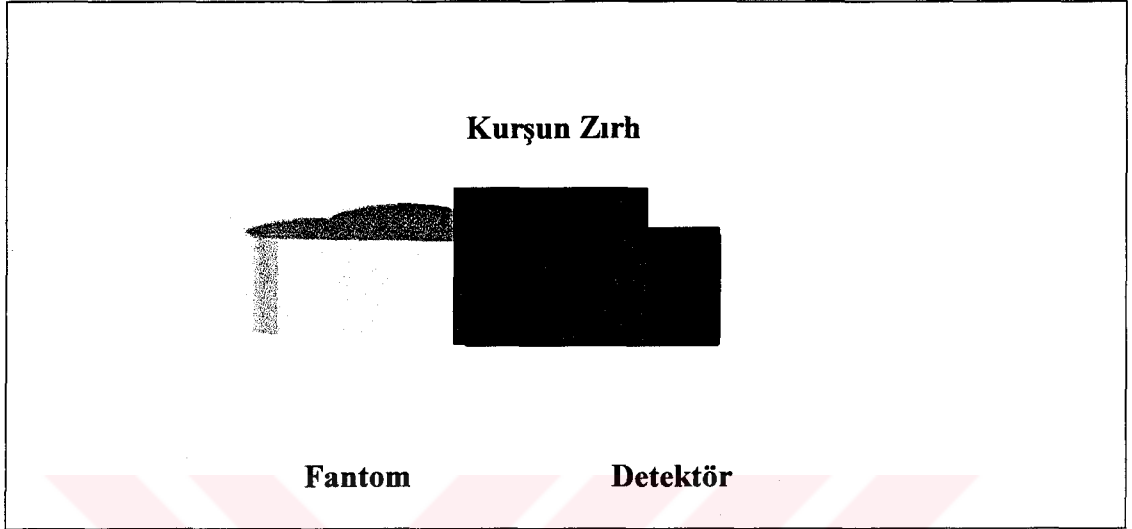
Radyoizotop kaynak yine orifise yerleştirilmiş olup, fantomun bir farklı yönünden ölçümleme alınması amaçlanmıştır. Şekil 4.15.'de C pozisyonu görülmektedir.



Şekil 4.15. C Pozisyonu

4.5.4. D Pozisyonu

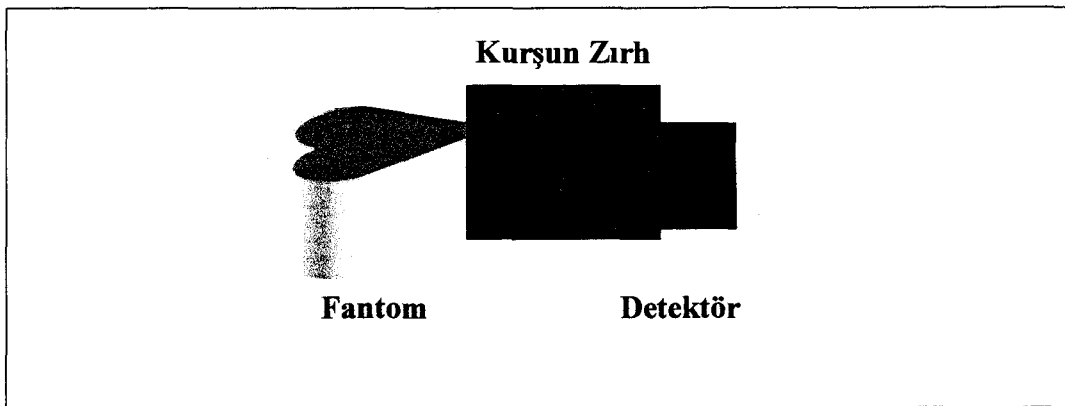
Radyoizotop kaynak orifise yerleştirilmiş olup, C pozisyonuna benzemekle beraber, radyoizotop kaynak-detektör mesafesi farklı olacak şekilde ayarlanmıştır. Şekil 4.16.'da D pozisyonu görülmektedir.



Şekil 4.16. D Pozisyonu

4.5.5. E Pozisyonu

Radyoizotop kaynak orifise yerleştirilmişken fantoma farklı bir yerleşim yönü verilmiştir. E pozisyonunda, rahim ağzı (serviks) bölgesinde ışınlama imal etmesi amaçlanmıştır. Şekil 4.17.'de E pozisyonu görülmektedir.



Şekil 4.17. E Pozisyonu

4.6. Kalibrasyon

Kalibrasyon, sayım sistemi sonuçlarının güvenilir ve sağlıklı olması için önemli bir işlemdir. Bu bakımdan titizlikle kalibrasyon yapılması gerekmektedir. Bu Yüksek Lisans Tezinde, her deneyden önce kalibrasyon işlemi yapılmıştır.

Radyasyon ölçümlerinde bozunmanın rastgele olması, sistem geometrisinin değişimi gibi sistemden kaynaklanan hatalar meydana gelebilmektedir. Bu hataların minimuma indirilmesi amacıyla foton enerjisi çok iyi bilinen ve basit bir bozunma şemasına sahip bir radyoizotop olan Cs-137 kalibrasyon kaynağı ile çok kanallı analizör kalibre edilmiştir. Daha sonra, çalışılacak kaynak ile sayım alınıp, enerji pikleri kontrolu yapılmıştır.

4.7. Deneylerin Yapılışı

Her deneyden önce, Bölüm 4.6'da anlatıldığı üzere, çok kanallı analizör kalibre edilmiştir. Deney sırasında, kaymalar olabileceği göz önüne alınarak, uzun süreli çalışmalar yapılması düşünüldüğünde kalibrasyon yeniden yapılmıştır.

Deneyisel çalışmalara başlamadan önce doğal ortam (background) sayımları Co-60 için 1 sn, Cs-137 ve Ir-192 için 10 sn olacak şekilde alınmıştır. Doğal ortam sayımları alınırken laboratuvar şartlarında yakında veya açıkta kaynak olmamasına özen gösterilmiştir. Bir sonraki aşama olarak, Bölüm 4.5 içinde tanıtilan pozisyonlara ilişkin kaynak-detektör mesafesinde, fantom yok iken sayımlar alınmıştır. Bu sayımlar I_0 (başlangıç) sayımları olarak nitelenmiştir. Co-60 için 1 sn, Cs-137 ve Ir-192 için 10 sn olarak alınmıştır. Daha sonra, Bölüm 4.5. içinde tanıtilan 5 farklı geometride (A, B, C, D, E pozisyonlarında) deneyler gerçekleştirilmiştir. Sayımlar, en az üç kez alınmış ve sayım sonuçlarının kesinlik sınırlarının belirtilmesi amacıyla standart sapmaları hesaplanmış (Casio, 1981), tablolar içerisinde verilmiştir.

