

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON**  
**KULLANILARAK YAPILAN PELVİK BÖLGE**  
**İŞINLAMALARI İÇİN HEDEF HACİMDEKİ PARTİKÜL**  
**SAYI KARŞILAŞTIRMALARI**

Ayşe Beste ŞİMŞEK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017-ANTALYA

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**RADYOTERAPİDE YÜKSEK ENERJİLİ FOTON**  
**KULLANILARAK YAPILAN PELVİK BÖLGE**  
**İŞINLAMALARI İÇİN HEDEF HACİMDEKİ PARTİKÜL**  
**SAYI KARŞILAŞTIRMALARI**

Ayşe Beste ŞİMŞEK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN**

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir.”

2017-ANTALYA

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼ne;**

Bu alışma j¼rimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Radyoterapi Fiziği Programında y¼ksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 12/04/2017

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM şAHİN .....  
Akdeniz niversitesi

ye : Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPUN .....  
Afyon Kocatepe niversitesi

ye : Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL .....  
Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, Enstit¼ Y¼netim Kurulunca belirlenen yukarıdaki j¼ri yeleri tarafından uygun g¼r¼lm¼ř ve Enstit¼ Y¼netim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ...../..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Narin DERİN**

**Enstit¼ M¼d¼r¼**

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Ayşe Beste ŞİMŞEK

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM

İmza

## TEŐEKKÜR

Tezimin hazırlanmasında ve motivasyonumun sağlanmasında destek ve yardımlarını esirgemeyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Aylın Fidan KORCUM ŞAHİN'e,

Eğitim hayatımda ve tezimin hazırlanma sürecinde yardımlarıyla bana yol gösteren hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e,

Tezimin oluşturulması, düzenlenmesi ve yazım aşamasında yaptığı yönlendirmeler ile verdiği desteklerden ötürü Sayın Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca her türlü bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, manevi destekleriyle yanımda olan değerli Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı hocalarına, çalışanlarına ve arkadaşlarıma,

Deneyleirim sırasında yanımda olan ve yardımlarını esirgemeyen bölüm arkadaşım Ali Hıdır YEŐİL'e ve kuzenim Sami ARIK'a,

Yüksek lisans öğrenimim boyunca yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü çalışanlarına ve akademik personeline,

Hayatım boyunca attığım her adımda beni destekleyen, maddi ve manevi olarak sürekli yanımda olan, eğitim hayatımda ve tez sürecimde anlayış ve sabırlarıyla bana güç veren canım annem Latife ŞİMŞEK'e, abim Ő. Barış ŞİMŞEK'e ve yengem Çiğdem ŞİMŞEK'e varlıkları için teşekkürü borç bilirim.

## ÖZET

**Amaç:** Yüksek enerjiler kullanılarak yapılan foton radyoterapisi uygulamalarında, lineer hızlandırıcı yapısındaki malzemelerde kullanılan ağır metaller ve oda içindeki materyaller sebebiyle oluşan etkileşimler sonucunda çok sayıda ve farklı tiplerde radyoaktif parçacıkların ortaya çıktığı bilinmektedir. Bu çalışmada, birincil ışınlama bölgesinde tedavi sırasında hastanın maruz kalabileceği partikül sayısının tespit edilmesi amaçlanmaktadır.

**Yöntem:** Rando fantomdan alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin üstüne, farklı enerjiler ile kama filtrelerden veya segmentlerden yararlanılarak oluşturulan tedavi planları kullanılarak, 6 adet indiyum yaprakçığı hedef hacim içerisinde düzenli bir şekilde konumlandırılarak ELEKTA Synergy ve ELEKTA Synergy Platform modelli lineer hızlandırıcılar ile ışınlanmıştır. Germanyum yarı iletken dedektörü ve Maestro analiz programı kullanılarak gama spektrumu oluşturulmuştur. Belirli enerjideki bir pike bakılarak dedektör tarafından sayılan toplam partikül sayısı elde edilmiştir.

**Bulgular:** Medikal lineer hızlandırıcı ile yapılan ışınlamalar sonucunda, yüksek enerjiler kullanıldığında çeşitli etkileşimlere bağlı olarak ortaya çıkan partikül sayısının, enerji değeri arttıkça yükseldiği saptanmıştır. Segmentli planlarda 18 MV ile ışınlanan yaprakçıklardan alınan ölçüm sonuçları, en yüksek değerde çıkmıştır. 18 MV segmentli, 18 MV kama filtreli, 10 MV kama filtreli ve 10 MV segmentli planlar için partikül sayısı ölçüm değerleri sırasıyla;  $1528 \pm 42$ ,  $970 \pm 33$ ,  $93 \pm 12$  ve  $62 \pm 11$  olarak tespit edilmiştir.

**Sonuç:** Yüksek enerjili radyoterapi sırasında oluşabilecek partikül etkileşimleri sonucunda istenmeyen radyasyon açığa çıkabilir. Farklı planlama teknikleri ve daha yüksek enerjiler kullanıldığında ise bu durumun oluşabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

**Anahtar Kelimeler:** radyoterapi, lineer hızlandırıcı, pelvik bölge kanserleri

## ABSTRACT

**Objective:** It's a known fact that so many type and numbers of radioactive particles appear in high energy level photon radiotherapy practices because of the heavy metals used in structure of medical linear accelerator and the materials exist in the room where experiment has made. This study aims that obtaining the particle number that received by a patient for pelvic region during the therapy.

**Method:** Using treatment plans created with using the wedge filters or segments with the computed tomography (CT) images of the human equivalent structural model RANDO phantom, 6 indium foils being stationed inside the target volume in order had been beamed using ELEKTA Synergy and ELEKTA Synergy Platform type linear accelerators. Particle number was detected using germanium semi-conductor detector and Maestro analysis software by the help of a known energy peak.

**Results:** Particle production is observed due to various interactions when high energies are used with a medical linear accelerator. Rise in particle number due to higher energy levels is determined as a result of appropriate evaluations. Particle number measurement results obtained from indium irradiated with 18 MV in segmented plans are in the the maximum value compared to various plans. The measurement result values for 18 MV segmented, 18 MV with wedge filter, 10 MV with wedge filter and 10 MV segmented plans are respectively  $1528\pm 42$ ,  $970\pm 33$ ,  $93\pm 12$  ve  $62\pm 11$ .

**Conclusion:** Possible particle radiation contamination during high energy radiotherapy is negligible considering the obtained results. Particle number increase should be considered thoroughly due to possible increased duration of irradiation when different planning techniques and higher energy levels are used.

**Key words:** radiotherapy, linear accelerator, pelvic cancers

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	i
<b>ABSTRACT</b>	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b>	iii
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b>	iv
<b>ŞEKİLLER</b>	vi
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	vii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Radyasyonun Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Radyasyon Birimleri	5
2.3. Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi	7
2.3.1. Elektronun Maddeyle Etkileşimi	7
2.3.2. Fotonun Maddeyle Etkileşimi	9
2.4. Radyasyonun Biyolojik Etkinliği	14
2.5. Radyoterapi	16
2.5.1. Eksternal Radyoterapi	17
2.5.2. Radyoterapinin Amacı	19
2.6. Radyoterapi Süreci	19
2.6.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	21
2.6.2. Tedavi Planlama Sistemi	23
2.6.3. Sayısal Görüntüleme ve İletişim (DICOM)	23
2.6.4. Medikal Lineer Hızlandırıcı	24
2.7. Pelvik Bölge Kanseri	27
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	31
3.1. GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	31
3.2. Elekta Precise Tedavi Planlama Sistemi	32
3.3. Elekta Medikal Lineer Hızlandırıcı Cihazları	33
3.4. İndiyumun Uyarılma Fonksiyonları	34
3.5. İndiyum Yaprakçıklarının Yerleşimi ve Kullanımı	35



3.6. Rando Fantom	36
3.7. Germanyum Yarı İletken Dedektörü	38
3.8. MAESTRO Analiz Programı	40
<b>4. BULGULAR</b>	42
<b>5. TARTIŞMA</b>	43
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	45
<b>KAYNAKLAR</b>	46
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	49



## SİMGELER ve KISALTMALAR

AAPM	: American Association of Physicists in Medicine Radiation
AF	: Absorption Fraction (soğurulma kesri)
AÜROAD	: Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
cGy	: Santigray
CTV	: Clinical Tumor Volume
CT	: Computed Tomography
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DC	: Direct Current (Doğru Akım)
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DVH	: Dose Volume Histogram
Gy	: Gray
HU	: Hounsfield Units
ICRP	: International Commission on Radiological Protection (Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu)
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements
IORT	: İntraoperatif Radyoterapi
LET	: Lineer Enerji Transferi
MLC	: Multileaf Collimator
MR	: Manyetik Rezonans
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
R	: Röntgen
RBE	: Rölatif Biyolojik Etkinlik
RTOG	: Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)
SI	: Uluslararası Birim Sistemi
Sv	: Sievert

$W_R$	: Radyasyon Ağırlık Faktörü
3B-KRT	: 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi
$\mu$	: Azaltma Katsayısı
$\lambda$	: Dalgaboyu



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b> Nötron zengini çekirdekler, proton zengini çekirdekler ve uzun ömürlü ağır çekirdeklerin ( $Z>83$ ) kararlı çekirdekler çizgisine göre durumları	3
<b>Şekil 2.2.</b> Elektromanyetik dalga tayfı	4
<b>Şekil 2.3.</b> Radyasyonun sınıflandırılması	5
<b>Şekil 2.4.</b> Frenleme X-ışını üretimi	8
<b>Şekil 2.5.</b> Frenleme X-ışını spektrumu	9
<b>Şekil 2.6.</b> Foton etkileşimlerinin enerjiye ve atom numarasına bağlı grafiği	10
<b>Şekil 2.7.</b> Fotoelektrik olay	11
<b>Şekil 2.8.</b> Compton saçılması	12
<b>Şekil 2.9.</b> Koherent Saçılma	12
<b>Şekil 2.10.</b> Çift oluşumu	13
<b>Şekil 2.11.</b> Annihilasyon (yok olma) olayı	13
<b>Şekil 2.12.</b> Nötron enerjilerine karşılık gelen radyasyon ağırlık faktörleri	15
<b>Şekil 2.13.</b> Klinik Radyoterapi Tedavi Planlama Süreci	20
<b>Şekil 2.14.</b> Tüpten çıkan X-ışınlarının kolimasyonu	21
<b>Şekil 2.15.</b> X-ışının dokuda zayıflamaya uğrayarak dedektöre ulaşımı	22
<b>Şekil 2.16.</b> BT'deki sayıların gri skaladaki renk karşılıkları ve kesit görüntüsünün oluşumu	23
<b>Şekil 2.17.</b> Medikal lineer hızlandırıcı elemanları	25

<b>Şekil 2.18.</b> Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (A) X-ışını, (B) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler	26
<b>Şekil 2.19.</b> Çok yapraklı kolimatör (ÇYK)	27
<b>Şekil 2.20.</b> Kadın pelvik bölgesi görünümü	28
<b>Şekil 2.21.</b> Kadın üreme sistemi	28
<b>Şekil 2.22.</b> Abdomen ve sindirim sistemi	29
<b>Şekil 3.1.</b> GE LightSpeed™ RT marka bilgisayarlı tomografi cihazı	31
<b>Şekil 3.2.</b> Rando fantomun kesit görüntülerinin alınması	31
<b>Şekil 3.3.</b> Rando fantom üzerinde PrecisePLAN ile yapılan tedavi planı (18 MV – segmentli plan)	32
<b>Şekil 3.4.</b> Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı	33
<b>Şekil 3.5.</b> Rando fantomun LINAK'ta ışınlanmak üzere hazırlanması.	34
<b>Şekil 3.6.</b> <sup>116</sup> In elementinin basitleştirilmiş bozunma şeması	35
<b>Şekil 3.7.</b> İndiyum yaprakçığı	36
<b>Şekil 3.8.</b> Rando fantom	37
<b>Şekil 3.9.</b> Yaprakçıkların rando fantom içinde konumlandırılması	37
<b>Şekil 3.10.</b> Kesitler arası yaprakçıkların yerleşimi	38
<b>Şekil 3.11.</b> HPGe dedektörü (sıvı azot tankı ve kurşun zırh)	39
<b>Şekil 3.12.</b> HPGe dedektörü (NIM, güç kaynağı, MCA, yükselteç ve MAESTRO32)	40
<b>Şekil 3.13.</b> İndiyum yaprakçığının aktivasyonu sonucu çıkan spektrum, 1292 keV enerjisinde seçilen pik	40



## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 2.1.</b> Farklı tip radyasyonların LET değerleri	15
<b>Tablo 2.2.</b> ICRP'nin 103 no'lu raporunda radyasyon tipine bağlı olarak önerilen radyasyon ağırlık faktörleri	16
<b>Tablo 4.1.</b> Farklı indiyum yaprakçıklarından alınan partikül sayısı ölçüm sonuçları	42

## 1. GİRİŞ

Radyoterapi; iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına ya da cerrahi veya kemoterapi gibi diğer modalitelerle birlikte kullanılabilen, kanser hastalıklarının (habis olmayan diğer kanser dışı hastalıklar dahil) tedavisinde kullanılan bir yöntemdir. Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, doğruluğu kontrol edilmiş radyasyon dozunun verilmesiyle birlikte, hastalıklı hücreleri kalıcı olarak yok edebilmek, bu hücrelerin bölünmelerini veya çoğalmalarını durdurmak, hastanın yaşam kalitesini arttırmak ve sağ kalım süresini uzatmaktır. Bu tedavi yöntemi uygulanırken, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verilmesi hedeflenir.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar, elektromanyetik radyasyonlar (X-ışını,  $\gamma$ -ışını) ve parçacık tipi radyasyonlar (elektron, proton, nötron) olmak üzere yapılarına göre iki türdür. Bu tez kapsamında, elektromanyetik radyasyonlardan olan yüksek enerjili fotonların tedavi odasındaki birtakım malzemelerle etkileşim yapması sonucu açığa çıkabilecek olan gama, nötron gibi parçacıkların, ışınlama sırasında birincil bölgede kalan hastanın pelvik bölgesindeki durumu değerlendirilecektir.

Hasta vücudundaki partikül sayı ölçümüne yönelik çalışmalarda, birçok farklı parametre (tedavi odalarının plan farklılığı, lineer akseleratör üreticilerinin farklı oluşu, hastaların farklı boyutlara sahip olması, tedavi alanındaki farklılıklar) olması sebebiyle, dijital detektörden alınan okumaların değerlendirilmesi için geliştirilen modeller genelleştirilememektedir. Bu durumda, yapılan gerçek ölçümlerle aralarında oluşan tutarsızlıkları yok etmek amacıyla, yapılan ışınlamaların tedavi alanına göre gruplandırılması öngörülmüştür. Bu tezde, pelvik bölge ışınlamaları için partikül sayısı incelenecektir.

Pelvik bölge ışınlamalarından sonra da, farklı kanser türlerinde uygulanan radyoterapide olduğu gibi birtakım komplikasyonlar görülmesi kaçınılmazdır. Karşılaşılabilecek bu yan etkileri en aza indirmek için uygulanabilecek metotlardan bir tanesi, yüksek enerjili foton radyasyonu kullanmaktır. Bu durumda da, 10 MV ve daha üstü enerjilerdeki fotonların lineer akseleratör kafasındaki ağır metallere etkileşimde bulunması sonucu açığa çıkabilecek parçacıkların oluşturabileceği zararlar söz konusudur. Ayrıca, fotonların vücut içine girdikten sonra yapacağı etkileşimler sonucunda da nötron ortaya çıkabilir. Bu fotonnötronların sağlıklı



organlara vereceği radyasyon dozu, fotonların vereceğinden daha fazla olabilir (Kaplan, A. 2006). Bu sebepler yüzünden, yüksek enerjili foton radyoterapisinde, çeşitli etkileşimler dolayısıyla oluşabilecek partikül sayısının bilinmesi çok önemlidir.

### **Pelvik Bölge Kanseri**

Tüm kanser türlerinin yaklaşık beşte birini, pelvis bölgesine dahil olan doku veya organ kanserleri oluşturur. Prostat, mesane, serviks, endometrium kanserleri ve kolorektal kanserler, bu bölgede görülebilen başlıca kanser çeşitleridir.

