



**T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LİNEER HIZLANDIRICILARIN ÖZELLİKLERİ
VE RADYOTERAPİDE KULLANILMASI**

**Gökçen ÇOBANOĞLU
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Fizik Anabilim Dalı**

**Nisan-2011
KONYA
Her Hakkı Saklıdır**

TEZ KABUL VE ONAYI

.....
 Gökten GÖBANOĞLU tarafından hazırlanan “.....
 adlı tez çalışması 16.05.2011 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği / oy
 çokluğu ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
 Fizik Anabilim Dalı'nda YÜKSEK
 LİSANS/DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman Prof. Dr. Rıza ÖĞÜL

.....
 Rıza ÖĞÜL

Jüri Başkanı
 Prof. Dr. İsmail BOZKOSUOĞLU

.....
 İsmail BOZKOSUOĞLU

Üye Prof. Dr. Rıza ÖĞÜL

.....
 Rıza ÖĞÜL

Üye Doç. Dr. Nihal Büyükgözmen

.....
 Nihal Büyükgözmen

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Bayram SADE
 FBE Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Gökçen ÇOBANOĞLU

Tarih: 23.05.2011



ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

LİNEER HIZLANDIRICILARIN ÖZELLİKLERİ VE RADYOTERAPİDE KULLANILMASI

Gökçen ÇOBANOĞLU

**Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı**

Danışman: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2011, 70 Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Rıza OĞUL

Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

X-ışınlarının tıpta görüntüleme alanında kullanılmaya başlanması ve daha sonra radyoaktif elementlerin kanser tedavisinde kullanılmasıyla tıp alanında önemli gelişmeler meydana gelmiştir.

Bu çalışma Konya Özel Radyasyon Onkoloji Merkezi'nde bulunan lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV ve 15 MV X-ışını; 6, 9, 12, 15 MeV elektron enerjileri kullanılarak yapılan ışın tedavisi araştırılmıştır. Radyoterapide yapılan tedavi planlamasında, hastada belirlenen hedef hacime istenilen dozun verilmesi ve tümörün yok edilmesi amaçlanmıştır. Hastaya çekilen bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri elde edilerek, CT' den gelen enine kesit görüntülerden 3 boyutlu görüntü oluşturularak hastanın konturlama işlemi yapılmaktadır. Tedavi planlamasının doğru bir şekilde yapılması, cihaza ait parametrelerin doğru bir şekilde ölçülerek verilerin girilmesi oldukça önemlidir. Tedavi planlamasında radyasyonun tipi, alan boyutu, derinlik ve ışın düzenleyiciler gibi birçok parametre kullanılmaktadır.

Anahtar kelimeler: izodoz dağılımları, kaynak cilt mesafesi (SSD), X-ışını, yüzde derin doz (%DD)

ABSTRACT

MS THESIS

**PROPERTIES OF LINEER ACCELARATOR AND
THEIR USE IN RADIOTHERAPY**

Gökçen ÇOBANOĞLU

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
SELÇUK UNIVERCITY
THE DEGREE OF SCIENCE IN THE DEPARTMENT OF PHYSICS**

Supervisor: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2011, 70 Page

Jury

Prof. Dr. Rıza OĞUL

Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

Using the X-ray imaging technique in the medical field, especially their applications in the cancer therapy, have given rise to very important developments in the medical sciences.

In this study, we have investigated the beam therapy carried out by the linear accelerator producing X-rays at 6 and 15 MV and electrons at the energies of 6,9,12 and 15 MeV used in Private Konya Radiation Oncology Centre. In the treatment planning used in Radiotherapy, the main goal is to determine the amount of the dose to be given, and to destroy the tumors. By obtaining the images from the Computer Tomography (CT), contouring process of the patient is performed by composing the three dimensional images obtained from the horizontal sectional images. In order to perform a correct treatment planning, it is very important to adjust the device and to impose the data correctly. In the treatment planning many parameters such as the type of the radiation, dimension of the field, the deepness and the beam editor have been used.

Key words: isodose distribution, percent depth dose (%DD), source-skin distance (SSD), X-ray

ÖNSÖZ

“Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri ve Radyoterapide Kullanılması” adlı bu çalışma Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü’ne Yüksek Lisans Tezi olarak sunulmuştur.