Deneyler farklı üç radyoizotop kaynak için benzer şekilde gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, versiyonel deneyel çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

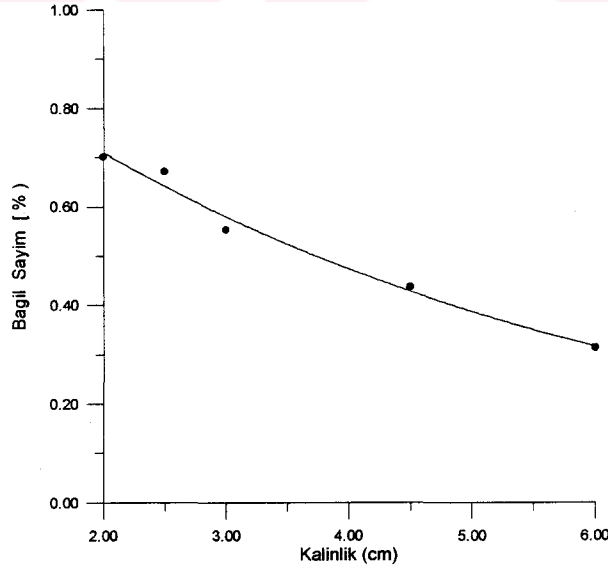
BÖLÜM 5

DENEY SONUÇLARI

Bu Yüksek Lisans Tez çalışmasında fantomun pozisyonlarına göre bağıl zayıflatmaya ilişkin deneysel çalışmalar, üç farklı gama kaynağıyla gerçekleştirilmiştir. Bölüm 4'te detaylı olarak açıklandığı üzere, fantomun çeşitli pozisyonları için üç gama kaynağına ilişkin deneylerin sonuçları bu bölümde ayrı ayrı alt bölümler halinde verilmektedir.

5.1. Co-60 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları

Co-60 radyoizotop kaynağı ile fantom kullanılarak yapılan deneylerin sonuçları Tablo 5.1.'de verilmektedir. Tablo 5.1.'den hareketle farklı pozisyon (A, B, C, D ve E pozisyonları) deneylerine ilişkin çizilen bağıl sayım grafiği Şekil 5.1.'de, bağıl zayıflatma grafiği ise Şekil 5.2.'de görülmektedir.

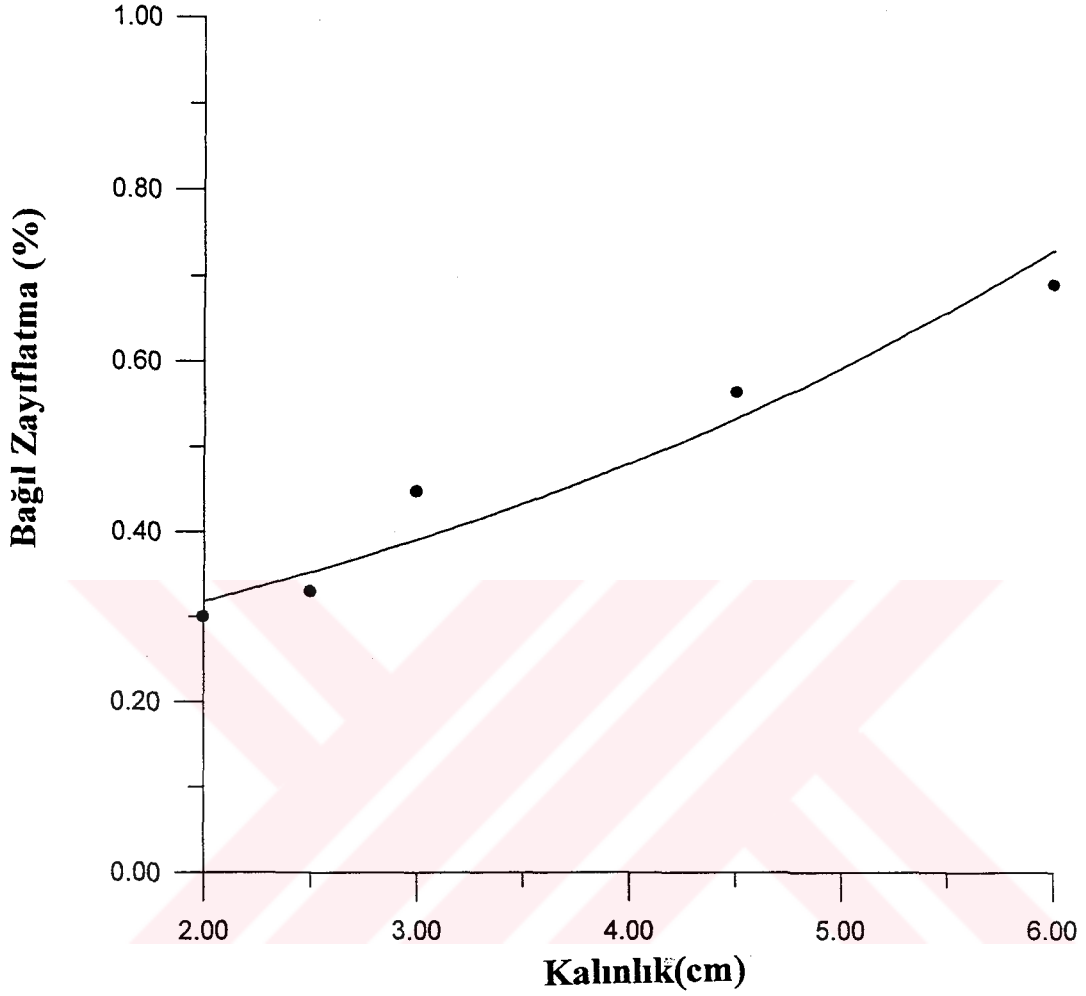


Şekil 5.1. Co-60 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Sayım Sonuçları

Tablo 5.1.
Co-60 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları

Fantomuz Net Sayım (I₀): 6751 ±9 **Sayım Zamanı=1 sn** **Doğal Sayım: 5 ±2**

Pozisyon	Kalınlık (cm)	Sayım						Net Ortalama Sayım (I)	Standart Sapma	Bağlı Sayım (I/Io)	Bağlı Zayıflatma (1-I/Io)
		1. Sayım		2. Sayım		3. Sayım					
		Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım				
A	2	4722	4717	4730	4725	4755	4750	4730	17	0,701	0,299
B	2.5	4550	4545	4541	4539	4517	4512	4532	17	0,671	0,329
C	3	3732	3727	3737	3732	3755	3750	3736	12	0,553	0,447
D	4.5	2954	2949	2956	2951	2962	2957	2952	4	0,437	0,563
E	6	2132	2127	2129	2124	2133	2128	2126	2	0,314	0,686



Şekil 5.2. Co-60 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Zayıflatma Grafiği

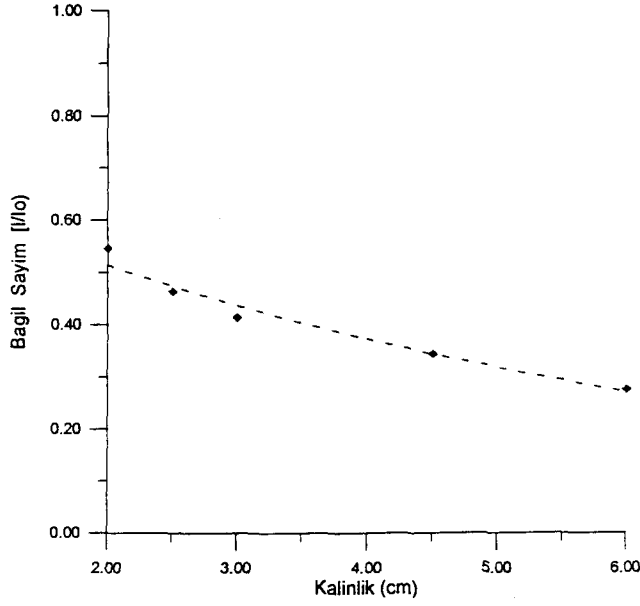
5.2. Cs-137 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları

Cs-137 radyoizotop kaynağı ile fantom kullanılarak yapılan deney sonuçları Tablo 5.2.'de verilmektedir. Tablo 5.2.'den hareketle farklı pozisyon (A, B, C, D ve E pozisyonları) deneylerine ilişkin çizilen bağıl sayım grafiği Şekil 5.3.'de, bağıl zayıflatma grafiği ise Şekil 5.4.'de görülmektedir.