Pelvis bölgesinde rastlanan kanserlerin tedavisinde kullanılan radyoterapi sonrasında, çeşitli organlar üzerinde birtakım komplikasyonlar görülmektedir. Sistit, dizüri, diare gibi akut yan etkilerin yanı sıra; mesane boynu ve üretrada darlık, üriner retansiyon ve sistektomiye gerektirebilecek durumlar gibi kronik yan etkiler de gözlenebilmektedir. Bu tür komplikasyonların azaltılması için; yüksek enerjili medical lineer hızlandırıcı kullanılması, çoklu alan tekniği uygulanması, lateral alanlarda blok ya da kama filtre kullanılması ve haftada beş gün radyoterapi uygulanması gibi yöntemler uygulanabilir.

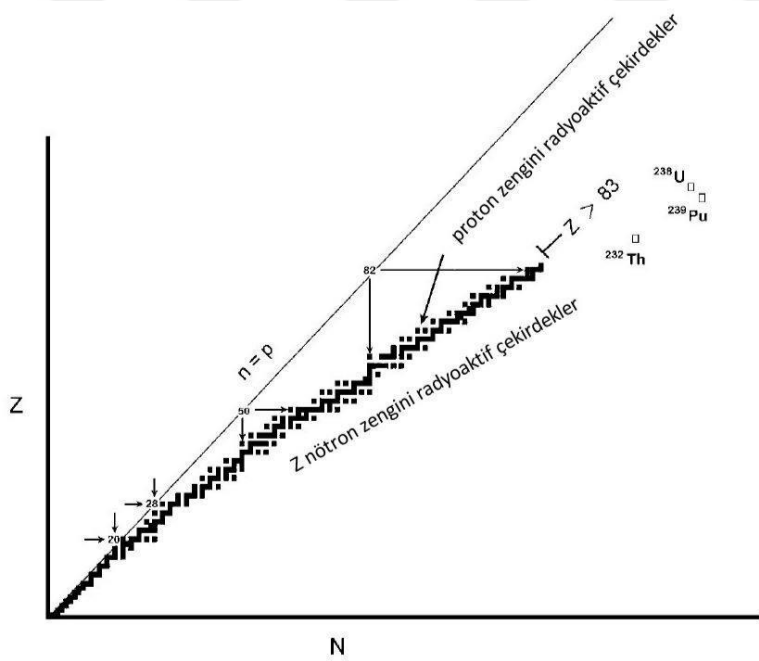
Daha önce de belirtildiği üzere, yüksek enerjili foton tedavisi uygulandığında, etkileşim olasılığının yükselmesi sebebiyle oluşan parçacık sayısının artması gibi olumsuz bir durum söz konusu olabilir. Bu parçacıklara da tedavi esnasında maruz kalan hastanın, ikincil kansere yakalanma olasılığı biraz daha artabilir.

Bu tür istenmeyen durumların önüne geçilebilmesi için de, gereğinden fazla oluşabilecek parçacıkların, ikincil kanser riskini arttırmada veya diğer komplikasyonların görülme olasılığında ne kadar etkili olduğunun tespit edilmesi ve buna göre gerekli önlemlerin alınması gerekmektedir. Bu tezde amacımız, pelvis bölgesine yüksek enerjili foton ile radyoterapi alan hastaların, vücut içinde ne kadar radyoaktif parçacığa maruz kalabileceğinin, indiyum yaprakçıkları uyarımı yöntemiyle saptanmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Radyasyonun Tanımı ve Tarihçesi

Radyasyon, enerjinin dalgalar veya parçacıklar halinde yayılımıdır. Kararsız çekirdeklerin yapı taşları, mümkün olan en küçük potansiyel enerji durumunda dizilmediklerinde radyoaktif dönüşüme uğrayarak, fazla olan enerjinin yayılmasına ve farklı dizilim oluşturarak yeni bir elementin meydana gelmesine yol açarlar (Martin, 2006). Bu çekirdek dönüşümü, alfa parçacıklarının, elektronların, x veya gama ışınlarının, nötronların, protonların ve fisyon ürünlerinin yayınlanmasıyla gerçekleştirilir. Nükleer yapıların düzeni mümkün en küçük potansiyel enerjiyi sağlayabilecek durumdaysa, yeni oluşan çekirdek kararlıdır, değilse dönüşümler devam eder (Krane, 2001).

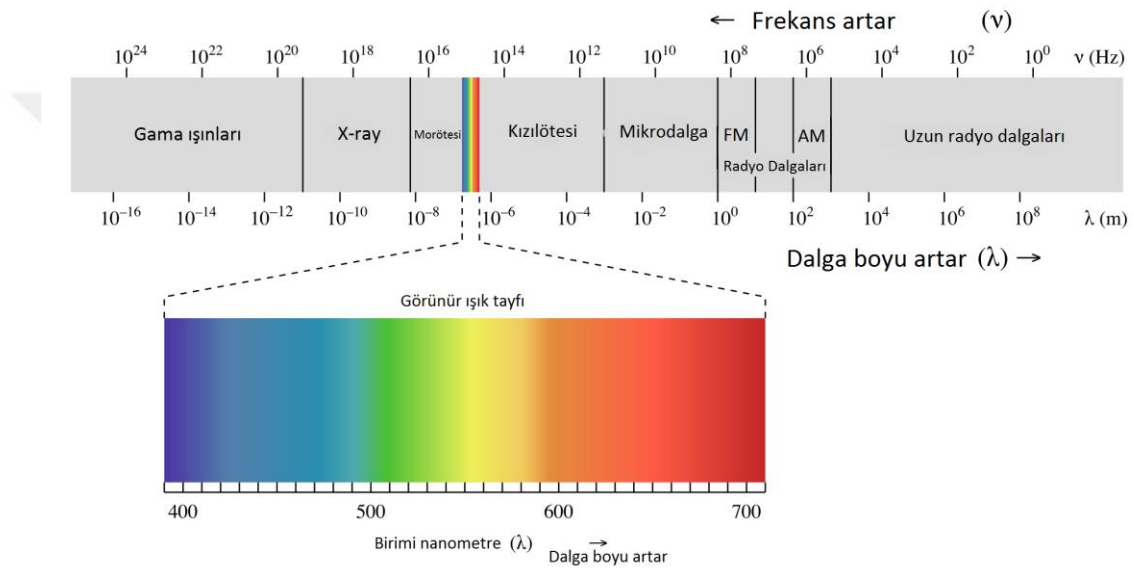


**Şekil 2.1.** Nötron zengini çekirdekler, proton zengini çekirdekler ve uzun ömürlü ağır çekirdeklerin ( $Z > 83$ ) kararlı çekirdekler çizgisine göre durumları (Martin, 2006)

Kararlılık durumu değerlendirilirken çekirdekteki proton ve nötron sayılarının birbiriyle oranı göz önünde bulundurulabilir. Hafif kütleli çekirdeklerde proton ve nötron sayıları genel olarak birbirine eşittir denebilir, ağır çekirdeklerde ise proton sayısı artacağından aralarında oluşacak Coulomb itme kuvveti önem kazanacak ve çekirdeğin bir arada tutulabilmesi için ilave bağlanma enerjisine ihtiyaç duyulacaktır. Bu durumda fazladan nötron eklenmesi gerekliliği oluşacağından, ağır çekirdeklerde

nötron sayısının proton sayısından daha fazla olduğu bilinmektedir (Martin, 2006). Şekil 2.1'deki egride kararlılık kuşağı görülmektedir.

Radyasyon, iyonize olan ve iyonize olmayan olarak iki gruba ayrılır (Podgorsak, 2005). İyonizasyon, radyasyonun ortamdan geçişi sırasında bir atom veya molekülü iyonize edebilme yani elektron yakalanmasına veya koparılmasına yol açabilmesi olarak tanımlanır. Alfa ve beta parçacıkları, X-ışınları, gama ışınları ve nötronlar, yüksek enerjili olup iyonlaştırıcı radyasyon kapsamında yer alır. (Tsoulfanidis, 1995).



**Şekil 2.2.** Elektromanyetik dalga tayfi

([https://tr.wikipedia.org/wiki/Dosya:Elektromanyetik\\_dalga\\_tayfi%C4%B1.png](https://tr.wikipedia.org/wiki/Dosya:Elektromanyetik_dalga_tayfi%C4%B1.png))

Şekil 2.2'de verilen elektromanyetik dalga tayfinda gösterildiği gibi, dalga boyu 10 nm ve üzerinde kalan kısım iyonize olmayan radyasyona dahil edilir. Bu bölümde radyo dalgaları, mikrodalga, kızılötesi ışınları, görünür ışık ve morötesi ışınları yer alır. (Krane, 2001). Dalga boyu 10 nm'nin altında kalan kısımda bulunan X ve gama ışınları ise iyonizan radyasyon kapsamındadır. Bu tür radyasyonlar biyolojik yapıda iyonlaşmaya yol açabileceğinden deoksiribo nükleik asit (DNA) yapısında tahribat yaratma olasılığı vardır. Kendi aralarında parçacık tipi ve dalga tipi olarak sınıflandırılırlar.

# RADYASYON

## İYONİZE RADYASYON

## İYONİZE OLMAYAN RADYASYON

### PARÇACIK TİPİ

### DALGA TİPİ

### DALGA TİPİ

ALFA  
PARÇACIKLARI  
BETA  
PARÇACIKLARI  
NÖTRONLAR

X- IŞINLARI  
GAMA IŞINLARI

RADYO  
DALGALARI  
MİKRODALGALAR  
KIZILÖTESİ  
DALGALAR  
GÖRÜLEBİLİR IŞIK

Şekil 2.3. Radyasyonun sınıflandırılması

Radyasyon kelimesi, 1900'li yıllara kadar elektromanyetik dalgaları tanımlamak üzere kullanılmıştır. Daha sonrasında elektronlar, X-ışınları ve doğal radyoaktivite keşfedilerek radyasyon terimi kapsamına alınmıştır. Yeni keşfedilmiş olan radyasyon, dalga özelliği gösteren elektromanyetik radyasyonun aksine parçacık özelliği göstermekteydi. 1920'li yıllara gelindiğinde bu teoriden yola çıkarak çeşitli deneyler gerçekleştiren DeBroglie, uygun koşullar altında elektronların ve diğer maddelerin ya parçacık ya da dalga özelliğini gösterebileceğini açıklayan teoriyi geliştirmiştir. Bu bilgilere dayanılarak, keşfedilen tüm atomik ve atomaltı parçacıkların dahil edildiği elektromanyetik spektrum oluşturulmuştur (Tsoulfanidis, 1995).

## 2.2. Radyasyon Birimleri

X ışınlarının tıpta kullanılmaya başlaması radyasyon birimlerine olan ihtiyacı ortaya çıkarmıştır. İlk defa 1928 yılında Röntgen (R) tarif edilmiştir. X-ışın tüpünden çıkan X-ışınları havada iyonizasyona sebep olmaktadır. Işınlama birimi olan Röntgenin tanımlanmasında; bir Röntgen 1 cm<sup>3</sup> havada 2,08x10<sup>9</sup> iyonizasyon oluşmasıdır. Röntgen değeri X-ışınının sayısını veya enerjisini belirlemede

kullanılmaz. SI (Uluslararası Birim Sistemi) biriminde 1 Röntgen 1 kg havada  $2,58 \times 10^{-4}$  C'luk yük birikmesi demektir.

$$1 R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ c/kg} \quad (2.1)$$

Dokuda absorbe edilen enerji miktarına doz denir. 1 rad absorbe eden maddenin 1 gramında 100 erg'lik enerji oluşturan radyasyon miktarıdır. Birimi rad'dır;

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} \quad (2.2)$$

Yeni SI birimi Gray'dir (Gy). Işınlanan maddenin 1 kilogramında 1 joule'lük enerji birikmesine sebep olan radyasyondur. 1 Gy, 100 rad'a eşittir. Rad'a eşdeğer olarak santigray (cGy) kullanılmaktadır.

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \text{ J/kg} \quad (2.3)$$

Değişik dokular aynı kalitede ışını değişik oranlarda absorbe ederler, ayrıca yüksek enerjili ışınlar daha az soğurulmaya uğrarlar. O halde gelen ışın miktarını belirleyen Röntgen doz birimi olarak kullanılamaz. Fakat ışının enerjisi bilinirse Röntgen kullanılarak doz hesaplanabilir.

Bir diğer doz birimi de REM'dir. Bir REM enerjisini biyolojik ortama veren ve canlı maddenin her gramında 1 rad'lık enerji birikimine yol açan X ışınları ile aynı biyolojik etkinliğe sahip ışın miktarıdır. REM radyobiyojide ve radyasyon zararlarını hesaplamada kullanılır. RBE, rölatif biyolojik etkinlik faktörü (radiobiological equivalent) ile radın çarpımı REM'i verir.

$$\text{REM} = \text{Rad} \times \text{RBE} \quad (2.4)$$

Tanı için kullanılan ışınların enerji seviyesinde RBE = 1'dir. Bu yüzden 1 rad = 1 REM olarak kabul edilir.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rad} = 100 \text{ rem} \quad (2.5)$$

Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu'nun önerdiği yeni birim Sievert (Sv)'dir. Bir Gy'lik X veya  $\gamma$  ışınının oluşturduğu biyolojik etkiye eşdeğer etki meydana getiren radyasyon miktarıdır.

### **2.3. Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi**

Radyasyon ve atoma dair bilinenler, çeşitli hedefleri oluşturan malzemelerin atom altı parçacıkları aracılığıyla çözümlenmiştir. Katot ışınlarının keşfiyle birlikte X-ışınlarının bulunmasına, bu da radyoaktivitenin öğrenilmesine yol açmıştır. Alfa parçacıklarının, protonların, nötronların, döteronların ve hafif çekirdeklerin, çeşitli hedef malzemelerinin atomlarıyla etkileşimleri, hafif elementlerin birleşmesine (füzyon) ve ağır elementlerin bölünmesine (filyon) yol açan sonuçlar doğurmaktadır (Martin, 2006).

#### **2.3.1. Elektronun Maddeyle Etkileşimi**

Elektronlar ile tesir edecekleri ortamda bulunan atom ya da moleküller arasındaki elektriksel kuvvetlerin itme veya çekmesine bağlı olarak etkileşimler meydana gelir. Elektronların enerji kaybı, çarpışma ve ışınım olmak üzere iki şekilde gerçekleşir. Elektronlar maddeyle bu iki yoldan herhangi biriyle etkileşime girerek enerjisinin bir kısmını aktarır. Her iki etkileşim de inelastiktir.

#### **Çarpışmayla Enerji Kaybı**

Çarpışma yoluyla enerji kaybı iyonizasyon ve uyarılma olmak üzere iki şekilde gerçekleşir (Podgorsak, 2005).

##### **- İyonizasyon**

Atom çevresine yönelen elektronun enerjisi, yörünge elektronun bağlanma enerjisinden fazla ise yörüngedeki elektron dışarı fırlatılarak atom iyonize hale gelir. Eğer kopan elektron 100 eV'den daha fazla enerjiye sahipse *ikincil elektron* veya *delta ışını* olarak adlandırılır. Bu dışarı fırlatılan elektron da farklı etkileşimlerle iyonizasyon veya uyarılma meydana getirebilir (Khan, 2003).

##### **- Uyarılma**

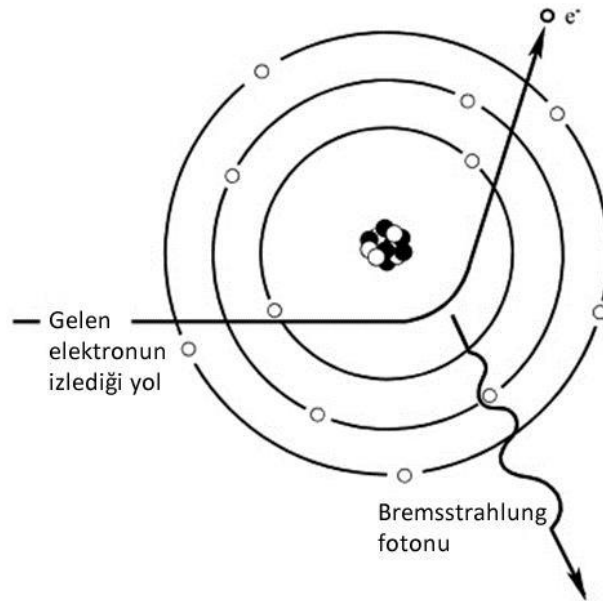
Atom çevresine yönelen elektronun enerjisi, yörünge elektronun bağlanma enerjisinden küçükse, atom uyarılmış olur ve bu elektron bir üst enerji seviyesine geçer. Bu olay için gereken enerji sadece birkaç eV'dir ve gelen elektronun enerji kaybı çok küçük sayılabilecek bir değerdedir (Khan, 2003).