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Hocam Prof. Dr. Rıza OĞUL’a, Konya Özel Radyasyon Onkoloji Merkezi’nde çalışma imkanı bulduğum ve verdiği destekleri için her zaman minnettar olacağım değerli hocalarım Prof.Dr. İbrahim EGEHAN ve Uzm. Dr. Mehmet GİDER’e, tecrübelerinden faydalandığım Fiz. Müh. Özgür GÜREL’e, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili aileme, Vahide EREN ve değerli ailesine, Burak İNAN’a sonsuz teşekkür ederim.

Saygılarımla
Gökçen Çobanoğlu
KONYA-2011

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KANSERİN TANIMI, NEDENLERİ, ÇEŞİTLERİ VE TEDAVİSİ	3
2.1. Kanserin Tanımı	3
2.1.1. İyi Huylu ve Kötü Huylu Tümörler	4
2.1.2. Kanserin Nedenleri	4
2.1.3. Kanser Çeşitleri	5
2.1.4. Kanserin Görülme Sıklığı	6
2.2. Kanser Tedavisi	10
3. RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ.....	13
3.1. Elektromanyetik Radyasyonlar.....	14
3.1.1 X-Işınları.....	15
3.1.1.1. Bremsstrahlung (frenleme) X-Işını	15
3.1.1.2. Karakteristik X-Işınları	15
3.2. Partikül (Tanecik Şeklinde) Radyasyon	16
3.2.1. Alfa (α) Parçacıkları	17
3.2.2. Beta (β) Parçacıkları	17
3.2.3. Gama (γ) Partikülleri	18
3.2.4. Nötronlar (n)	18
3.2.5. Protonlar (p).....	19
3.2.6. Elektronlar (e).....	19
3.3. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Soğrulması.....	19
3.3.1. Fotoelektrik Olay	20
3.3.2. Compton Olayı	21
3.3.3. Çift Oluşum	22
3.4. Radyasyon Birimleri.....	23
3.5 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	24
3.6. Radyasyon Kaynakları.....	25
3.7. Radyasyon Korunma	26

4. LİNEER HIZLANDIRICILAR.....	27
4.1. Lineer Hızlandırıcıların Çalışma Prensipleri	27
4.1.1. Hareketli ve Duran Dalga Hızlandırıcıları.....	32
4.2. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri	33
4.2.1 Derin Doz Dağılımı	33
4.2.2. Build-up Doz	33
4.2.3. Derin Doz Yüzdesi (% DD).....	34
4.2.4.Elektronların Merkezi Eksen Derin Doz Eğrileri	39
4.2.5. İzodoz Dağılımları	41
4.2.5.1. İzodoz Dağılımının Genel Özellikleri	43
4.2.5.2. İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler.....	44
4.2.6. Radyasyon Alanları	46
5. TEDAVİ PLANLAMASI	49
5.1. Üç Boyutlu Konformal Işın Tedavisi (3-DCRT) Planlaması	49
5.2. Doz Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity-Modulated Radiotherapy-IMRT).54	
5.3. Lineer Hızlandırıcıların Kontrolü	58
6. MATERYAL VE METOD	59
6.1. Materyal.....	59
6.1.1. Tedavi Cihazı.....	59
6.2. Hasta Tedavi Planlamaları.....	60
6.2.1. Beyin Metastazı	60
6.2.2. Adenokarsinom (Mide ca)	61
6.2.3. İnvaziv ca (duktal+lobüler)	63
7. SONUÇ VE ÖNERİLER	65
KAYNAKLAR.....	67
ÖZGEÇMİŞ.....	70