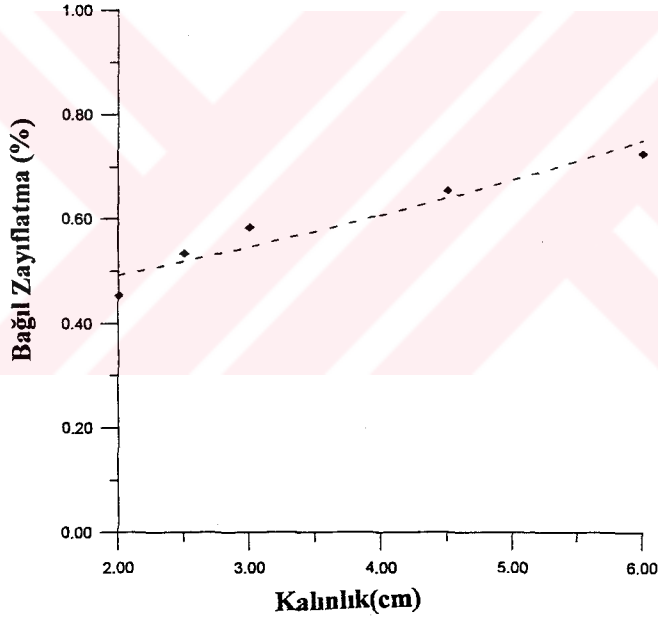
Tablo 5.2.
Cs-137 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları

Fantomsuz Net Sayım (Io): 14210 ±60 Sayım Zamanı:10 sn Doğal Sayım: 62±16

Pozisyon	Kalınlık (cm)	Sayım						Net Ortalama Sayım (I)	Standart Sapma	Bağıl Sayım (I/Io)	Bağıl Zayıflama (1-I/Io)
		1. Sayım		2. Sayım		3. Sayım					
		Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım				
A	2	7786	7724	7860	7798	7829	7767	7763	37	0,546	0,454
B	2.5	6654	6592	6686	6624	6694	6632	6616	21	0,465	0,535
C	3	5972	5910	5956	5895	5976	5914	5906	10	0,415	0,585
D	4.5	4938	4876	4999	4937	4983	4921	4911	31	0,345	0,655
E	6	3977	3915	3969	3907	3988	3926	3916	9	0,275	0,725



Şekil 5.3. Cs-137 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağlı Sayım Sonuçları



Şekil 5.4. Cs-137 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağlı Zayıflatma Grafiği

5.3. Ir-192 Gama Kaynağı Kullanılarak Farklı Fantom Pozisyonları İçin Elde Edilen Deney Sonuçları

Ir-192 radyoizotop kaynağı ile fantom kullanılarak yapılan ait sonuçlar Tablo 5.3.'de verilmektedir. Tablo 5.3.'den hareketle farklı pozisyon (A, B, C, D ve E pozisyonları) deneylerine ilişkin çizilen bağlı sayım grafiği Şekil 5.5.'de, bağlı zayıflatma grafiği ise Şekil 5.6.'de görülmektedir.

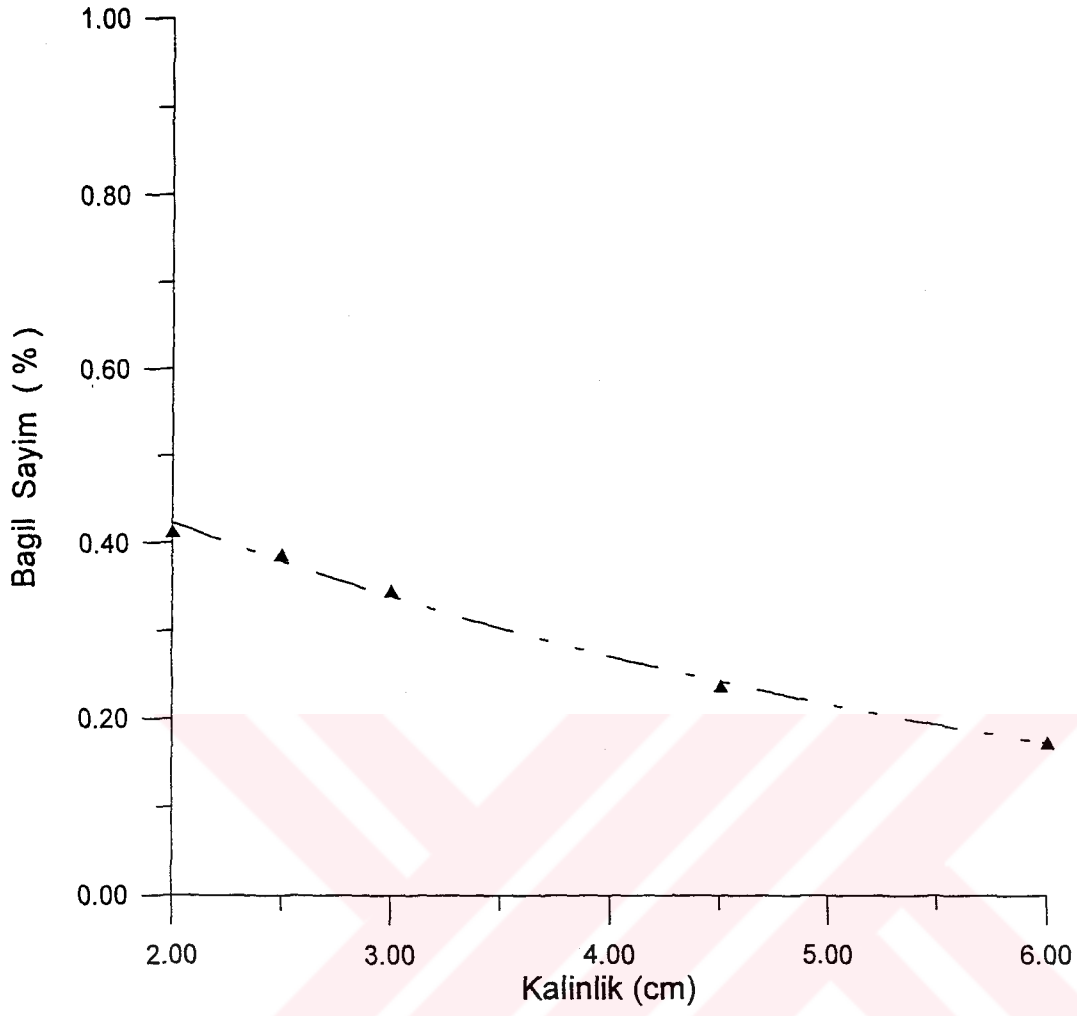
Tablo 5.3.
Ir-192 Kaynağıyla Yapılan Deneylerin Sonuçları