#### **Bremsstrahlung olayı**

Atom çevresine yönelen elektron, eğer atom çekirdeğinin çok yakınından geçecek olursa Coulomb kuvvetine maruz kalarak yavaşlar, yön değiştirir ve uzaklaşır. Bu

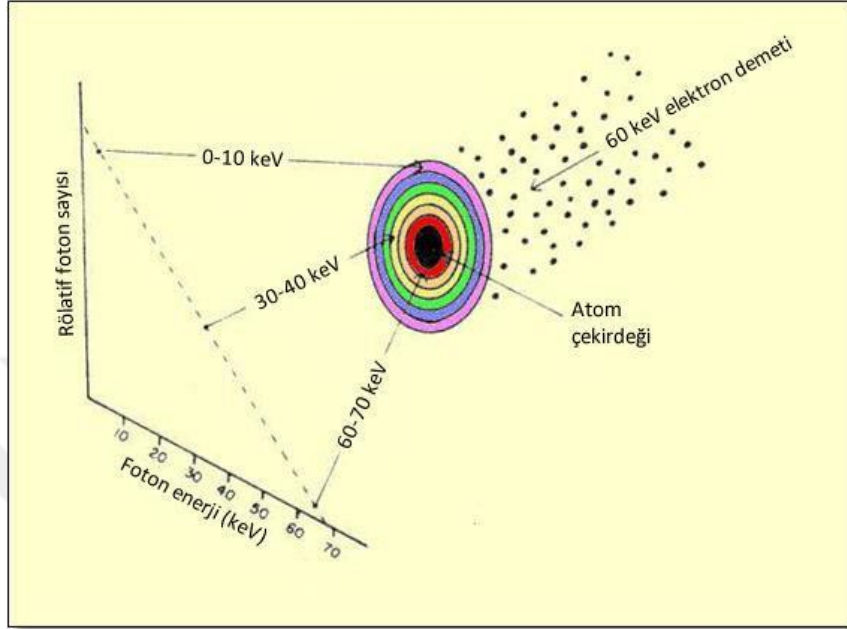
arada enerjisini “Bremsstrahlung (frenleme ışını)” adı verilen elektromanyetik ışın yayınlarken kaybeder. Şekil 2.4’te gelen elektronun enerjisini kaybederek Bremsstrahlung fotonu yayınlamasına yol açması gösterilmektedir.

Gelen elektronun atoma olan uzaklığı atomun yarıçapından daha küçükse bu tür etkileşim olma olasılığı yüksektir. Temel olarak X-ışınları üretimi bu olayla gerçekleşir. Bremsstrahlung olayı sonrasında yayımlanan X-ışınının enerjisi ( $h\nu$ ), gelen elektronun enerjisinden daha büyük değildir. Bu olay sonucunda kaybedilen enerji, değişkendir ve gelen elektronun enerjisine ve ortamın atom numarasına bağlıdır. Bazen düşük olasılıkla gerçekleşebilecek olan karakteristik X-ışını salınımı gözlemlenebilir. Bu olay da, gelen elektronun doğrudan atomun iç yörüngelerinde bulunan, örneğin K kabuğundaki bir elektronla etkileşimiyle gerçekleşir. Düşük elektron enerjilerinde Bremsstrahlung olayının görülme olasılığı çok azdır. Fakat yüksek enerjilerde bu olayın görülme olasılığı çarpışma ile olan olaylardan daha çoktur. Bremsstrahlung olayı elektromanyetik ışının üretilmesi ve gelen elektronun izlediği yolundan sapması ile sonuçlanır. Su, doku gibi düşük atom numarasına sahip ortamlarda elektronlar çoğunlukla atomik elektronlarla iyonizasyon yaparak enerji kaybederler. Kurşun gibi yüksek atom numarasına sahip ortamlarda ise Bremsstrahlung ışınması görülür (Khan, 2003) (Podgorsak, 2005).



Şekil 2.4. Frenleme X-ışını üretimi (Northern Arizona Üniversitesi - <http://nau.edu/cefns/labs/electron-microprobe/glg-510-class-notes/signals>)

Elektronun atom çekirdeğiyle etkileşim mesafesinin değişkenliği sebebiyle frenleme X-ışınları bir spektrum halinde üretilir. Spektrumdaki en yüksek enerji gelen elektronun enerji değerindedir (Goaz ve ark., 2000). Şekil 2.5'te Bremsstrahlung üretimi ve foton enerji spektrumu görülmektedir.



Şekil 2.5. Frenleme X-ışını spektrumu (<http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/>)

Lineer hızlandırıcı cihazlarında, hızlandırılmış olarak gelen elektronlar hedef malzemesiyle etkileşime girerek Bremsstrahlung ışınması yaparlar. Böylece ortaya çıkan fotonlarla radyasyon tedavisi uygulanabilir.

### 2.3.2. Fotonun Maddeyle Etkileşimi

Çeşitli nükleer etkileşimler, ürün çekirdeğinin uyarılmış enerji seviyesinde bulunmasına sebep olur. Uyarılmış olarak bulunan çekirdek, temel enerji seviyesine geçmek için bir süre sonra alfa, beta, bir veya birden fazla  $\gamma$  ışını yayımlayarak fazla enerjisini ortama aktarır (Krane, 2001).

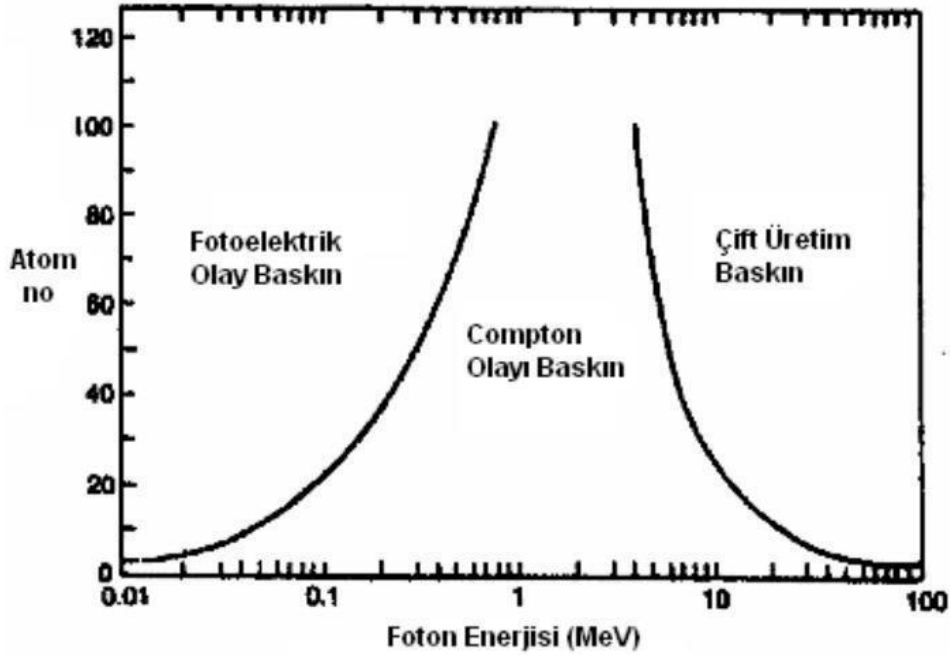
Radyoaktif elementler, kararlı duruma geçmek için, atom çekirdekleri ışınma yaptıktan sonra temel enerji düzeyine ulaşmak üzere çeşitli salınımlarda bulunmaya devam ederler. Bazı radyoaktif elementler, alfa veya beta ışınları yaptıktan sonra hala uyarılmış durumda kalmışsa, çeşitli gama ışınları yaparak temel enerji düzeyine geçme olasılıkları yüksektir.



Bazı bozunma sonucunda kararsız çekirdekten parçacık yayılımı olmadığından, atom ve kütle sayılarında bir değişme olmaz. Bu tipte gerçekleşen bozunmalar, izomerik bozunma olarak adlandırılır (Yüksel, 2013).

X ışınları ve gama ışınları elektromanyetik dalgalar (foton) olarak sınıflandırılmaktadır. Madde ile etkileşimleri aynı olmasına karşın, oluşum şekilleri yönünden farklılık göstermektedirler. Gama ışınları, kararsız atomun çekirdeğinden kararlı duruma geçiş yapma üzere yayınlanmasıyla oluşur. X-ışınları ise hızlandırılmış elektronların, yüksek atom numaralı hedef malzemesinin atom çekirdekleriyle bir araya gelmesi sonucunda, atomlarla etkileşime girmesiyle ortaya çıkar.

Çeşitli foton-parçacık etkileşimleri sonucunda, elektromanyetik radyasyonun soğurulması ve saçılması gibi etkileşimler meydana gelmektedir. Bu etkileşimlerin en temel olanları fotoelektrik olay, Compton ve Koherent saçılmaları ile çift oluşum olayıdır. Bu olayların gerçekleşme olasılıkları, etkileşime girecek olan fotonun enerjisine ve atom numarasına bağlı olarak, Şekil 2.7’de gösterildiği gibi değişmektedir.

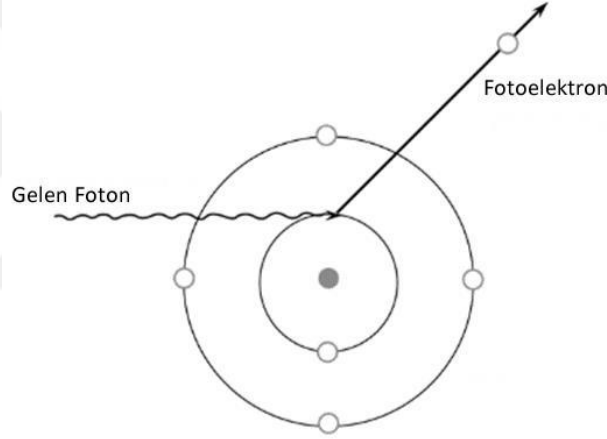


Şekil 2.6. Foton etkileşimlerinin enerjeye ve atom numarasına bağlı grafiği (Krane, 2001)

0.01 MeV ile 0.5 MeV arasında fotoelektrik olayın olma olasılığı baskın iken, Compton saçılması olayı 0.1 MeV ve 10 MeV arasında etkin hale gelmektedir. Çift oluşum olayının gerçekleşmesi ise, alt enerji sınırı olan 1.022 MeV'den başlar ve foton enerjisi arttıkça da bu etkileşimin gerçekleşme olasılığı artar (Podgorsak, 2005).

### **Fotoelektrik Olay**

Bir malzemenin fotonlarla ışınlanması sonucunda, atom çekirdeğinin yüzeyinden elektron koparılması olayı, fotoelektrik olay olarak adlandırılır. Yörüngeden fırlatılan elektrona fotoelektron adı verilmektedir. Bu olay, atoma gelen fotonun enerjisinin elektronların minimum bağlanma enerjisinden büyük olması durumunda gerçekleşir. Maddeye gelen foton tüm enerjisini elektrona aktararak kaybolur. Fotoelektrik olay düşük enerjili foton ve yüksek atom numaralı ortamlarda dominant etkileşimdir.



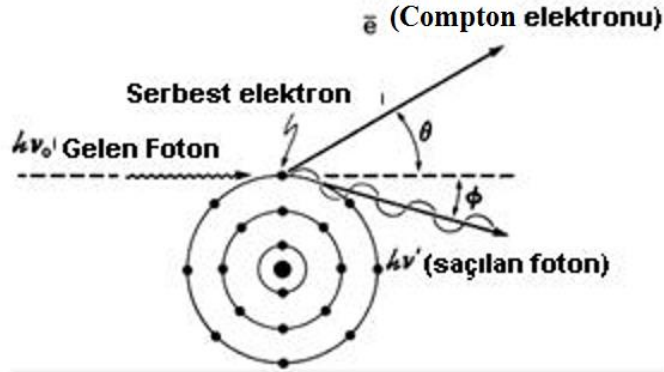
**Şekil 2.7.** Fotoelektrik olay (Mayles ve ark., 2007)

Fotoelektrik olayda, gelen fotonun enerjisine bağlı olarak, iç orbitaldeki elektronlarla etkileşim yapma olasılığı, diğer orbitallerdeki elektronlarla etkileşme olasılığından daha yüksektir. Fotoelektrik olayın olma ihtimali gelen fotonun enerjisinin küpü ile ters orantılı ve etkileşime girdiği maddenin atom numarasının küpü ile doğru orantılıdır (Khan, 2014).

### **Compton Saçılması**

Gelen fotonun, atomun serbest kabul edilen zayıf bağlı elektronlarıyla etkileşmesi sonucunda gerçekleşir. Gelen foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve yön değiştirerek uzaklaşır. Elektrona aktarılan enerji, fotonun saçılma açısına bağlı olarak değişiklik gösterir. Foton tarafından kaybedilen enerji elektronun saçılımı belirler. Çarpışma sonrasında enerji ve moment korunur.

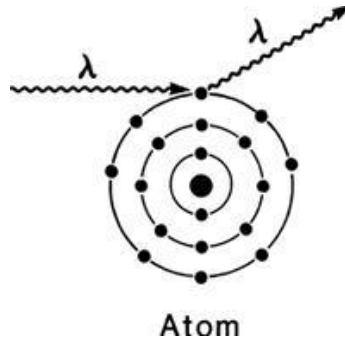
Compton saçılması orta enerji düzeyinde etkindir. Dalga boyları ( $\lambda$ ) arasındaki fark, elektrona aktarılan enerjiye eşittir ve saçılma açısına bağlıdır. Saçılan foton başka iyonlaşmalara, başka etkileşmelere neden olabilir (Khan, 2014).



Şekil 2.8. Compton saçılması (Khan, 2014)

### Koherent Saçılma

Atom yörüngesinde bulunan elektronun bağlanma enerjisinden küçük bir enerjiyle gelen fotonun, elektronla etkileşim yapmasıyla koherent saçılma gerçekleşir. Bu etkileşimde enerji transferi gerçekleşmez, çünkü elektronun atomdan koparılması söz konusu değildir. Foton yön değiştirerek etkileşime girdiği enerjiyle hareketine devam eder.

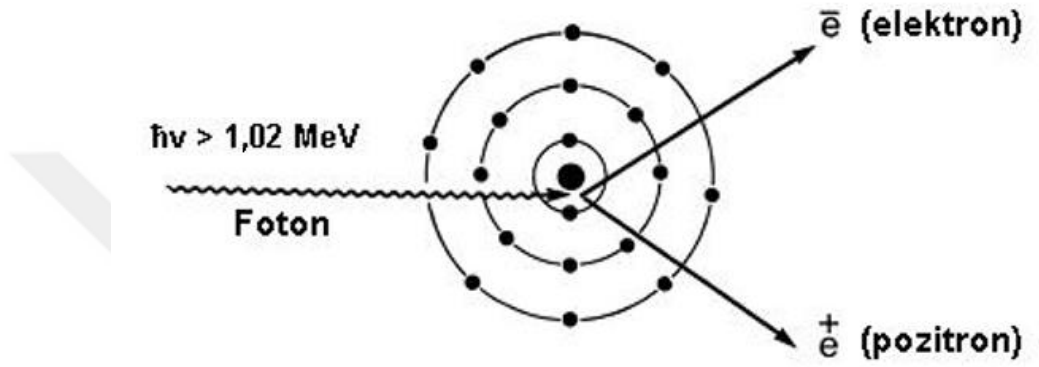


Şekil 2.9. Koherent Saçılma (Khan, 2014)

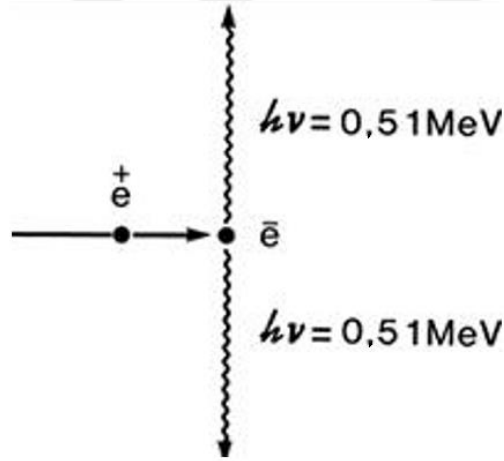
### Çift Oluşumu

Maddeye gelen fotonların, çekirdeğin coulomb alanından etkilenecek şekilde yok olması ve bir elektron pozitron çiftine dönüşmesi olayıdır. Bu olayın gerçekleşmesi için fotonların enerjisinin, bir elektron pozitron çiftinin durgun kütle enerjisi yani 1,022 MeV ya da bu enerjinin üstünde bir değere sahip olması gereklidir.