Fantomsuz Net Sayım (I_o): 1015 ±8

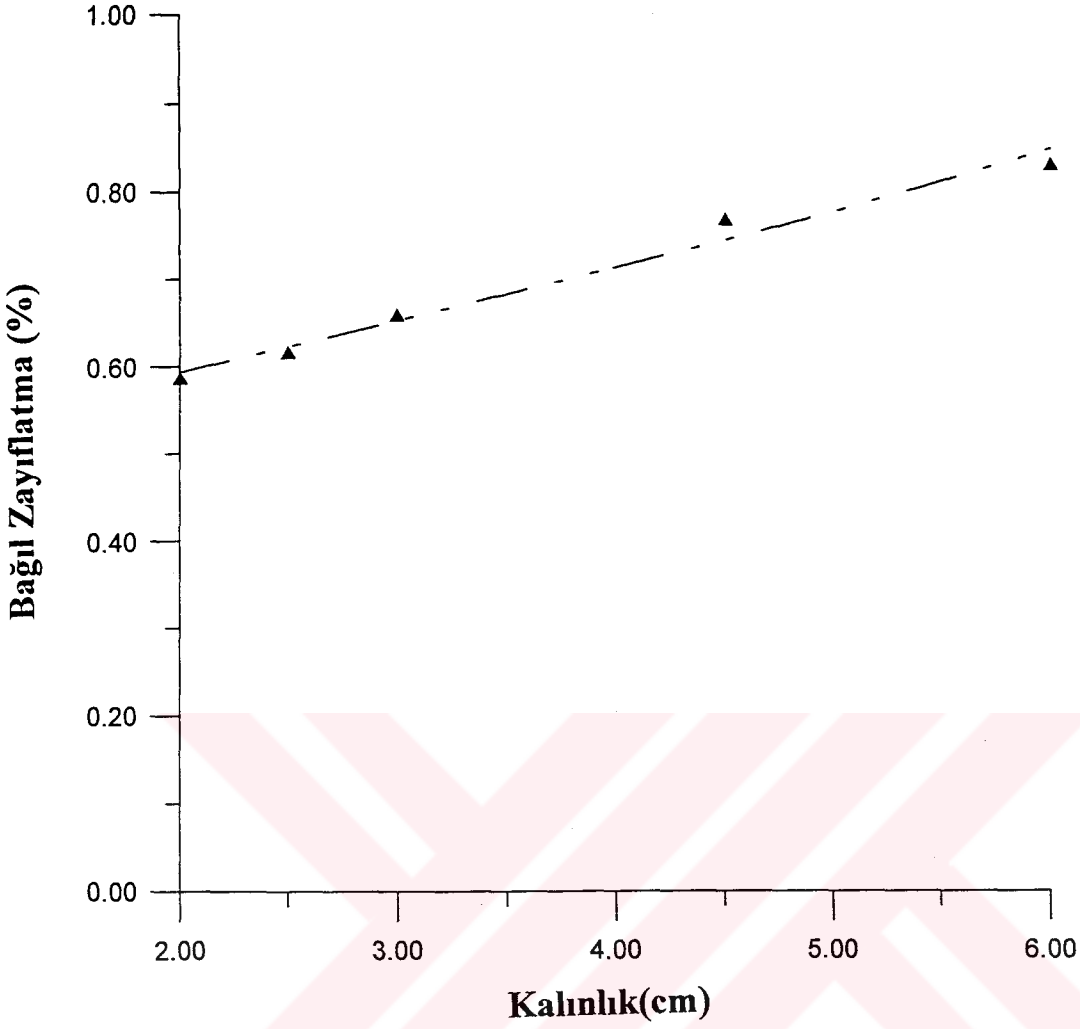
Sayım Zamanı: 10 sn

Doğal Sayım: 62 ±16

Pozisyon	Kalınlık (cm)	Sayım						Net Ortalama Sayım (I)	Standart Sapma	Bağıl Sayım (I/Io)	Bağıl Zayıflatma (1-I/Io)
		1. Sayım		2. Sayım		3. Sayım					
		Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım	Ölçülen Sayım	Net Sayım				
A	2	478	416	478	416	492	430	420	8	0,413	0,587
B	2.5	438	376	458	396	466	404	392	14	0,386	0,614
C	3	406	344	414	352	420	358	351	7	0,345	0,655
D	4.5	300	238	301	239	309	247	241	4	0,237	0,763
E	6	239	177	242	180	238	176	177	2	0,174	0,826



Şekil 5.5. Ir-192 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Sayım Sonuçları



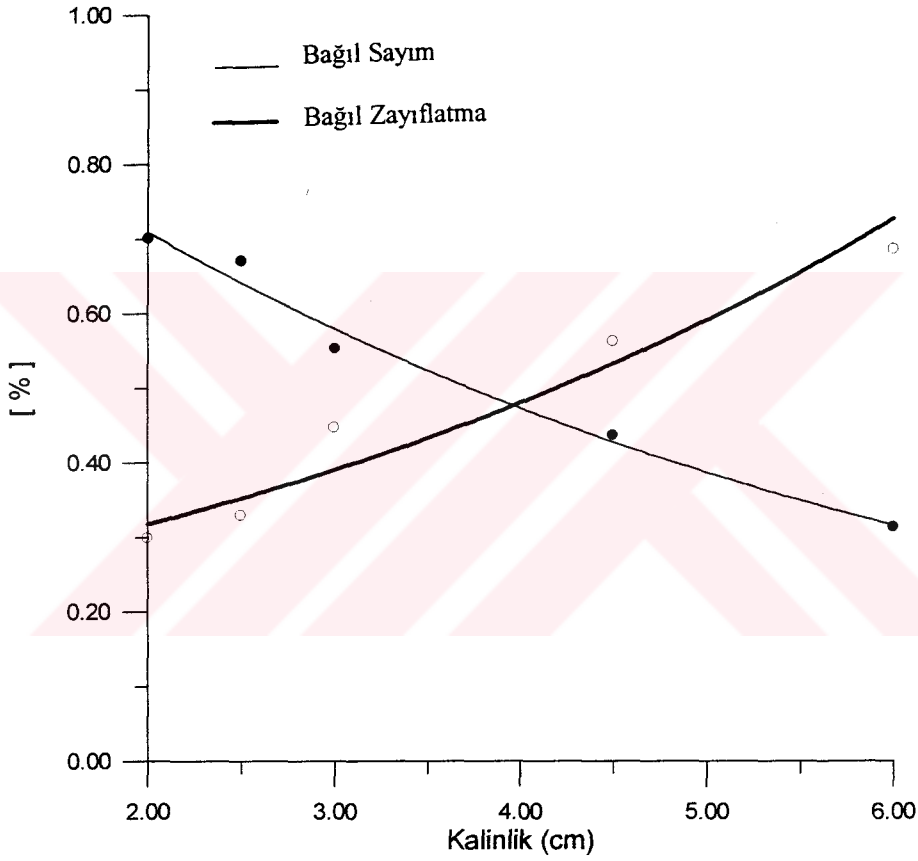
Şekil 5.6. Ir-192 Radyoizotop Kaynağına İlişkin Deneylerin Bağıl Zayıflatma Grafiği

5.4. Deney Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirmeleri

Üç farklı radyoizotop kaynağı ile fantom kullanılarak yapılan sonuçlar (Tablo 5.1 – Tablo 5.3) göz önüne alınarak karşılaştırmalı değerlendirme yapılması amaçlanmıştır. Burada, öncelikle, çalışılan her bir radyoizotop kaynak için bağıl sayım ve bağıl zayıflatmaları karşılaştırılmıştır.