Fotonun enerjisi 1,022 MeV ise oluşan elektron pozitron çifti durgun halde kalır ve enerjinin kütleye transferi gerçekleşir. Eğer foton enerjisi 1,022 MeV'den yüksek ise geriye kalan enerji kinetik enerji olarak elektron pozitron çiftine aktarılır. Bu aktarım sırasında enerjinin ve momentin korunumu sağlanır. Oluşan pozitronun, ortamda bulunan serbest bir elektronla etkileşime girme olasılığı vardır. Bu etkileşim sonucunda birbirine zıt yönlü, 0,511 MeV enerjili iki foton açığa çıkar ve bu olaya anihilasyon (yok olma) olayı denir (Khan, 2014).



Şekil 2.10. Çift oluşumu (Khan, 2014)



Şekil 2.11. Anihilasyon (yok olma) olayı (Khan, 2014)

### Fotodisintegrasyon (Fotoayırışma)

Fotodisintegrasyon olayı, fotonlar ile atom çekirdeği arasında gerçekleşir. Enerjisi 8-10 MeV'den yüksek olan fotonlar, çekirdekten parçacıklar salınmasına yol açarlar. Çoğu durumda çekirdekten yayınlanan parçacıklar nötronlardır (Hashemi, 2008).

#### **2.4. Radyasyonun Biyolojik Etkinliği**

İyonlaştırıcı bir radyasyonun tipi ve enerjisi, radyasyonun biyolojik maddeye hasar verme etkinliğini belirleyici faktörlerdir. Bu sebeple farklı tip radyasyonların hücre biyolojisi üzerindeki etkileri birbirinden farklıdır. Aynı tip radyasyonun da enerjisi değiştikçe hücre üzerindeki hasar verme etkisi değişebilir. Bu durum “Rölatif Biyolojik Etkinlik” (RBE) terimi ile tanımlanır. RBE sağkalan hücre sayısını %37’ye düşüren Co-60 dozunun, aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozuna oranı olarak tanımlanmaktadır.

Radyasyonun biyolojik maddeye hasar verme durumu, maddenin maruz kaldığı enerjinin etkinliği ile orantılıdır. Radyasyonun kat ettiği yol boyunca birim mesafe başına bırakmış olduğu enerji miktarına ise lineer enerji transferi (LET) denir. İyonize radyasyonun yüzü ve hızı LET değeri üzerinde etkilidir ve LET birimi keV/ $\mu\text{m}^2$ ’dir.

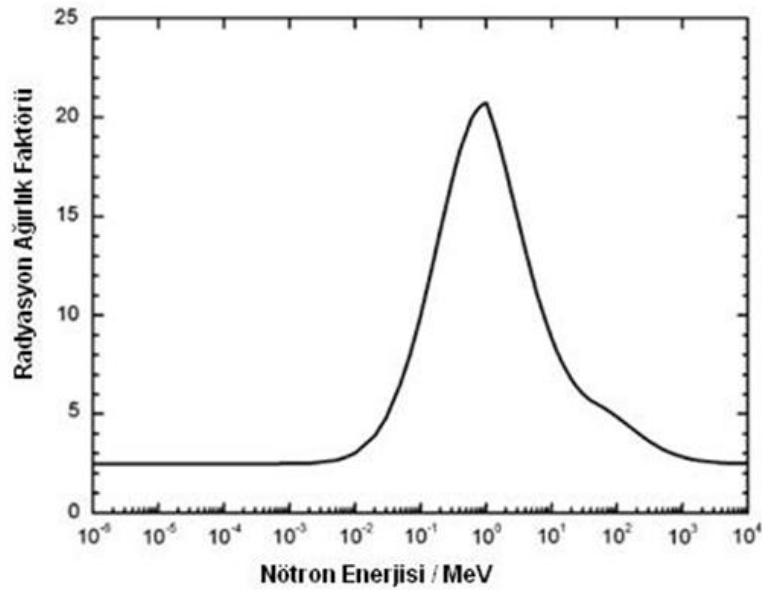
LET, birim mesafe başına bırakılan enerji olduğu için, radyasyonun yükü artıp hızı azaldıkça artan bir değerdir. Alfa, proton, ve nötron gibi ağır yüklü parçacıklar aynı enerjiye sahip gama, X-ışını ve beta parçacıklarına göre madde içinde daha kısa mesafelerde daha fazla enerji kaybederler. Bu sebeple de nötronlar geçtikleri maddelerin birim mesafesinde daha fazla enerji bıraktığı için aynı total dozdaki X-ışınları ve elektronlara göre öldürücü etkileri ve DNA molekülünde hasar oluşturma olasılıkları daha yüksektir (Beyzadeoglu, 2012).

Farklı enerjilerdeki farklı tip radyasyonların görece LET değerleri Tablo 2.1’de gösterilmektedir.

**Tablo 2.1.** Farklı tip radyasyonların LET değerleri (Beyzadeoglu, 2012)

Radyasyon	Enerji	Görece LET değerleri (keV/ $\mu\text{m}$ )
250 kV X-ışını	250 kV	3
3MV X-ışını	3 MV	0,3
Cobalt 60	1,17 -1,33 MV	0,3
Beta 10 kV	10 kV	2,3
Beta 1 MV	1 MV	0,25
Nötron 2.5 MV	2,5 MV	20
Nötron 19 MV	19 MV	7
Proton 2 MV	2 MV	16
Alfa 5 MV	5 MV	100

Biyolojik etki, yalnızca soğurulan doza göre değerlendirilemez. Farklı tip radyasyonlardan gelen enerjiler eşit olsa bile biyolojik etkileri farklı olabilir. Bu yüzden doz eşdeğeri soğurulan dozun radyasyon tipine bağlı olarak değişiklik gösteren radyasyon ağırlık faktörleriyle ( $W_R$ ) çarpılmasıyla bulunur. ICRP tarafından yayınlanan 103 no'lu raporda radyasyon tipine bağlı olarak önerilen radyasyon ağırlık faktörleri ( $W_R$ ) Tablo 2.2 ve Şekil 2.12'de gösterilmektedir (ICRP, 2007).



**Şekil 2.12.** Nötron enerjilerine karşılık gelen radyasyon ağırlık faktörleri (ICRP, 2007)

**Tablo 2.2.** ICRP'nin 103 no'lu raporunda radyasyon tipine bağlı olarak önerilen radyasyon ağırlık faktörleri

Radyasyon Tipi	Radyasyon Ağırlık Faktörü ( $W_R$ )
Fotonlar	1
Elektronlar, Müonlar	1
Protonlar, Yüklü Pionlar	2
Alfa Parçacıkları, Fizyon Ürünleri, Yüklü Parçacıklar	20
Nötronlar	Nötron enerjisine bağlı sürekli bir fonksiyon

## 2.5. Radyoterapi

Radyoterapi; kanser tedavisinde kullanılan X-ışınları, gama ışınları ve elektronlar gibi iyonize edici radyasyondan yararlanılarak uygulanan bir tedavi yöntemidir. Radyoterapinin amacı; tanımlanmış bir tümör hacmine, çevresindeki sağlıklı dokuda olabildiğince az zarar oluşturarak mümkün olan en fazla dozu vermek, tedavi şansını arttırırken etkin bir yaşam kalitesi sağlamaktır.

İyonizan radyasyon, tıpta 1895'te Röntgen'in X-ışınlarını ve 1898'de Curie'nin Radium'u keşfinden beri çeşitli şekillerde kullanılmaktadır. Ancak ilk uygulamalar sıklıkla yan etkiler nedeni ile başarılı olamamış ve 1920'li yıllara dek radyoterapi yaygın olarak kullanılamamıştır.

İlk kez 1922'de Coutard ve Hautant tarafından larenks kanserinin, radyasyon tedavisi ile önemli yan etkilere rastlanmadan iyileşebildiği gösterilmiştir. 1934'te ise Coutard, günümüzdeki radyoterapinin temelini şekillendiren doz-zaman ilişkisi kavramını içeren uzun süreli fraksiyonel bir tedavi yöntemi geliştirmiştir. 1936 yılında Paterson, X-ışınlarıyla yapılan kanser tedavisinin sonuçlarını yayınlamıştır (Perez ve ark., 2008).

Bunu izleyen dönemlerde radyoterapi fiziği açısından önemli gelişmeler olmuş, tedavi protokolleri belirlenmiştir. 1943 yılında Betatron, 1951'de Co-60 teleterapi ünitesi, 1952 yılında lineer hızlandırıcı geliştirilmiştir. Günümüzde ise gelişen

teknoloji ile yoğunluk ayarlı ve çok yapraklı kolimatörlere sahip radyoterapi cihazları yaygın olarak kullanılmaktadır.

### **Preoperatif Radyoterapi**

Preoperatif radyoterapi uygulamasında, bölgesel subklinik hastalığın kontrol edilmesi amaçlanmaktadır. Bunun yanısıra bazı durumlarda da preoperatif radyoterapinin uygulanmasına karar verilmektedir. Hastalığın cerrahi sınırlarda tekrarlama olasılığının azaltılması, lokal ve teknik olarak cerrahi rezeksiyon şansı olmayan ya da sınırda olan durumlarda hastalığın cerrahi girişim uygulanabilir aşamaya getirilebilmesi ve cerrahi girişim sırasında tümör ekiliminin önüne geçilmesi gibi hallerde hastaya cerrahi müdahale öncesi radyoterapi uygulanır.

### **Postoperatif Radyoterapi**

Postoperatif radyoterapi uygulamalarında, cerrahi müdahalelerden sonra radyoterapi uygulanmasında amaç, lokal hastalık bölgesinde, bölgesel lenf nodlarında ve cerrahi kesi bölgesinde var olan kalıntı tümör hücrelerini yok etmektir. Postoperatif radyoterapi uygulamalarına, yara iyileşmesinin tamamlanmasından sonra belirli bir müddet sonra başlanmalıdır.

#### **2.5.1. Eksternal Radyoterapi**

Statik çok yapraklı kolimatör (ÇYK) tekniği dahilinde yer alan, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)'de kullanılan "Dur ve ışınla (step-and-shoot)" metodu, geleneksel çok alanlı ışınlama tekniğinin uzantısıdır. bir dizi düzensiz şekilli ve kısmen çakışan, yoğunluğu ayarlanmış segmentler üst üste getirilerek doz verilir. Doz verme işlemi tamamlandıktan sonra ışınlama durur, ÇYK'ler bir sonraki segmenti oluşturmak üzere belirlenen pozisyonun şeklini oluşturur. Bu şekilde tüm segmentler tamamlanıncaya kadar ÇYK'lerin durması ve pozisyonlanması işlemi devam eder.

Dinamik çok yapraklı kolimatör tekniği dahilinde yer alan "Kayan Pencere" olarak adlandırılan dinamik ÇYK tekniğinde ise yoğunluk ayarı hareket eden yaprakların bireysel olarak konum değişimleri ile gerçekleşir. Tedavi alanında ışınlama durmaksızın yapraklar hareket eder ve segmentleri oluşturur. Böylece tedavideki her segment ışınlanması sürekli olarak devam eder ve farklı yoğunlukta doz dağılımı meydana gerçekleşir (Brady ve ark., 2006).



### **3-Boyutlu Konformal Radyoterapi**

Bilgisayar teknolojisi alanında gerçekleşen gelişmelerle birlikte günümüz radyoterapi uygulamalarında büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu gelişmeler sonrasında, yan etkilerin büyük oranda azaltılması sağlanarak kanserli hücre kontrolünde çok daha başarılı sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır. Radyoterapi uygulamaları içerisinde, en çok uygulanan yöntemlerin başında 3-boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) uygulamaları gelmektedir. 3B-KRT’de hastanın ardışık bilgisayar tomografi (BT) kesitleri kullanılmaktadır.

Bilgisayarlı planlama sistemine aktarılan BT kesitleri üzerinden tedavi alanı içerisinde bulunan tümör bölgesi, kritik organ ve diğer yapılar tanımlanarak hedef hacmin ve çevre dokuların aldığı dozlar kontrol edilebilmektedir. Hedef hacim bölgesindeki sıcak ve soğuk doz bölgeleri, yani istenenden fazla veya eksik doza maruz kalan bölgeler farklı tedavi alanları kullanılarak ortadan kaldırılabilir.

Böylelikle hedef hacime en uygun doz verilerek lokal kontrol sağlanırken, normal dokular üzerindeki yan etkiler de azaltılabilir. Bu teknikte, hastanın yaşam kalitesi artırılabilir (Khan, 2013).

### **Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

YART, 3B-KRT’nin daha gelişmiş teknikler kullanılarak düzenlenmiş bir şeklidir. YART’de alan boyutu, hedef hacimde farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük segmentlere bölünmektedir. Her segment için farklı parametreler kullanılarak tedavi alanı içerisinde farklı bölgelere farklı yoğunlukta radyasyon verilir. Böylece, hedef hacimde istenilen doz elde edilirken tümör etrafındaki normal dokular ve kritik yapılar çok daha iyi korunabilmektedir (Khan, 2013). Tedavi planlamasında, hastanın ardışık olarak alınmış BT kesitleri kullanılmaktadır. Bu kesitler üzerinde, bilgisayar ortamında yapılan gerekli çizimlerle hedef organ, tümör hacimleri ve bunların yanı sıra tedavi alanı içerisindeki kritik organ ve yapılar tanımlanır. Bilgisayarlı planlama sistemleri kullanılarak optimum plan elde edilmeye çalışılmaktadır. Konvansiyonel ve 3B-KRT uygulamalarına göre YART uygulamalarının tedavi planlaması ve tedavi süreleri daha uzun zaman almasına rağmen, özellikle prostat kanseri, baş-boyun kanserleri ve jinekolojik olgularda lokal kontrolde artışın sağlanmasında ve kritik yapıların korunmasında büyük avantaj sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir.