5.4.1. Co-60 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme

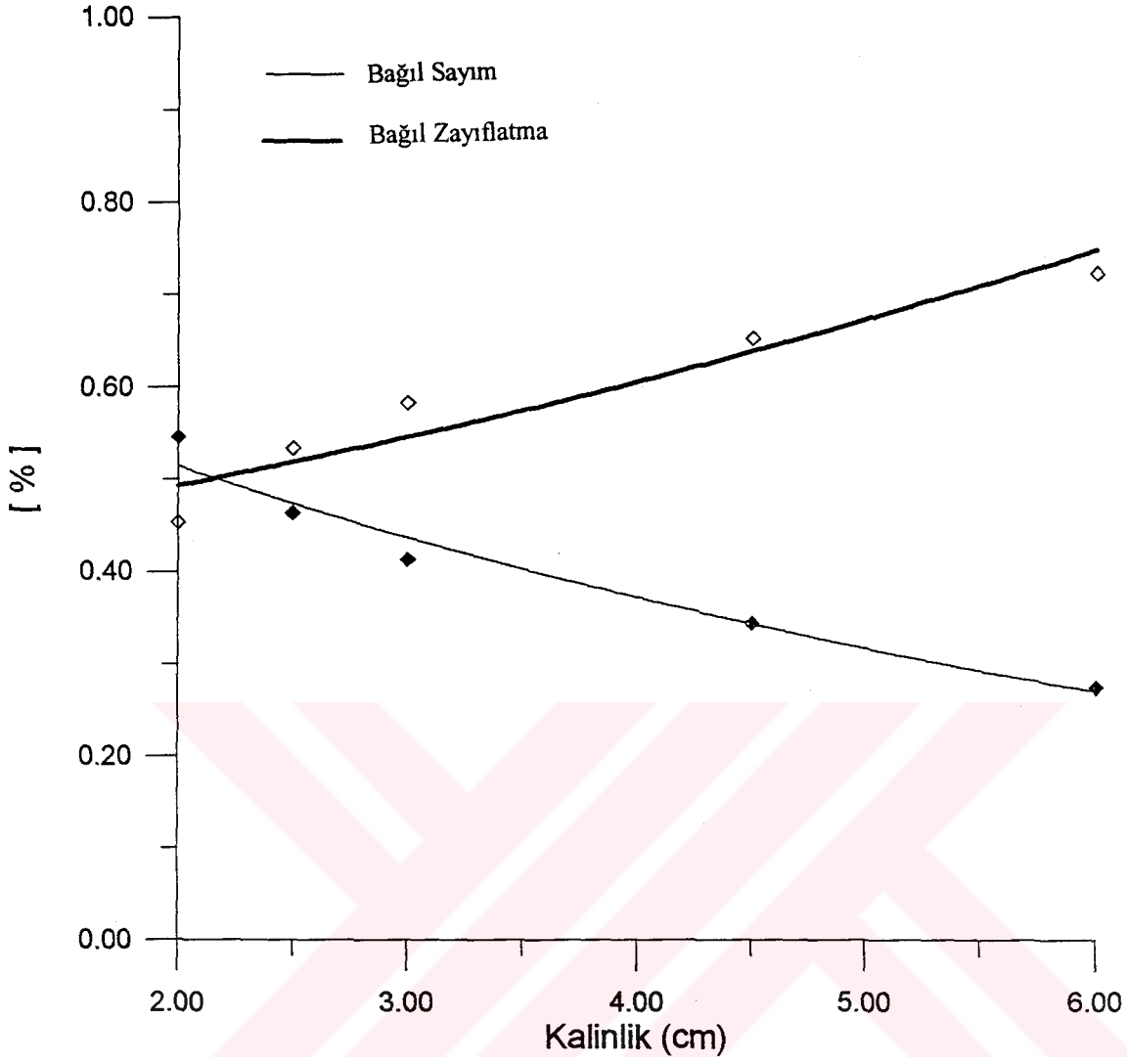
Co-60 Radyoizotop kaynağı için Tablo 5.1'den hareketle, bağıl sayım ve bağıl zayıflatma grafiklerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Söz konusu karşılaştırma grafiği Şekil 5.7.'de görülmektedir. Şekil 5.7. incelendiğinde görülmektedir ki; bağıl sayım grafiği azalırken bağıl zayıflatma düşmektedir.



Şekil 5.7. Co-60 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması

5.4.2. Cs-137 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme

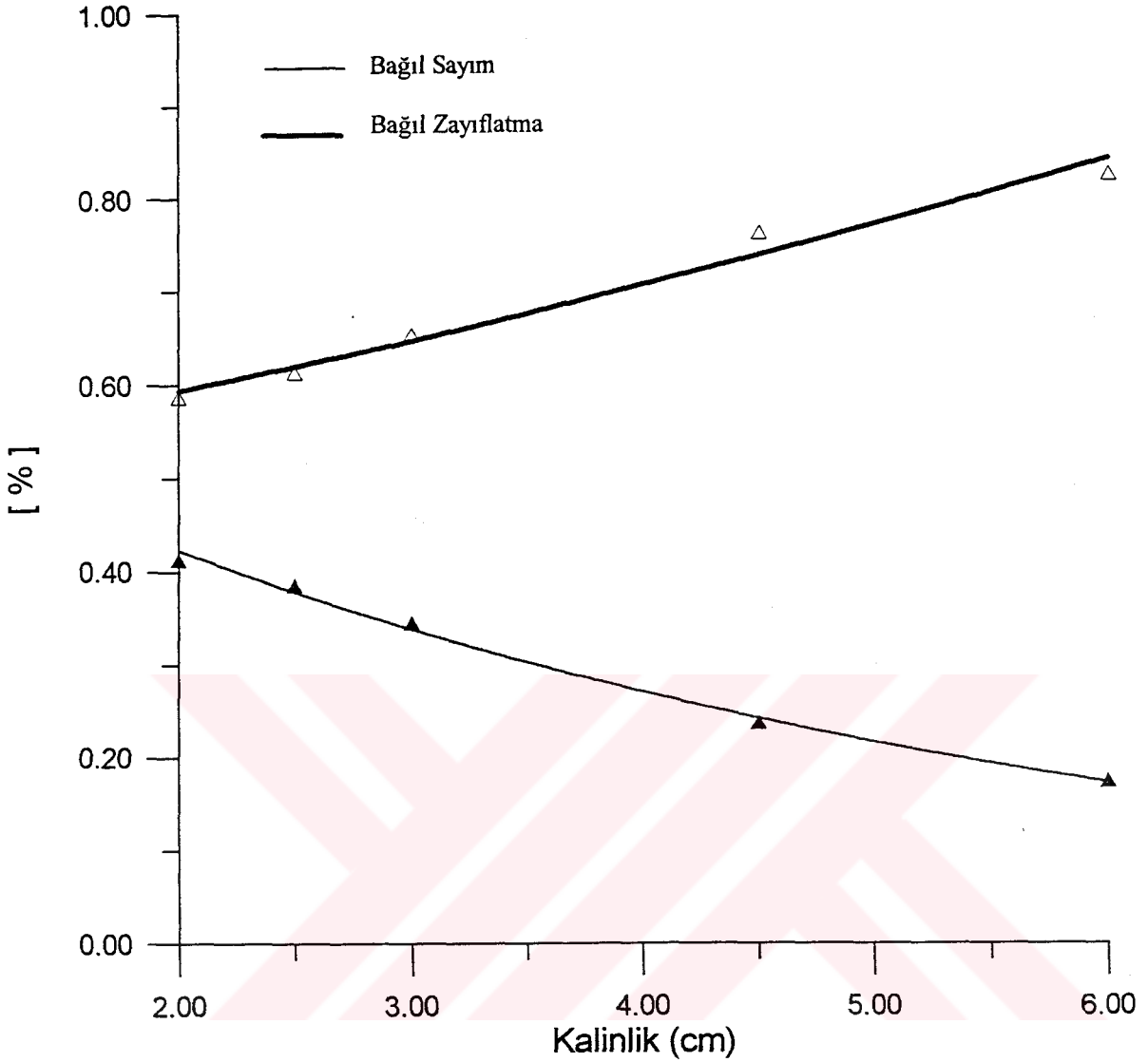
Cs-137 Radyoizotop kaynağı için Tablo 5.2'den hareketle, bağıl sayım ve bağıl zayıflatma karşılaştırılması yapılmıştır. Söz konusu karşılaştırma grafiği Şekil 5.8'de görülmektedir. Şekil 5.8 incelendiğinde görülmektedir ki; bağıl sayım grafiği azalırken bağıl zayıflatma grafiği düşmektedir.