### **2.5.2. Radyoterapinin Amacı**

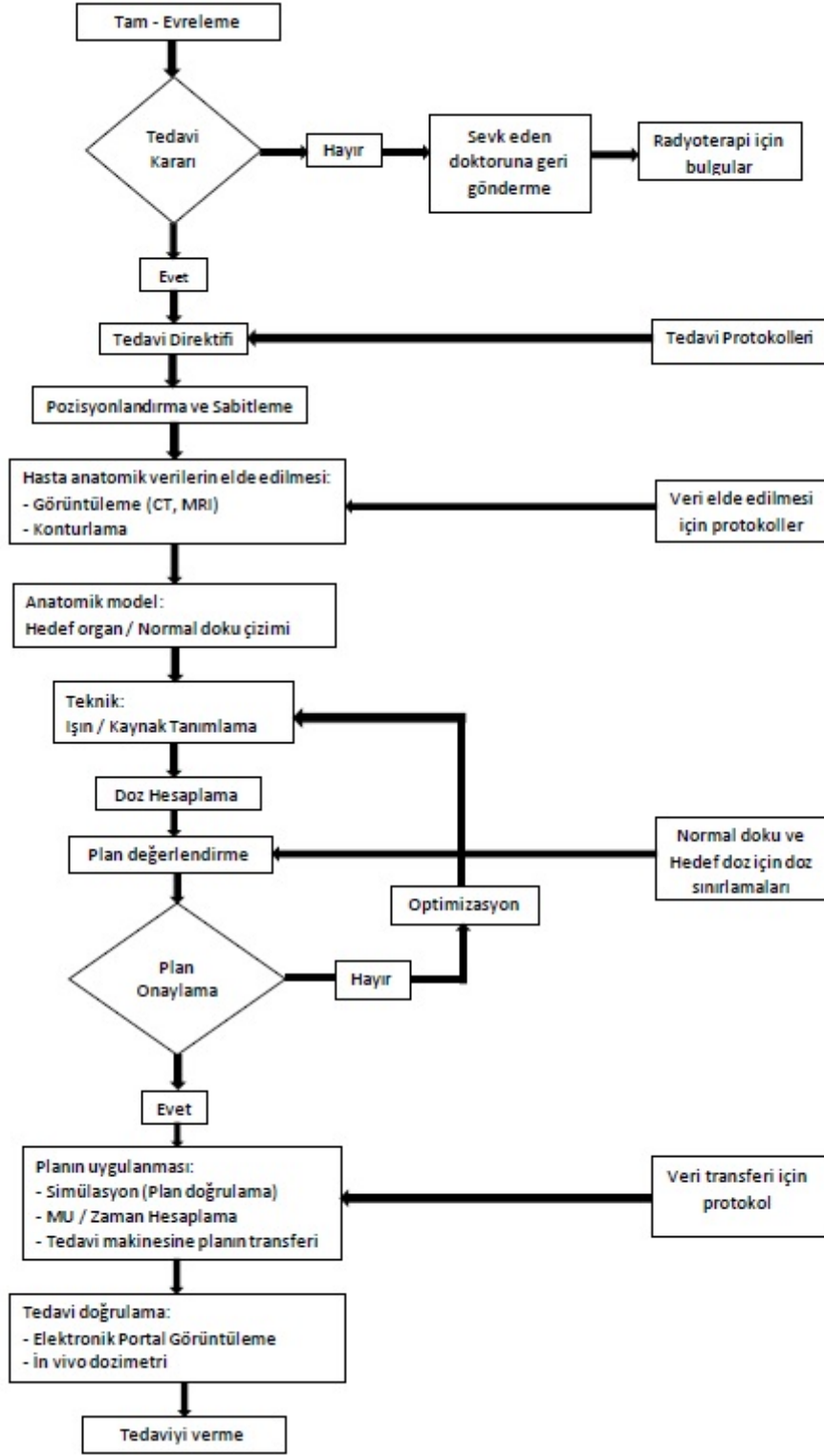
Radyoterapinin amacı, en az yan etki ile kanseri lokal olarak tedavi etmektir.

Bu amaç doğrultusunda, radyasyon dozunu hedef hacme vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamak izlenecek en uygun yoldur. Bugüne kadar bu alanda birçok teknoloji geliştirilmiştir. Brakiterapi ve operasyon sırasında uygulanan radyoterapi (intraoperatif radyoterapi - IORT), bu amaca uygun geliştirilmiş teknikler olsa da, klinik uygulamalarda bazı sınırlamalar ve zorluklar olduğundan yaygın olarak kullanılamamaktadır.

Modern görüntüleme yöntemleri olan bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve pozitron emisyon tomografi (PET) ile hasta anatomisinin üç boyutlu olarak gözlenebilmesi sayesinde, tümörün normal doku içinde konumlanmasının daha net ortaya konulmasıyla üç boyutlu konformal radyoterapi günümüzde iki boyutlu radyoterapinin yerini almıştır. Bloklar ya da çok yapraklı kolimatörler ve izodoz eğrileri dijital olarak tedavi planlama sisteminden görülebilir. Üç boyutlu planlamalarda BT simülator kullanılarak International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 50 ve 62'ye göre hedef hacimlerin ve riskli organların tanımlanması ve planlamada doz dağılımları doz hacim histogramlarında (DVH) görülerek tedavi kararının verilmesi uygundur. Konformal tedavi, çoklu alan girişleri, farklı enerjiler, kama filtreler, bloklar ve yaprak kolimatörler kullanarak riskli organlarda tolerans doz aşılmadan, daha yüksek dozların hedef volüme verilebilmesine izin verir. Ayrıca ikinci seri radyoterapi uygulaması gereken durumlarda da daha güvenli olarak gerçekleştirilmesine olanak tanır. Birden fazla bölümlenmiş alan veya alanların ağırlıklarının modifikasyonu ile doz homojenitesi daha uygun hale getirilebilir ve istenen düzeylere çekilebilir (Chang ve ark., 2006).

### **2.6. Radyoterapi süreci**

Bir kanser hastasının klinik değerlendirmesi sonrası alınan radyoterapi kararıyla başlayan tedavi süreci Şekil 2.13'te eksternal radyoterapi için gösterilmektedir.

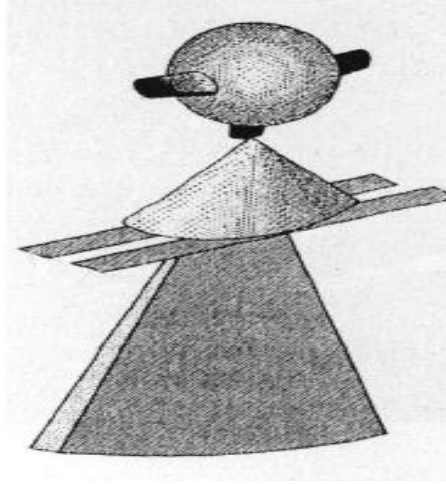


Şekil 2.13. Klinik Radyoterapi Tedavi Planlama Süreci (IAEA, 2004)

### 2.6.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi, X-ışını kullanılarak hasta vücudunda istenen bölge için kesitsel görüntü alınmasını sağlar. BT aygıtında farklı işlevleri gerçekleştirmek üzere çeşitli bölümler vardır. Bu kısımlar, tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olarak genellebilir.

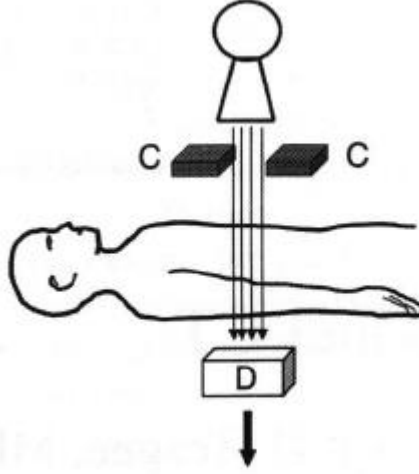
Standart bir BT cihazının tarayıcı bölümü, hasta destek masası ve gantriden oluşmaktadır. Gantri içinde X-ışın kaynağı ve dedektör dizisi bulunur. Bu cihaz görüntü oluşturmada konvansiyonel X-ışını cihazlarında mevcut olan X-ışını tüplerinin bir benzerini kullanmaktadır. Ancak diğer X-ışını cihazlarından farklı olarak, kaynağın içinde yer aldığı gantri sürekli dönebilir durumdadır. Gantri, yataklı bir sistem ile hastanın içeri doğru girmesine olanak tanıyan, merkezinde daire şeklinde boşluk bulunan bir yapıdadır. İçerisinde sürekli dönen X-ışın tüpü ve karşısına yerleştirilmiş dedektör sistemi vasıtasıyla, her açıdan istenen vücut bölümünün yoğunluğa bağlı olarak görüntülerini almaktadır. Elde edilen görüntüler, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır. Masa hareketli olduğundan her kesitten sonra kaydırılır ve kesit kalınlığı böylece belirlenmiş olur. X-ışın tüpü çıkışında ve dedektör önündeki kolimatörler sayesinde yelpaze şeklinde bir demet elde edilebilir (Şekil 2.14). Işın demetinin kalınlığı operator tarafından belirlenir.



Şekil 2.14. Tüpten çıkan X-ışınlarının kolimasyonu

Görüntülerin oluşturulmasında kullanılan X-ışınları geçtikleri ortam boyunca doku yoğunluğuna bağlı olarak değişen oranlarda zayıflamaya uğrayarak dedektör tarafından algılanırlar (Şekil 2.15). Dedektörün ölçtüğü her değer, ışının kat ettiği yol boyunca uğradığı toplam soğurulma miktarının ifadesi için kullanılmaktadır. Elde

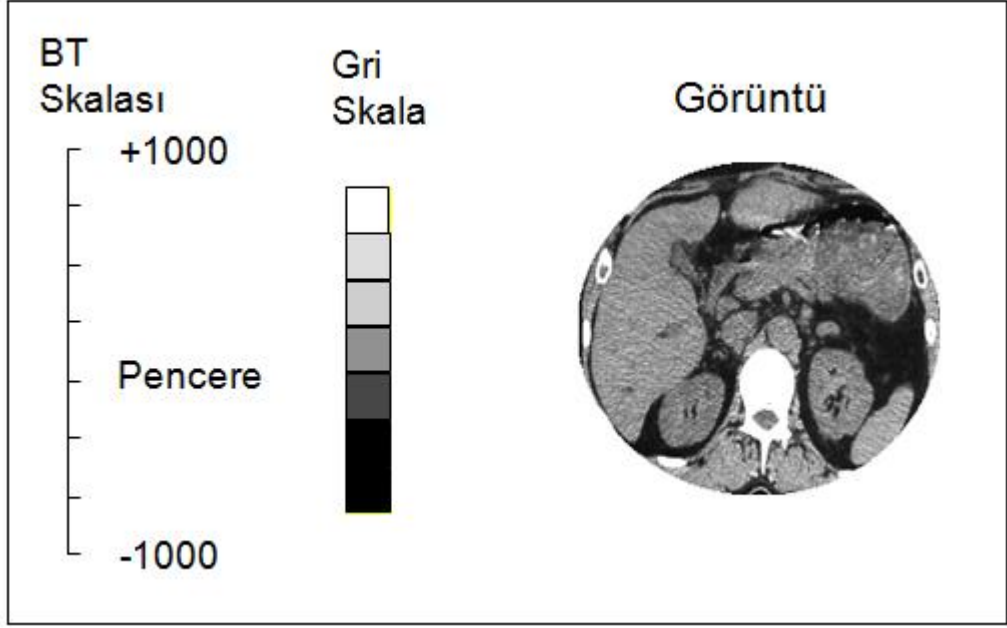
edilen kesit görüntüleri azaltma katsayılarının ( $\mu$ ) dağılımıdır ve bu dağılım daha sonra BT numaralarına (Hounsfield Units-HU) dönüştürülerek gri skala ile görüntü elde edilir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır (AAPM Task Grup No:66 2003,).



Şekil 2.15. X-ışının dokuda zayıflamaya uğrayarak dedektöre ulaşımı

$$H = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} \times 1000 \quad (2.6)$$

Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılarak görüntü oluşturulur. Hounsfield skalasında suyun azaltma değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmektedir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30-100 arasında atenüasyon değerine sahipken, yağ dokusu BT’de -60 ile -200 arasında değerler alır (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. BT'deki sayıların gri skaladaki renk karşılıkları ve kesit görüntüsünün oluşumu

Houndfield skalasına göre, siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda görüntü oluşturulur. X-ışını azaltma katsayısı en yüksek olan piksellere beyaz renk atanır, bu değer azaldıkça renk grileşir ve koyu tonlara doğru gider, alınan en düşük değer için ise siyah renk uygulanarak BT görüntüsü elde edilmiş olur.

### 2.6.2. Tedavi Planlama Sistemi

Tedavi planlama sistemi (TPS) radyoterapinin en önemli basamağıdır. TPS, hastaların anatomik bilgilerinin girilmesine, hedef hacmin tanımlanmasına, tedaviye uygun radyasyon ışınlarının seçilmesine ve hastaya verilecek doz dağılımını göstermeye olanak sağlamaktadır.

### 2.6.3. Sayısal Görüntüleme ve İletişim (DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine)

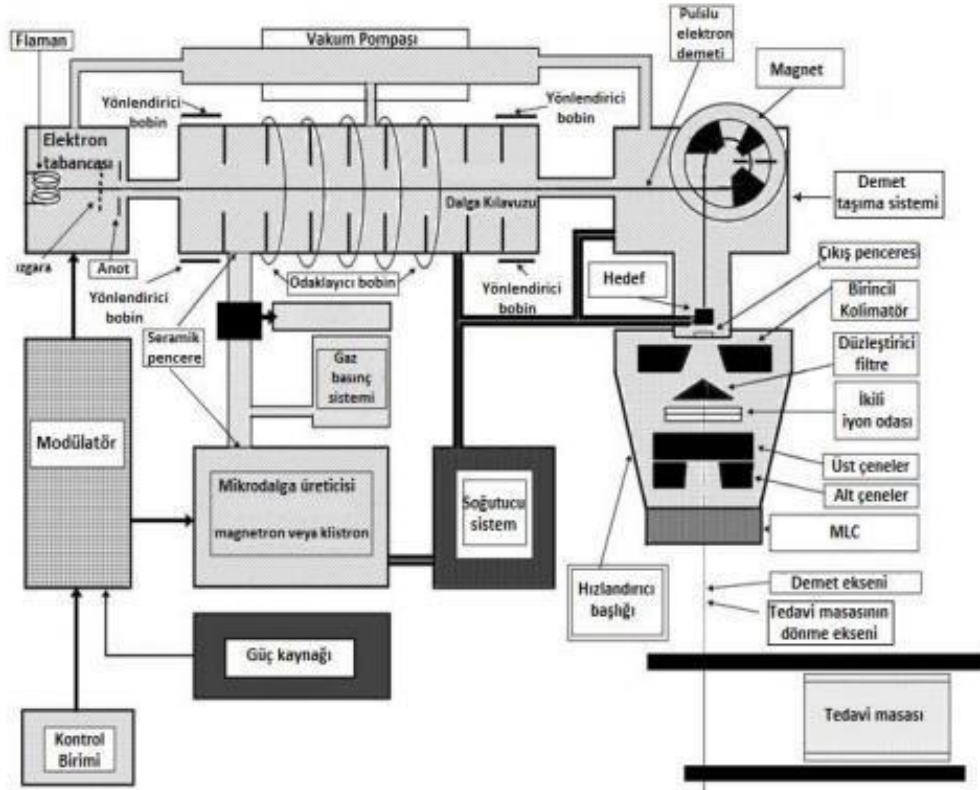
Farklı medikal sistemlerinin birbirleri ile iletişim kurabilmesi için bilgi transfer sistemine ihtiyaç duyulur. BT'de çekilen görüntülerin konturlamaya gönderilerek, gerekli işlemler tamamlandıktan sonra TPS'e aktarılması ve tedavi planı tamamlandıktan sonra gerekli bilgilerin dijital iletişim sistemine aktarılması işlemleri sayısal görüntüleme aşamalarıdır.

#### 2.6.4. Medikal Lineer Hızlandırıcı

Medikal lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandırarak yüksek enerjili elektron ve X-ışınlarının elde edilmesini sağlayan cihazlardır.

Bir medikal lineer hızlandırıcının çalışma prensibi genel olarak şu aşamalara dayanır; bir güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC – Direct Current) sağlar. Modülatörden gelen yüksek voltaj sinyalleri magnetron veya klystron adı verilen dalga üreticileri ve eş zamanlı olarak da elektron tabancasına iletilir. Magnetron mikro dalga üreten bir cihazdır, yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışır ve birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyalleri oluşturabilir. Klystron ise mikrodalga üretmez, var olan dalganın genliğini yükseltir. Mikrodalgalar, magnetron veya klystron tarafından dalga klavuzu ile hızlandırıcı tüp içerisine, elektron tabancası ile üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Hızlandırıcı tüp yapısının iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüştür ve tamamı bakırdan meydana gelir. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır.

Yaklaşık 50 keV'lik enerji ile hızlandırıcı tüp içine gönderilen elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşime girerler ve böylece sinüzoidal dalga bileşim modelinden hız ve enerji kazanırlar. Hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıkan yüksek enerjili elektronlar yaklaşık 3 mm çaplı bir kalem ışın formundadırlar. Genele göre daha kısa hızlandırıcı tüpe sahip lineer hızlandırıcılarda (6 MV veya daha düşük) X-ışını üretimi için elektronların düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerji kapasitesine sahip lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüpün daha uzun olması sebebiyle bu yapı yatay olarak ya da yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında, genellikle 90° ve 270° olmak üzere uygun bir açı boyunca eğilirler. Bükücü mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer yapıları içeren demet taşıma sistemi ile elektron demetinin hastaya doğru yönlendirilmesi gerçekleştirilir (Şekil 2.17). Bu yolla enerjileri 4-25 MV olan X-ışınları ve 4-25 MeV olan elektronlar üretilmiş olur.