Şekil 5.8. Cs-137 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatma Karşılaştırılması

5.4.3. Ir-192 Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme

Ir-192 Radyoizotop kaynağı için Tablo 5.3.'den hareketle, bağıl sayım bağıl zayıflatma karşılaştırması yapılmıştır. Söz konusu karşılaştırma grafiği Şekil 5.9.'da görülmektedir. Şekil 5.9. incelendiğinde görülmektedir ki; bağıl sayım grafiği azalırken bağıl zayıflatma grafiği düşmektedir.



Şekil 5.9. Ir-192 Radyoizotopu İçin Bağıl Sayım ve Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması

5.4.4. Üç Radyoizotop Kaynak İçin Karşılaştırmalı Değerlendirme

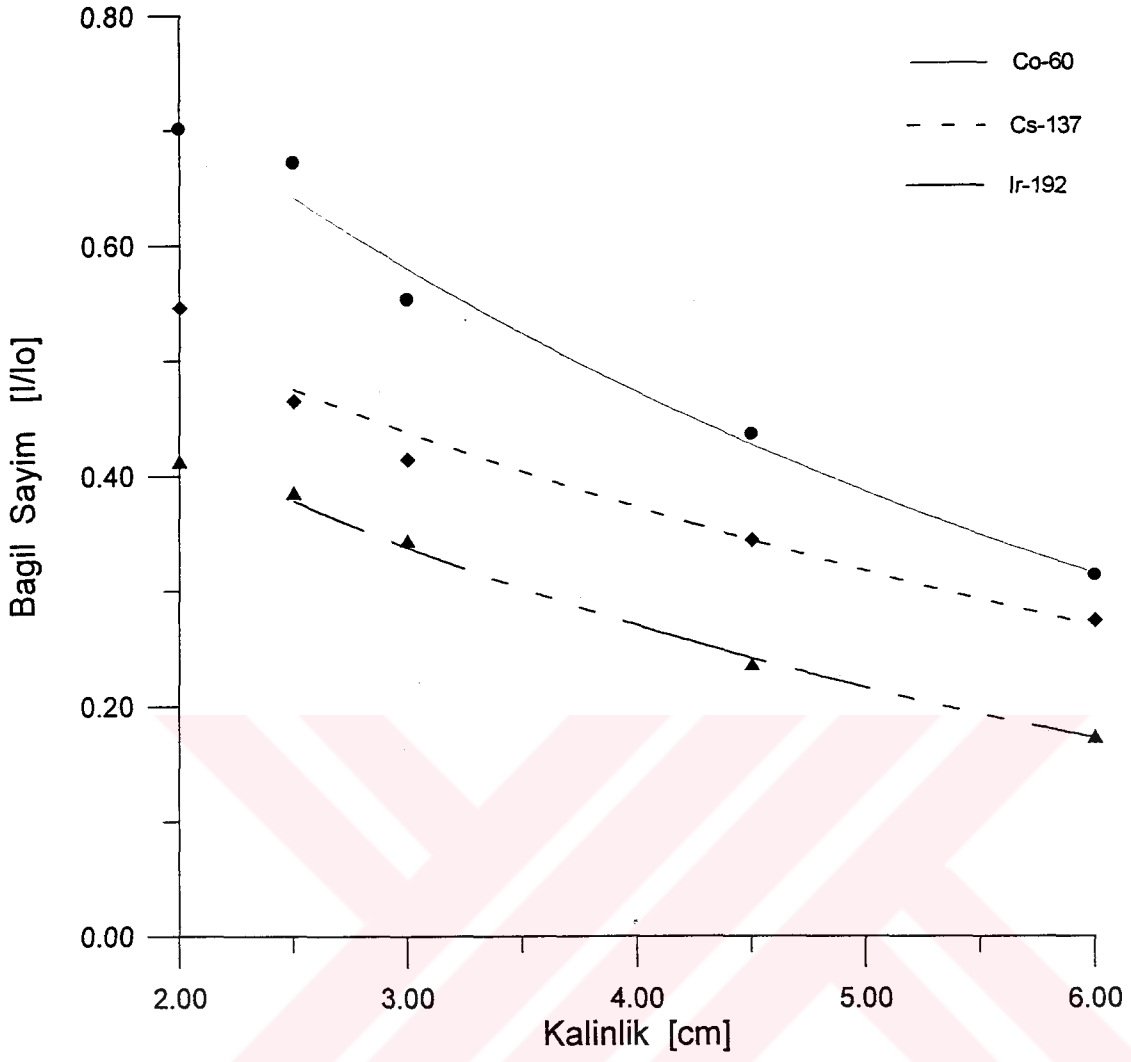
Karşılaştırmalı değerlendirmeler çalışılan üç radyoizotop kaynak için beraberce de yapılmıştır. Tablo 5.1. – Tablo 5.3.’den hareketle çalışılan gama radyoizotop kaynaklar için farklı pozisyon (A, B, C, D ve E pozisyonları) deneylerine ilişkin çizilen mukayeseli bağıl sayım grafiği Şekil 5.10.’de, karşılaştırmalı bağıl zayıflatma grafiği ise Şekil 5.11.’de görülmektedir.

Tablo 5.4.
Tüm Gama Kaynaklarıyla Yapılan Ölçümlerin Pozisyona Göre
Bağıl Sayım Değerleri