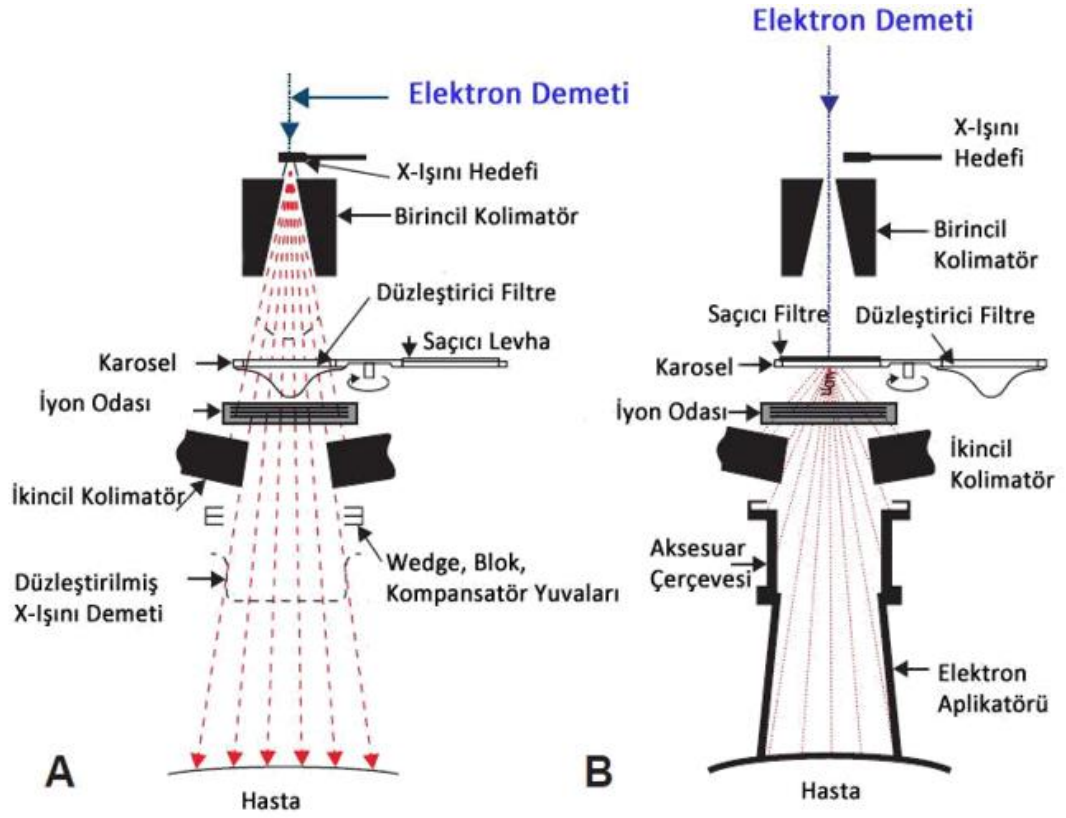


Şekil 2.17. Medikal Lineer hızlandırıcı elemanları (Podgorsak, 2010)

X-ışını üretiminde ise genellikle tungsten olan hedefe çarpıtılan elektronlar, hedefin hemen altında X-ışın kaynağındaki radyasyon sızıntısını azaltmaya ve hasta tedavisi için ışının yönünü ayarlamaya yarayan birincil kolimatöre gelir. Daha sonra ışın, yoğunluğunun izlediği yol boyunca aynı olmasını sağlayan düzleştirici filtreden geçer. Bu filtre genellikle kurşundan yapılmaktadır. Fakat tungsten, çelik, uranyum, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından da üretilebilmektedir. Düzleştirilmiş ışın alanı iyon odasından sonra kurşun ya da tungstenden oluşan bir çift çeneden (jaw) geçer ve dikdörtgen bir alan boyutuna sahip olur (Şekil 2.18). Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantri, düşey bir ekseninde dönebilme avantajını taşıyan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuşacak şekilde dikey ekseninde hareket eder (Khan 2010, Perez ve ark., 2008). Günümüzde genellikle medikal lineer hızlandırıcılarda, tedavide düzenli ya da düzensiz tedavi alanları oluşturmak için çok yapraklı kolimatör (ÇYK (MLC – Multileaf Collimator)) sistemleri kullanılmaktadır (Şekil 2.19). ÇYK'ler kurşun, serrobend ya da tungsten yapraklardan oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör sistemleridir.



ÇYK'lerin bulunduğu konumu üretici firmaya göre değişmektedir. Cihaz kafasındaki yeri bazı üreticilerce ikincil kolimatör çenesinin üzerine, bazıları tarafından ise üçüncül bir kolimatör yapısı gibi ikincil kolimatör çenesinin altına monte edilerek belirlenmektedir. Çok yapraklı kolimatörlerin tipleri de üreticiye göre farklılık gösterebilmektedir. Her bir yaprağın kalınlığı 1-3 cm arasında değişebilmektedir. ÇYK'lerin altında veya üstünde radyasyon sızıntısını önlemek için ek diyaframlar da kullanılmaktadır (AAPM Rapor No: 72, 2001).



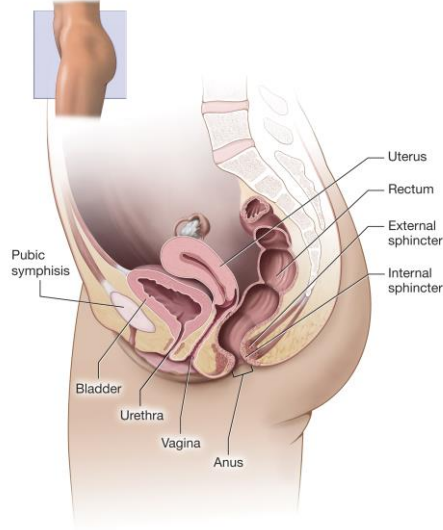
**Şekil 2.18.** Medikal Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında (A) X-ışını, (B) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler (Khan, 2014).



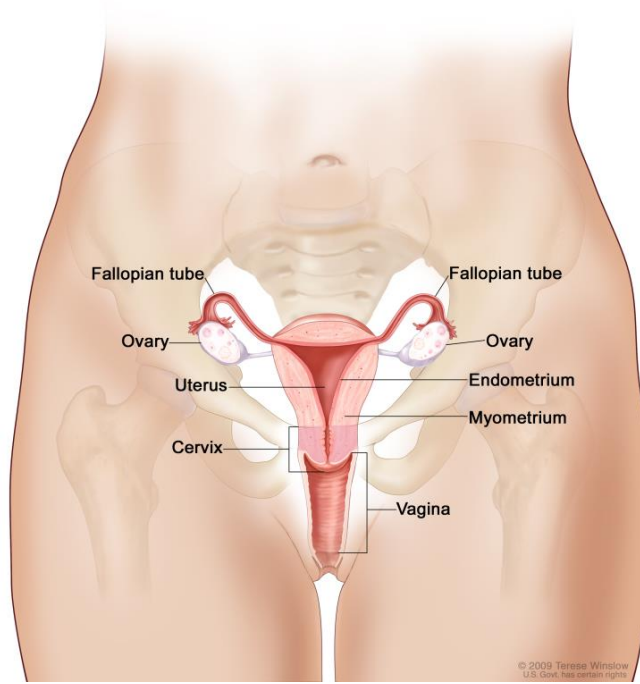
Şekil 2.19. Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) (Jeraj ve Robar, 2004)

## 2.7. Pelvik Bölge Kanserleri

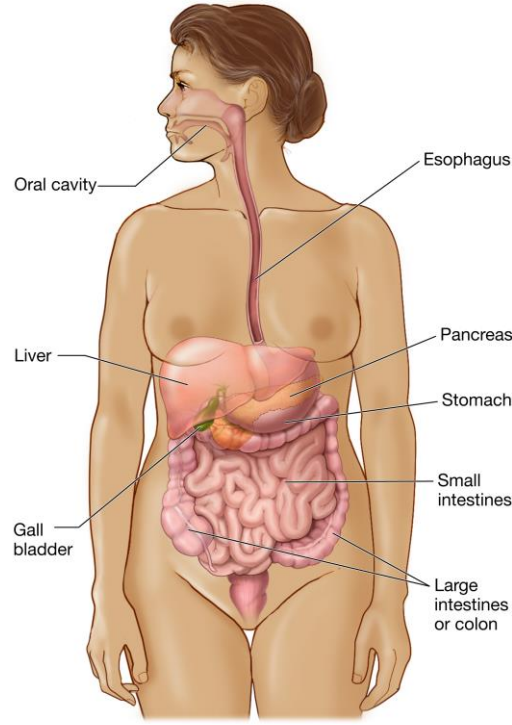
Pelvik kavite, mesane, kalın bağırsak, rektum ve üreme organlarını kapsar. Pelvik kavitede bulunan kadın üreme organları, uterus, yumurtalıklar ve fallopi tüpleridir. Erkeklerde ise prostat pelvik bölgede bulunur.



Şekil 2.20. Kadın pelvik bölgesi görünümü (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov>)



Şekil 2.21. Kadın üreme sistemi (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov>)



Şekil 2.22. Abdomen ve sindirim sistemi (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov>)

Pelvik bölgede bulunan temel organlar şu şekilde tanımlanabilir:

Anüs, bağırsak içeriğinin vücudu terk ettiği sindirim sisteminin sonundaki açıklıktır. Mesane, idararın biriktirilip depolandığı organ olarak tanımlanır. Serviks, uterusun alt, dar ucu, rahim ve vajina arasında bir kanal oluşturur. Endometriyum, rahime bağlanan doku katmanı olarak tanımlanabilir. Fallopi tüpleri, yumurtaların yumurtalıktan rahime geçtiği ince bir tüplerdir. Dişi üreme sistemi içinde uterusun her iki yanında bir adet yumurtalık ve bir adet fallopi tüpü bulunur. Kalın bağırsak, bağırsağın çekum, kolon ve rektum içeren kısmıdır, dışkı suyunu emer ve atıkları katı bir şekle dönüştürür. Kalın bağırsak yaklaşık 1,5 metre uzunluğundadır. Miyometriyum, uterusun dış katmandaki kas tabakasıdır. Yumurtalıklar, yumurtaların oluşturulduğu bir çift üreme bezidir ve uterusun her iki yanında bulunurlar. Pelvik taban, mesaneyi, bağırsakları ve uterusu destekleyen kaslardan oluşur. Pelvis kemiği, omurgayı destekleyen ve sindirim, idrar ve üreme organlarını tutan çanak şeklindeki kemiktir ve bacaklar pelviste vücuda bağlanırlar. Rektum, anüse en yakın olan kalın bağırsağın son birkaç santimetrelilik kısmıdır. İnce bağırsak, sindirimin büyük bölümünün gerçekleştiği organdır ve duodenum, jejunum ve ileum kısımlarından oluşur. Uzunluğu yaklaşık olarak 5-6 metredir. Üretra, idrarı

mesaneden vücudun dışına taşıyan tüptür. Uterus, kadın pelvisindeki küçük, oyuk armut şeklindeki, fetusun geliştiği organdır. Vajina, uterustan vücudun dışına çıkan kas kanalıdır. Doğum sırasında bebek vajinadan geçer.

Pelvik bölge radyoterapisinde genel olarak yüksek enerjili fotonlarla 3 boyutlu konformal tedavi uygulanır. Tümör yerleşimine göre 3 veya 4 alanlı tedavi uygulanabilir. Genel olarak toplam tedavi için 40 Gy veya 50 Gy önerilmektedir. Tedavi yapılırken kritik organ dozlarına da dikkat edilmelidir. Radyoterapi Onkoloji Grubu'nun (RTOG – Radiation Therapy Oncology Group) jinekolojik kanserler için sürdürdüğü 3 boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamasını içeren aktif protokolünde uyulmasını istediği kritik organ tolerans dozları şu şekilde belirtilmiştir:

- Toplam ince barsak hacminin %30'unun aldığı doz 40 Gy ve aşağısında olmalı,
- Toplam rektum hacminin %60'ının aldığı doz 40 Gy ve altında olmalı,
- Mesane hacminin %35'inin aldığı doz 45 Gy ve aşağısında olmalı,
- Spinal korda herhangi bir nokta 45 Gy üzerinde doz almamalı,
- Femur başlarının aldığı doz 45 Gy'i geçmemeli şeklindedir (Kılıç ve Demircioğlu, 2014).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Tedavi planlama sisteminde kullanılmak üzere gerekli olan rando fantomun pelvik bölge kesitlerinin elde edilmesi için, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. 80 cm gantri genişliğine ve çok kesitli görüntüleme özelliğine sahiptir. Çalışmada hastaların tarama bölgesi 2,5 mm aralıklarla görüntülenmiştir.



Şekil 3.1. GE LightSpeed™ RT marka bilgisayarlı tomografi cihazı (AÜROAD)



Şekil 3.2. Rando fantomun kesit görüntülerinin alınması (AÜROAD)

## BT Görüntülerinin Konturlanması

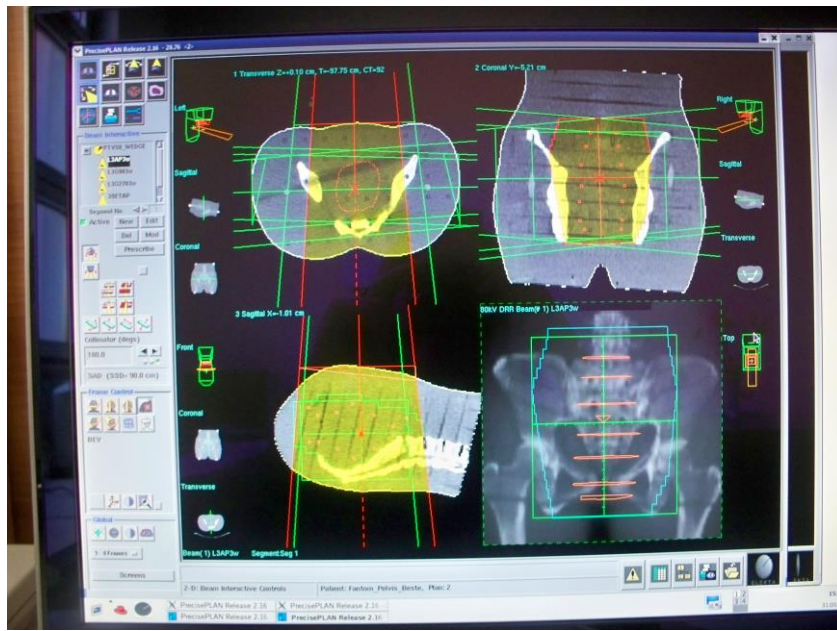
Kadın rando fantomuna ait BT'den elde edilmiş kesit görüntüleri aktarım sistemleri ile konturlama bilgisayarına gönderilip body, rektum çizilmiş, daha sonrasında ise pelvik bölgede bulunan standart bir kanser vakasında oluşabilecek rastgele ortalama olarak yerleştirilmiş PTV ve CTV hacimleri hazırlanmıştır. Yapı ve organ konturları ile hedef hacimleri içeren kesitsel görüntüler uygun planlamalarının yapılması için TPS'ye gönderilmiştir.

### 3.2. Elekta Precise Tedavi Planlama Sistemi

Segmentli ve kama filtreli pelvik bölge planlarının hazırlanmasında, Elekta Synergy Platform linear hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi Precise model 2.15 versiyon kullanılmıştır. Bu yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından girilen hasta verisini kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve hazırlanan planın değerlendirilmesini sağlar.

İşletim sistemi LINUX olup, network sistemi olarak ImPACT sistemini kullanmakta DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir.

Precise Plan 2.15 planlama sisteminde doz hesaplamalarında fotonlar için "Full Area Integration" algoritması, elektronlar için "Hogstrom's Pencil Beam" algoritması, YART için ise "aperture based inverse planning" algoritması kullanılmaktadır (Elekta Synergy Linear Accelerator Manual, 2005).



Şekil 3.3. Rando fantom üzerinde PrecisePLAN ile yapılan tedavi planı (18 MV – segmentli plan)

Planlama sisteminde farklı enerjileri ve teknikleri fotonötron oluşumu açısından mukayese edebilmek için, toplam 4 adet pelvik bölge tedavi planı oluşturulmuştur. Günlük 2 Gy olmak üzere 25 fraksiyon halinde, toplam 50 Gy'lık foton dozu verilecek şekilde yapılan planlardan iki tanesinde 18 MV, diğer iki tanesinde 10 MV enerjileri kullanılmıştır. Her iki farklı enerji için de hem segmentli hem de kama filtreli planlar oluşturulmuştur.

- 18 MV enerjide, segment kullanılarak,
- 18 MV enerjide, kama filtre kullanılarak,
- 10 MV enerjide, segment kullanılarak,
- 10 MV enerjide, kama filtre kullanılarak tedavi planları hazırlanmıştır.

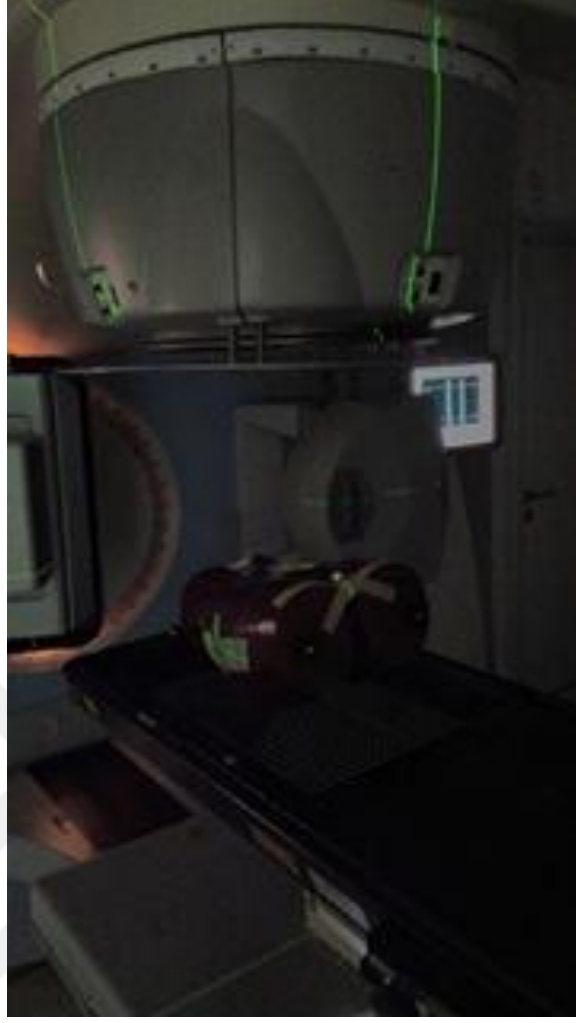
### 3.3. Elekta Medikal Linear Hızlandırıcı Cihazları

Bu çalışmada Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı'nda bulunan Elekta marka Synergy ve Synergy Platform model linear hızlandırıcı cihazları kullanılmıştır. Linear hızlandırıcı cihazı 4-6-18 MV olmak üzere 3 foton enerjisine 6-9-12-15-18 MeV olmak üzere 5 farklı elektron enerjisine sahiptir. Diğer linear hızlandırıcıda ise 4-6-10 MV foton enerjileri kullanılabilir. Çalışmada yapılan tüm planlamalar, pelvik bölge kanserlerinin tedavisine uygun olan 10 MV ile 18 MV'lik foton enerjileriyle ve ayrı ayrı segmentler oluşturularak veya wedge filtreleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.4. Elekta Synergy Linear Hızlandırıcı Cihazı (AÜROAD)



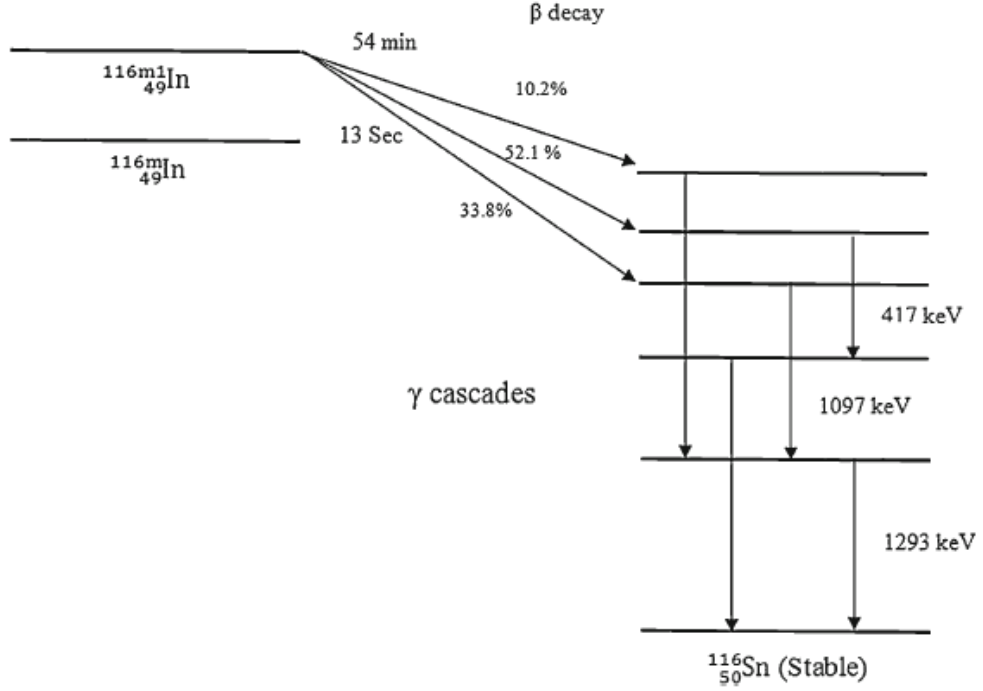


Şekil 3.5. Rando fantomun LINAK'ta ışınlanmak üzere hazırlanması. (AÜROAD)

#### 3.4. İndiyumun Uyarılma Fonksiyonları

Kullanılan yaprakçıktaki elementlerin izotoplarının yüksek enerjili parçacıklara maruz bırakılması sonucu kararlı hale geçerken yayınlanan radyasyonun ölçümü temeline dayanır.

Yüksek enerjili fotona maruz bırakılan örneğin kararsız hale gelip radyasyon salınımı yapmasıyla ortaya çıkan gama, foton enerjisi hakkında bilgi vermez, uyarıcı parçacıkların sayısının saptanmasına olanak tanır. İndiyumun kararlı hale geçerken yayınladığı betalardan sonra salınan gamaların enerjisi bellidir. Genel pikler belli olduğundan yüksek ihtimalle atılan gama enerjisinin oluşturduğu piklerden birinin seçilmesi gerekmiştir. Bu yüzden karşılaştırma yapılabilmesi için her ölçümde spektrum analizinde 1293 keV'lik piklere bakılmıştır.



Şekil 3.6.  $^{116}\text{In}$  elementinin basitleştirilmiş bozunma şeması (Akhlahgi ve ark., 2013)

Şekil 3.6'da da görüldüğü gibi kararlı hale ulaşmak üzere indiyumun yaptığı salınımlar bellidir. Beta bozunumundan sonra, oluşan önemli gama bozunma enerjileri şekilde gösterildiği gibi üç tanedir. Alınan ölçüm sonuçlarında, oluşturulan gama enerji spektrumunda 1293 keV'lik enerji pikine bakılarak partikül sayıları saptanmıştır.

### 3.5. İndiyum Yaprakçıklarının Yerleşimi ve Kullanımı

Bu tez çalışmasında, yaprak aktivasyon metoduyla partikül sayısına ulaşılmıştır. Toplamda 6 adet indiyum yaprakçığı ile her ışınlama esnasında aynı düzenek kurularak deneyler tekrarlanmıştır. Farklı enerjilerle ve farklı segmentlerle hazırlanan planların uygulanmasından sonra, kullanılan rando fantom içinden yapraklar alınarak ölçüme hazırlanmıştır. Sayım sonuçları saptandıktan sonra, 6 adet indiyum yaprakçığından alınan sayım sonuçlarının ortalama değerleri farklı ışınlama teknikleri ve enerjilere göre birleştirilerek tablo haline getirilmiştir.



**Şekil 3.7** İndiyum yaprakçığı (AÜROAD)

Ölçümler yapılırken boyutları ve kütleleri bilinen, gerekli numaralandırma ve gruplandırmalar yapılarak konumlandırılmış yaprakçıklar kullanılmıştır. Deneyler arasında yarı ömür faktörü dikkate alınarak yaprakçıkların aktivitesinin sıfırlanması beklenmiş, 2-3 gün aralıklarla ölçümler gerçekleştirilmiştir.

### **3.6. Rando Fantom**

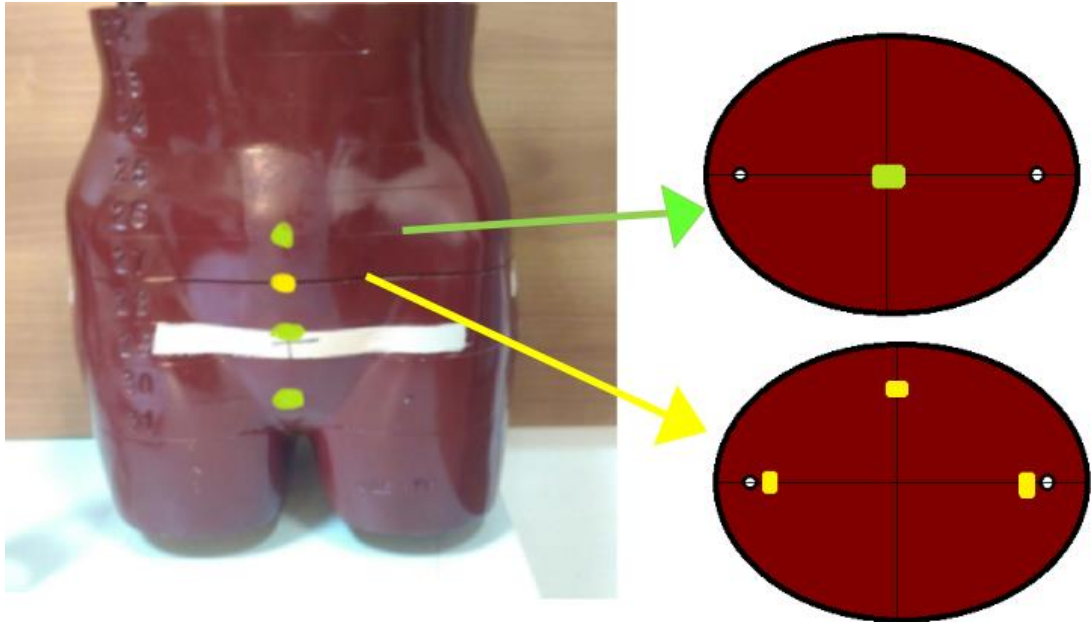
İnsan dokusu ile eşdeğer yoğunlukta olan rando fantomlarda; kemik, kas, akciğer ve vücut boşlukları gibi yapılarla insana en yakın modelleme sağlanmaya çalışılmıştır. 155 cm boyunda, 50 kg ağırlığında bir kadın olarak tasarlanmıştır ve kalınlıkları 2,5 cm olan 32 adet yatay kesitten oluşmaktadır.

Bu tezde rando fantomun pelvik bölgesi kullanılmıştır.



Şekil 3.8. Rando fantom (AÜROAD)

Pelvik bölgede bulunan PTV ışınlama alanının içinde yer almaktadır ve ölçümün yapılacağı hacim belirlenerek her deney öncesi aynı kesitlerin arasına yaprakçıklar yerleştirilmiştir. Konumlandırılan yaprakçıkların kesit aralarında buldukları yerler işaretlenmiş ve sonraki ölçümler için referans oluşturulmuştur.



Şekil 3.9. Yaprakçıkların rando fantom içinde konumlandırılması



Şekil 3.10. Kesitler arası yaprakçıkların yerleşimi

### 3.7. Germanyum Yarı İletken Dedektörü

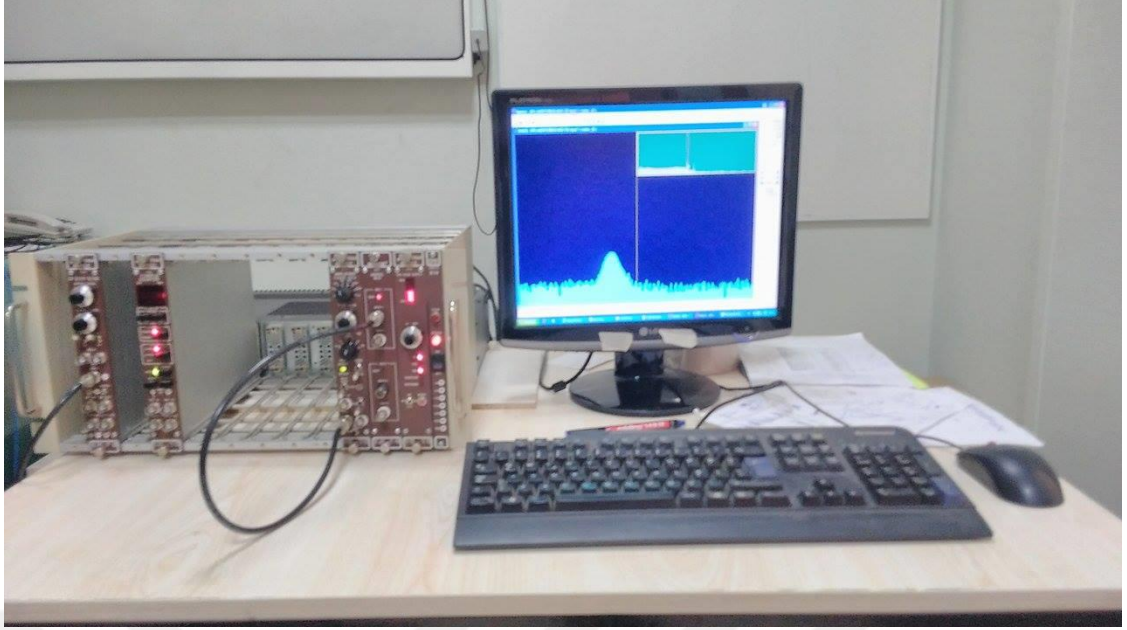
Ölçümlerde, Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne ait AMATEK-ORTEC marka GMX-20195-P model n-tipi yüksek saflıkta germanyum yarı iletken dedektörü kullanılmıştır.

Yapılan tez çalışmasında, aktif hale getirilen yapraklardan salınan gamaların takibinde AMATEK-ORTEC marka GMX-20195-P model n-tipi HPGe (High Purity Germanium) dedektörü kullanılmıştır. Dedektörün rölatif foto-pik verimi %20'dir. 1.33 MeV'de FWHM (full width half maximum, enerji pikinin yarı yüksekliğindeki genişlik) değeri 1.90 keV'dir. 59 keV'de ise bu değer 650 eV'dir. Dedektör, hızlı nötronların oluşturabileceği zarara karşı dirençlidir. Ayrıca ince bir giriş penceresine sahiptir. Böylelikle dedektör kaplama malzemesi ile foton arasında oluşabilecek Compton olayı azaltılmış ve keV mertebesinde enerjilerin ölçülebilmesi sağlanmıştır. Dedektörün dışını kaplayan karbon fiber kaplama ile çevre radyasyonunun etkisi azaltılmıştır. Enerji kalibrasyonu, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi'nden (ÇNAEM) temin edilmiş farklı enerjilerde gama salan karma gama kaynağı ile yapılmıştır. Dedektörün güç ihtiyacı ORTEC marka bias güç sağlayıcı ile

karşılanmıştır. Dedektörde iyonlaşma sonucunda oluşan akımın işlenerek sinyale dönüştürülmesi işlemi, ön yükselteç ve yükselteç ile sağlanmıştır. Sayımın yapıldığı düzenek, içerdiği ORTEC marka çoklu kanal analizörü (MCA) ile sinyalleri genliklerine göre bünyesinde barındırdığı 16384 kanala yerleştirmektedir. Ölçüm düzeneğinin son aşamasında elde edilen verilerin görselleştirildiği bir bilgisayar bulunmaktadır. Verilerin görselleştirilme süreci, bu bilgisayarda bulunan MAESTRO32 adlı program ile yapılmaktadır. MAESTRO32 programı ile sayım ve spektroskopi işlemlerinin çıktısı elde edilmektedir. Dedektör ile bilgisayar arasındaki işlemleri yapan elektronik elemanlar (yükselteç, MCA vd.), NIM (Nuclear Instrument Module) adı verilen yapıya yerleştirilmiştir. Deney süresince sıvı azot ile soğutulan dedektör, kurşun bloklarla düzenek dışından gelen radyasyona karşı muhafaza edilmiştir.