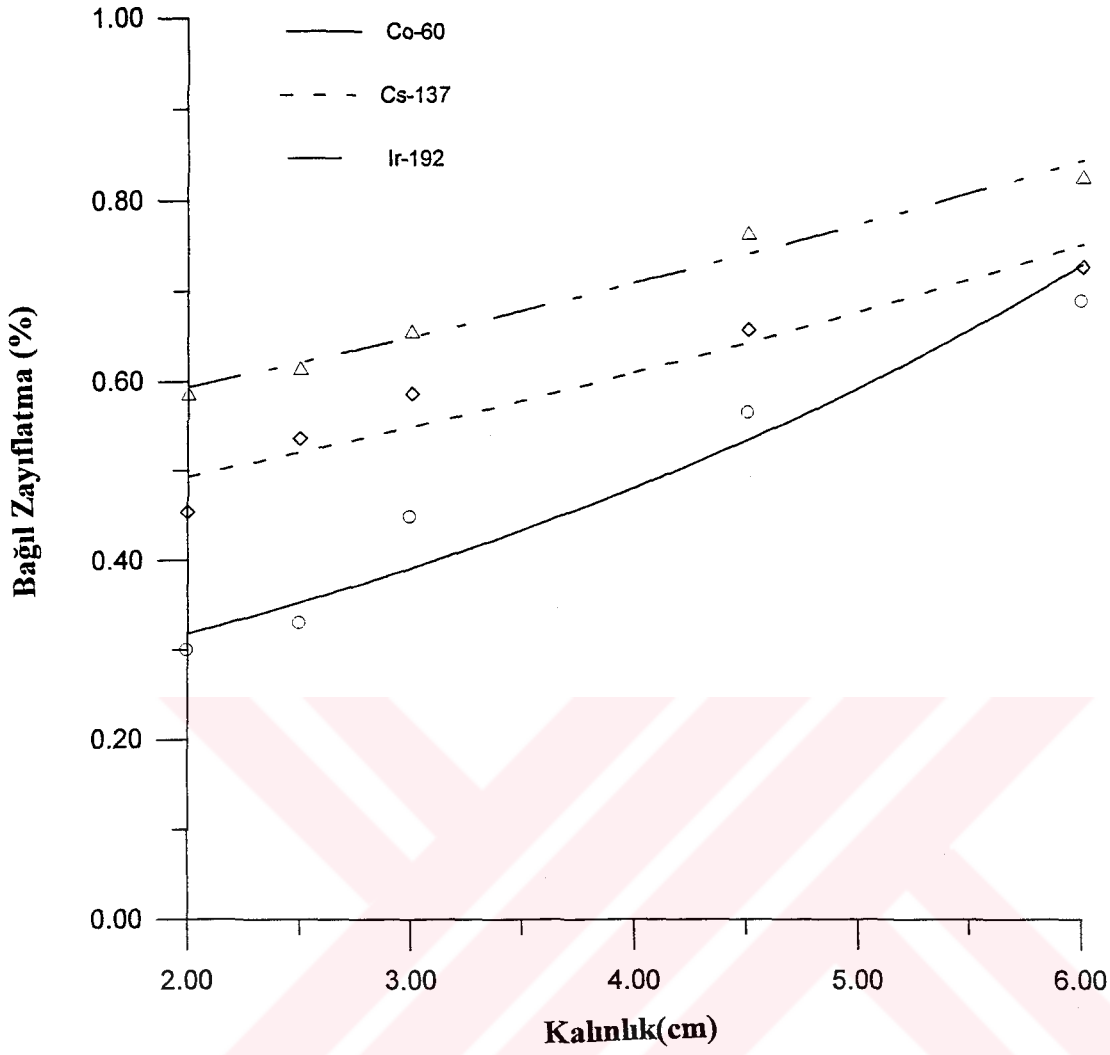
Pozisyon	Kalınlık (cm)	Bağıl Sayım (I/I_0)		
		Co-60	Cs-137	Ir-192
A	2	0,701	0,546	0,413
B	2,5	0,671	0,465	0,386
C	3	0,553	0,415	0,345
D	4,5	0,437	0,345	0,237
E	6	0,314	0,275	0,174

Tablo 5.5.
Tüm Gama Kaynaklarıyla Yapılan Ölçümlerin Pozisyona Göre
Bağıl Zayıflatma Değerleri

Pozisyon	Kalınlık (cm)	Bağıl Zayıflatma ($1-I / I_0$)		
		Co-60	Cs-137	Ir-192
A	2	0,299	0,454	0,587
B	2,5	0,329	0,535	0,614
C	3	0,447	0,585	0,655
D	4,5	0,563	0,655	0,763
E	6	0,686	0,725	0,826



Şekil 5.10. Üç Radyoizotop İçin Bağıl Sayım Grafiklerinin Karşılaştırılması



Şekil 5.11. Üç Radyoizotop İçin Bağıl Zayıflatmanın Karşılaştırılması

BÖLÜM 6

SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu Yüksek Lisans Tezinde, brakiterapik bir uygulamaya ilişkin olarak deneysel incelenme yapılmaya çalışılmıştır. Vücut yüzeyine, doku içine ve vücut oyuklarına yerleştirilen radyoizotop kaynakla uygulanan kısa mesafe tedavisi olan brakiterapi için önemli bir uygulama alanı vücut oyukları içinde yapılan ışınlama olacağı düşünülmüştür. Bu bağlamda, kadınlar için yaygın bir kullanım alanı, uterus (rahim) ve over (yumurtalık) bölgesi için yapılan brakiterapi uygulamaları olmaktadır. Bu bölge, gevşek ve boşluklu bir yapıya sahip olduğundan, doz belirlemesi hayli sorunlu olabilmektedir.

Bu amaçla, boşlukları bulunan ve organik olmakla beraber daha az yoğun bir hidrokarbon olan benzin (C_6H_6) içeren bir özel fantom temin edilmiştir. Böylelikle, uterus bölgesine ilişkin realistik simülasyon sağlandığı düşünülmektedir. Bir başka deyişle, jinekolojik brakiterapiye hayli uygun ve rasyonel bir fantom ile çalışıldığı söylenebilir.

Brakiterapide, farklı radyoizotopik kaynaklar kullanılabilir. Bunlardan önde gelen olarak nitelenebilecek üç tanesi Co-60, Cs-137 ve Ir-192 olduğu belirlenmiştir. Bu bağlamda da, söz konusu üç gama radyoizotop kaynağı ile çalışılması benimsenmiştir.

Deneyler beş farklı geometride yapılmıştır. Bununla beraber, farklı radyoizotop kaynak kullanılması durumunda, belirlenen bir geometride, tüm radyoizotoplar için benzer konumda deneyler gerçekleştirilmiştir. Böylelikle, mukayeseli değerlendirmelerin anlamlı olacağı düşünülmüştür.

Radyasyonun ve geometrinin doğası gereği olarak ve ortaya çıkabilecek rezolüsyon riski nedeniyle, deney tekrarına gidilmiştir. Bu bağlamda, tüm deneyler en az üç kez tekrarlanmıştır.

Bu şekilde, orijinal bir fantom kullanımıyla, üç farklı gama radyoizotop kaynağı ve beş farklı geometride deneyler yapılmış olmaktadır. Böylelikle, deneylerin, çeşitlilik bağlamında zenginliğinin olması sağlanmaya çalışılmıştır.

Çalışılan her gama radyoizotop kaynağı için deneylerden elde edilen sonuçlar, Tablo 5.1 – Tablo 5.3'te verilmiştir. Deney sonuçları, öncelikle, bağıl sayım sonuçları bağlamında grafik olarak, Şekil 5.1, Şekil 5.3. ve Şekil 5.5.'de sırasıyla, çalışılan üç gama radyoizotop kaynağı olan Co-60, Cs-137 ve Ir-192 için verilmiştir. Söz konusu bu grafikler, benzer genel bir karakteristiğe sahip olup, beklenti doğrultusundadırlar. Nitekim, Bölüm 3 içinde literatürden verilen (Khan, 1994) Şekil 3.10 ile de benzer değişim karakteristiğine sahiptir. Şekil 3.10'da farklı mesafeler için ulaşılan yüzde doz değerleri, bu Yüksek Lisans Tezinde yapılan deneysel sonuçlardan bir miktar düşüklük ifade etmesi, kullanılan fantomdan kaynaklanmaktadır. Şekil 3.10, su için verilmiş bir eğridir. Bu Yüksek Lisans Tezinde ise benzin esaslı bir fantom kullanılmış olup, yoğunluğu sudan düşüktür. Fazla olarak, Şekil 3.10. dolu su ortamı için verilmiştir. Oysa, deneylerimizde boşluklu fantom geometrisi kullanılmıştır. Dolayısı ile, ulaşılan deneysel sonuçların daha yüksek olması beklenti doğrultusunda olmaktadır.