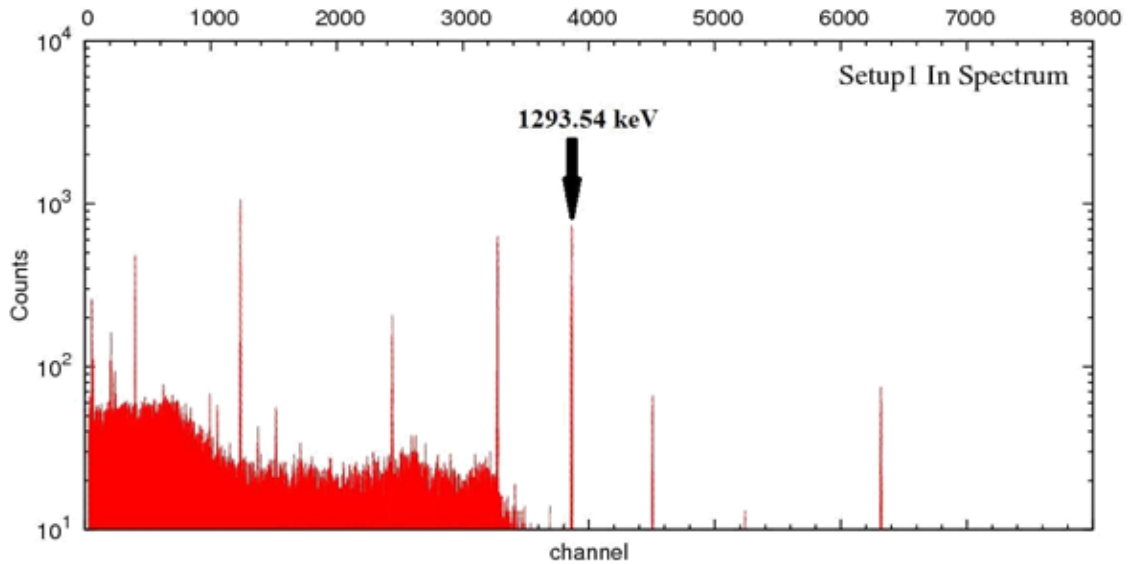
**Şekil 3.11.** HPGe dedektörü (sıvı azot tankı ve kurşun zırh)



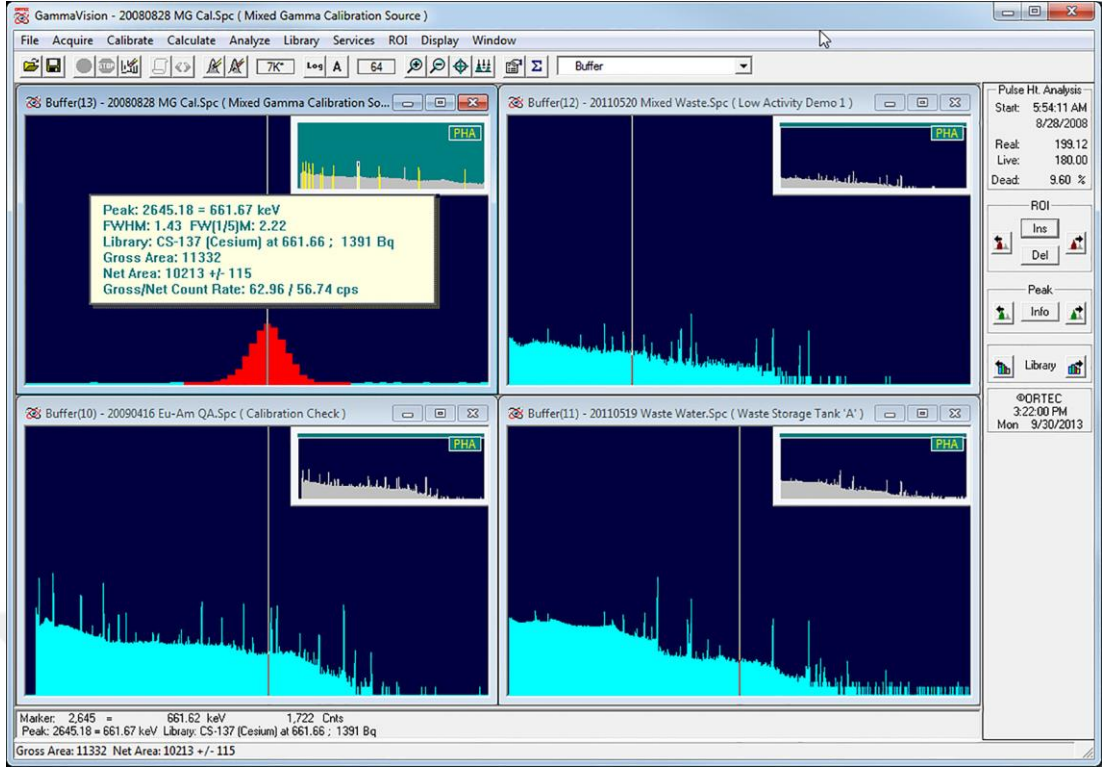
Şekil 3.12. HPGe dedektörü (NIM, güç kaynağı, MCA, yükselteç ve MAESTRO32)

### 3.8. MAESTRO Analiz Programı

Maestro analiz programında, dedektörden gelen sinyalleri otomatik olarak kalibre ederek kanal ve sayı olarak grafiğe dökülebilen bir yazılım kullanılmaktadır. Böylece dedektörde ölçülen sinyalleri, gama sayısı açısından saptayarak detektöre gelen parçacıkların sayısını bildirir. Bu sayede partikül sayısı elde edilmiş olup sonuca ve yoruma imkan sağlamış olur.



Şekil 3.13. İndiyum yaprakçığının aktivasyonu sonucu çıkan spektrum, 1293 keV enerjisinde seçilen pik.



Şekil 3.14. Maestro 32 analiz programı ekran görüntüsü



#### 4. BULGULAR

Her ışınlamada kullanılan 6 adet indiyum yaprakçığının aktivasyonundan elde edilen partikül sayıları belirlendikten sonra, alınan 6 farklı ölçüm değerinin ortalaması hesaplanmıştır. Tablo 4.1’de görüldüğü gibi her farklı teknik ve enerji için aynı işlem tekrarlanmış ve listelenmiştir.

Yapılan ölçümler sonucunda, ışınlama yapılan enerji değeri yükseldikçe parçacık sayısının da arttığı görülmüştür. 18 MV foton ışınlaması sonucunda, segmentli planlar kullanılarak yapılan ışınlamalarda daha fazla sayım alınmıştır. 10 MV foton kullanılarak yapılan ışınlamalar sonucunda ise, kama filtreli planlar kullanılarak yapılan ışınlamalarda daha çok partikül tespit edilmiştir. Bu durum, segmentlerde ve kama filtrelerde farklı materyal kullanılması ve bunlara bağlı olarak etkileşim olasılıklarının enerji değerine göre değişmesiyle bağlantılandırılabilir.

**Tablo 4.1.** Farklı indiyum yaprakçıklarından alınan partikül sayısı ölçüm sonuçları

	<b>L3 - Kama F.</b>		<b>L3 - Segment</b>		<b>L2 - Kama F.</b>		<b>L2 - Segment</b>	
<b>1</b>	865	±32	1676	±40	130	±12	69	±13
<b>2</b>	1266	±38	2054	±50	134	±13	61	±15
<b>3</b>	887	±31	1769	±46	78	±16	63	±12
<b>4</b>	770	±28	1205	±39	77	±12	60	±7
<b>5</b>	473	±24	1334	±40	76	±11	58	±6
<b>6</b>	1558	±42	1130	±34	64	±8	59	±11
<b>ORT</b>	970	±33	1528	±42	93	±12	62	±11

## 5. TARTIŞMA

Rando fantomdan alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri oluşturulduktan sonra, farklı enerjiler ile kama filtrelerden veya segmentlerden yararlanılarak tedavi planları oluşturulmuştur. 6 adet indiyum yaprakçığı rando fantomdaki hedef hacim içerisinde düzenli bir şekilde konumlandırılarak ELEKTA Synergy ve ELEKTA Synergy Platform modelli lineer hızlandırıcılar ile oluşturulan çeşitli planlarla ışınlanmıştır. Germanyum yarı iletken dedektörü ve Maestro analiz programı kullanılarak gama spektrumu oluşturulmuştur. 1293 keV'lik enerji pikine bakılarak dedektör tarafından sayılan toplam partikül sayısı elde edilmiştir.

Medikal lineer hızlandırıcı ile yapılan ışınlamalar sonucunda, yüksek enerjiler kullanıldığında çeşitli etkileşimlere bağlı olarak ortaya çıkan partikül sayısının, enerji değeri arttıkça yükseldiği saptanmıştır. Segmentli planlarda 18 MV ile ışınlanan yaprakçıklardan alınan ölçüm sonuçları, en yüksek değerde çıkmıştır. 18 MV segmentli, 18 MV kama filtreli, 10 MV kama filtreli ve 10 MV segmentli planlar için partikül sayısı ölçüm değerleri sırasıyla;  $1528 \pm 42$ ,  $970 \pm 33$ ,  $93 \pm 12$  ve  $62 \pm 11$  olarak tespit edilmiştir.

Yüksek enerjiler kullanıldığında 18 MV için, partikül sayısının kama filtreli plana göre segmentli planda yaklaşık 24 kat daha fazla çıktığı görülmüştür. 10 MV için ise, partikül sayısı kama filtreli planda segmentli plana göre yaklaşık 10 kat daha fazladır. Bu durum, kamaların ve segment oluşturmak için kullanılan çok yapraklı kolimatörlerin yapısında bulunan malzemelerin farklı olmasıyla açıklanabilir.

Fotonların etkileşim yapma olasılığı her enerji ve materyal için farklılık göstermektedir. Bunların çözümlenmesini yapabilmek için, farklı elementlere göre fotonların etkileşim yapma olasılıklarını gösteren grafiklere bakılması gerekmektedir. Yalnız üretici firmaların kullandığı malzemeler medikal lineer hızlandırıcılar için değişiklik göstermektedir. ÇYK ve kama filtrelerde kullanılan malzemeler de hızlandırıcı markasına göre değişir. Bunun için ELEKTA markasının cihazlarında kullandığı materyallerin bilinmesi gerekir.

Yüksek enerjili radyoterapi sırasında oluşabilecek partikül etkileşimleri sonucunda istenmeyen radyasyon açığa çıkabilir. Farklı planlama teknikleri ve daha yüksek enerjiler kullanıldığında ise bu durumun oluşabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Pelvik bölgeye uygulanan radyoterapilerde yüksek enerjili ışınlamalar dolayısıyla oluşabilecek gereksiz radyasyon, ölçüm sonucunda hesaplanan değerler göz önüne alındığında ihmal edilebilir düzeydedir. Farklı planlama teknikleri uygulandığında, yüksek enerjili radyasyonun sebebiyet vereceği çeşitli etkileşimler sonucunda ortaya çıkacak partiküller dolayısıyla oluşabilecek dozlar yükselebilir. Bu durum da, daha etkili komplikasyonların ortaya çıkmasına ve ikincil kanser riskinin artmasına yol açabilir. Enerji seviyesi arttıkça da benzer etkiler görülebilir. Bu sebeple, yüksek enerjiler ve uzun süreli ışınlama uygulanması gereken teknikler kullanıldığında istenmeyen partiküllerden gelebilecek dozlar dikkate alınmalıdır.

## KAYNAKLAR

AAPM, American Association of Physicists in Medicine Report 72: Basic Applications of Multileaf Collimators. USA, 2001.

AAPM, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 66. Med. Phys. 2003;30 (10):2762

Akhlaghi P., Motavalli L. R., Hakimabad S. H. M., The measurements of thermal neutron flux distribution in a paraffin phantom, 2013; 80, 5, 873–885.

Beyzadeoglu, M., Ozyigit, G. ve Selek, U. Radiation Oncology, A MCQ and Case Study-Based Review, Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2012, s:85.

Brady, L.W., Heilmann H.P. And Molls, M. 2006. New Technologies in Radiation Oncology. Springer, Germany; 2006.

Chang, A.E., Ganz, P.A., Hayes, D.F., Kinsella, T., Pass, H.I., Schiller, J.H., Stone, R.M., Strecher, V. Oncology, An Evidence-Based Approach; 2006, p:531-532.

Hashemi, S. M., Bijan, H. M., Raisali, G., Pervaneh, S., Sharafi, A. ve Torkzadeh, F., Measurement of Photoneutron Dose Produced By Wedge Filters of a High-Energy Linac Using Polycarbonate Films, J. Radiat. Res. 2008; 49, 279-283.

Halperin E. C., Perez C. A., Brady L. W. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition, 2008.

International Atomic Energy Agency, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment Of Cancer; Austria, 2004.

M. Jeraz, Robar V., Multileaf collimator in radiotherapy. 2004; 38(3): 235-40.

Kaplan A., Akkurt İ. Foton Radyoterapide Medikal LINAC'da Oluşan Fotonötronların Ölçümü. Foton. 2006; 10.1: 1-4.

Kılıç D., Demircioğlu F., Jinekolojik Tümörlerde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi  
Jinekolojik Tümörlerde Radyoterapi, Türk Jinekolojik Onkoloji Dergisi, 2014-1, s: 8-21

Krane K. S. Introductory Nuclear Physics. John Wiley & Sons, Singapore; 1988, p: 2-7.

Khan, F. M., Gibbons J. P., The Physics of Radiation Therapy, Third Edition. Baltimore, 2003.

Khan, F. M., Gibbons J. P., The Physics of Radiation Therapy, Fifth Edition. Philadelphia, 2014.

Krane KS. Introductory Nuclear Physics Çeviren: Şarer B. Nükleer Fizik Cilt 1. 1. Basım, Palme Yayıncılık, Ankara; 2001, s: 246-261.

Martin JE. Radiation Shielding. In: Mörlenbach SG, Freiburg S, Freiburg M eds. Physics for Radiation Protection. 2nd ed. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2006, p: 367-420.

Martin JE. Radiation Shielding. In: Mörlenbach SG, Freiburg S, Freiburg M eds. Physics for Radiation Protection. 2nd ed. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2006, p: 149-197.

Martin JE. Neutrons. In: Mörlenbach SG, Freiburg S, Freiburg M eds. Physics for Radiation Protection. 2nd ed. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2006, p: 639-653.

Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J.C. Handbook Of Radiotherapy Physics, Theory And Practice, 2007, CRC Press.

Podgorsak, E.B., Radiation Physics For Medical Physicists, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering, 2nd Edition, USA, 2010.

Podgorsak, E.B., Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, Austria: IAEA, 2005.

Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. Elekta Limited. (2005).

The International Commission on Radiological Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Report no: 103, 2007.

Tsoufanidis N. Semiconductor Detectors. Measurement and Detection of Radiation. 2nd ed. Washington: Taylor & Francis: 1995, p: 235-262.

Yüksel, M., Doğal ve Katkılanmış Bor Minerallerinin Dozimetre Geliştirmek Amacıyla Termoluminesans (TL) Yöntemi Kullanılarak Çalışılması. Çukurova Üni. Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2013, Adana (Danışman: Prof. Dr. Zehra Yeğingil).



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Ayşe Beste	<b>Uyruğu</b>	T.C.
<b>Soyadı</b>	ŞİMŞEK	<b>Tel no</b>	05556930263
<b>Doğum tarihi</b>	10.05.1987	<b>e-posta</b>	bestesimsek87@gmail.com

### Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
<b>Lise</b>	Ankara Ayrancı Anadolu Lisesi	2005
<b>Lisans</b>	Hacettepe Üniversitesi	2013

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	YDS	65