Ayrıca, deney sonuçları, bağıl zayıflatma bağlamında da grafik olarak verilmiş olup, Şekil 5.2, Şekil 5.4 ve Şekil 5.6'da yine sırasıyla, çalışılan üç gama radyoizotop kaynağı olan Co-60, Cs-137 ve Ir-192 için görülmektedir. Bu grafikler, dokuda kümülatif olarak absorblanan radyasyon miktarı hakkında da fikir vermektedir ve genel karakteristikleri birbirine benzemektedir.

Karşılaştırmalı incelemelerde (Tablo 5.4 ve Tablo 5.5), öncelikle, bağıl sayım ve bağıl zayıflatma grafikleri için mukayese yapılmıştır. Karşılaştırmalı grafikler, Şekil 5.7 – Şekil 5.9'da görülmektedir. Söz konusu bu grafiklerden bağıl sayım grafikleri ile bağıl zayıflatma grafiklerinin farklı karakterde olduğu görülmektedir. Bu husus ta, beklenti doğrultusundadır. Zira, belli mesafedeki radyasyon miktarı, ters kare kanunu (Denklem 2.1 ve Şekil 2.4) bağlamında mesafenin karesi ile ters orantılı

olarak azalacaktır. Buna karşın, dokuda kümülatif olarak alınan radyasyon miktarı, doku mesafesi arttıkça artacaktır.

Üç radyoizotop kaynak için karşılaştırmalı değerlendirmeler, Şekil 5.10 ve Şekil 5.11’de grafik olarak verilmektedir. Her iki grafikte de farklı gama radyoizotop kaynaklar için genel değişim karakterinin benzer olduğu görülmektedir.

Karşılaştırmalı bağıl sayım grafiğinin verildiği Şekil 5.10.’da sıralama Co-60, Cs-137 ve Ir-192 biçiminde iken, (kümülatif bağlamda) bağıl zayıflatmanın verildiği Şekil 5.11.’de sıralama tersine dönerek, Ir-192, Cs-137 ve Co-60 şeklini almaktadır. Bu husus ta, beklenti doğrultusundadır ve gama radyoizotop kaynaklarının enerjisi ile ilgilidir. Dolayısı ile, daha girici olan radyoizotop için belli mesafeye ulaşan radyasyon miktarı artmakta, buna karşın dokuda radyasyon zayıflatılmaktadır.

Öz olarak, ifade etmek gerekirse; bu Yüksek Lisans Tezi ile, üç farklı gama radyoizotop kaynak ile fantom kullanılarak jinekolojik uygulamaya ilişkin brakiterapi değerlendirmesi deneysel olarak yapılabilmektedir. Bu bağlamda, hayata geçirilebilir bir deneyim olarak nitelenebilecek sonuçlara ulaşılabilmektedir.

KAYNAKLAR

- Alpen, E. L.**, 1998. Radiation Biophysics, Academic Press, United States of America.
- Anacak, Y.**, 2002. Radyasyonun Akut ve Geç Yan etkileri, Radyasyon Onkolojisi Derneği Kurs Kitabı-UROK 2002.
- Bayhan, H.**, 1998. Radyoaktivite ile Yüzyıl, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, Ankara.
- Bernier, D. R., Christian, P. E. and Langan, J. K.**, 1997. Nuclear Medicine, Mosby, New York.
- Bevelacqua, J. J.**, 1995. Contemporary Health Physics Problems and Solutions, Wisconsin Electric Power Company.
- Bevelacqua, J. J.**, 1999. Basic Health Physics Problems and Solutions, John Wiley & Sons, New York.
- Bilge, A. N.**, 1985. Nükleer Tekniklerin Endüstriye Uygulanması, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu.
- Bilge, A. N. ve Tuğrul, A.B.**, 1990. Endüstriyel Radyografinin Esasları, İ. T. Ü. Rektörlük Ofset Atölyesi.
- Casio**, 1981. Scientific Calculator, fx-3600P Japan.
- Demir, M.**, 2000. Nükleer Tıp Fiziği Ders Kitabı, İ.Ü. Rektörlük Yayın No: 4252.
- Földiák, G.**, 1986. Industrial Application of Radioisotopes, Elsevier, Amsterdam.
- Gollnick, D. A.**, 1988. Basic Radiation Protection Technology, Pacific Radiation Corporation 2945 Stonehill Drive

- Göksel, S. A.,** 1973. Radyasyonların Biyolojik etkileri ve Radyasyon Korunması,
İ.T.Ü. Matbaası.
- Halmshaw, R.,** 1991. Non Destructive Testing Techniques, London: E. Arnold.
- Khan, F. M.,**1994. "The Physics of Radiation Therapy –2nd edition, Lippincott
Williams & Wilkins.
- Knoll, G. F.,** 1979. Radiation Detection and Measurement, John Wiley and Sons,
New York.
- Küçüksu, N.,** 1978. Klinik Onkoloji, Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu
Yayınları.
- Powsner, R. A. and Powsner E. R.,** 1998. Essentials of Nuclear Medicine Physics,
Maple - Vail Book Manufacturing Group, Hong Kong.
- Rajan, K. N. G.** 1992. Advanced Medical Radiation Dosimetry, Hall of India
Private Limited, New Delhi.
- Selman, J.,** 1990. The Basic Physics of Radiation Therapy, Springfield- USA.
- Sobotta.,** 1990. Atlas of Human Anatomy, Urban & Schwarzenberg.
- Şeker, Ş. S. ve Çerezci, O.,** 1997. Çevremizde Radyasyon ve Korunma Yöntemleri,
Boğaziçi Üniversitesi Matbaası.
- Töre, G.,** 2001. Brakiterapi'nin Tarihçesi, Radyasyon Onkolojisi Derneği Bülteni
Sayı 1.
- Tsoufanidis, N.,** 1983. Measurement and Detection of Radiation, Hemisphere
Publishing Corporation.
- Tuğrul, B.,** 1985. Arkeometride Nükleer Tekniklerin Kullanımı, Arkeometri Ünitesi
Bilimsel Toplantı Bildiri Kitabı.
- Urgancıoğlu, İ.,** 1992. Nükleer Tıp El Kitabı, Genişletilmiş 2. Baskı, Saffet
Matbaası, İstanbul.
- Uzal, C.,** 1999. Kanserde Işınlama Teknikleri, Sopha Developpement.
- Üstün, E. F.,** 1964. Radyoloji ve Yurt Dışında Radyoloji, E. Ü. Matbaası, İzmir.

Williams., L. E., 1987. Nuclear Medical Physics, CRC Press, Boca Raton, Florida.

Yaray, K., 2002. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs

Kitabı, Radyasyon Onkolojisi Derneği, UROK 2002.



ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Trabzon’da doğdu. İlkokulu Emirgan İlkokulu’nda, ortaokulu Ö.S. Emirgan Ortaokulu’nda, liseyi ise Beşiktaş Lisesi’nde bitirdikten sonra 1994 yılında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’ne girdi. 1999’da İ. T. Ü. Nükleer Enerji Enstitüsü’nde Yüksek Lisans eğitimine başladı. İngilizce ve İtalyanca bilmektedir.