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

α : alfa
 β : beta
 γ : gama
n: nötron
p: proton

Kısaltmalar

BEV: Beam's Eye View (Kuşbakışı Görünüm)
CT: Bilgisayarlı Tomografi
DRR: Digitally Reconstructed Radiography
DVH :Dose-Volume Histograme (Doz Hacim Histogram)
ICRU International Commission on Radiation Units
IMRT: Intensity-Modulated Radiotherapy
MeV: Mega (Milyon) Elektron Volt
MLC Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
MU: Monitor Unit
MV :Mega (Milyon) Volt
PET: Positron Emission Tomography
SAD: Source-Axis Distance (Kaynak-Eksen Mesafesi)
SAR: Scatter-Air Ratio (Saçılma Hava Oranı)
SMR: Scatter-Maximum Ratio (Saçılma Maksimum Oranı)
SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography
SSD: Source Skin Distance (Kaynak-Cilt Mesafesi)
TAEK: Türkiye Atom Enerji Kurumu
TAR: Tissue-Air Ratio (Doku-Hava Oranı)
TMR: Tissue-Maximum Ratio (Doku-Maksimum Oranı)
TPR: Tissue-Phantom Ratio (Doku-Fantom Oranı)
TPS: Tedavi Planlama Sistemi
3-B: Üç Boyutlu
3-BKRT: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
%DD: Yüzde Derin Doz

1. GİRİŞ

1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından X-ışınlarının (ilk klinik görüntü), 1896 yılında Henry Becquerel tarafından radyoaktivitenin (uranyum tuzları) ve 1902 yılında da Piere ve Marie Curie tarafından radyumun keşfinden sonra radyasyon ve radyoaktivite konularında büyük gelişmeler yaşanmıştır. Radyasyon kaynakları tıpta, sanayide, tarım ve araştırmada artan bir hızla kullanılmaya başlanmıştır. X-ışınları 1895 yılı Aralık ayında, tıp alanında ilk kez kullanılarak bir hastanın bacağına saplanan kurşunun yeri belirlenmiştir. 1900 yılında, X-ışınlarının insan dokusuna zarar verebildiği, bununla birlikte kötü huylu tümörlerin küçültülmesinde, hatta yok edilmesinde kullanılabileceği anlaşılmıştır. X-ışınlarının, radyumun, doğal radyoaktivitenin ve yapay radyoaktivitenin bulunması fizik ve tıp alanında büyük gelişmelere yol açmış ve radyoloji biliminin doğmasına neden olmuştur. Günümüzde modern hızlandırıcılarda proton, nötron, alfa parçacıkları ve karbon çekirdekleri hızlandırılarak bu ışınlar tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Biz bu çalışmamızda büyük ölçüde X-ışınları ve elektron ışın demetlerinin elde edilmesinde kullanılan lineer hızlandırıcıları ve kullanım alanlarını inceledik.

Lineer hızlandırıcılar 4-25 MV (megavolt) arasında X-ışını, 3-18 MeV (mega elektron volt) arasında elektron üreten tedavi üniteleridir. Megavolt mertebesinde elde edilen tedavi ünitelerinden olan lineer hızlandırıcılar elektron hızlandırıcısı olup tıpta tedavi amacı ile kullanılırlar. Radyoterapide, hızlandırılmış elektronlar yaklaşık 1950'li yıllardan beri kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılar, dünyada kullanılan radyoterapi cihazları arasında büyük bir yer tutmaktadır.

Radyoterapi, kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Bu tedavide amaç; tümöre ve yayılım bölgelerine tümörü yok etmek için gerekli dozu verirken çevre dokuları mümkün olduğunca korumaktır. İyonlaşma bir atom ya da molekülden bir elektron koparılması olayıdır. Bu olayı oluşturabilen radyasyon tiplerine iyonlaştırıcı radyasyon denir. Radyoterapi, hastalıkların tedavisinde yüksek enerjili foton ışınları (X-ışınları veya gama ışınları) ve yüklü parçacıklar (elektron, hadron ışınları) kullanılarak uygulanmaktadır. X-ışınları ile gama ışınları arasında sadece kökenleri yönünden farklılık vardır. X-ışınları yüksek hareket enerjilerine sahip olan elektronların yavaşlatılması yoluyla elde edilirken, gama ışınları uyarılmış ve kararlı olmayan çekirdeklerden elde edilmektedir.

Radyoterapinin esasını X-ışınları ile yapılan tedavi oluşturmaktadır. Geleneksel enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının giricilik kabiliyeti düşük olduğundan, derine yerleşmiş

tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktaydı. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları Konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmekteydi. Bu nedenle, doku içindeki etkilerini azaltacak, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek x-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldığından, yüklü parçacıklar hızlandırılarak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapıldı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece değişik enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur (Johns H.E, 1983)

Dünyada tıp alanında kullanılan 15,000 parçacık hızlandırıcısının %3'ü nükleer tıpta, %30'u ise radyoterapide kullanılmaktadır.

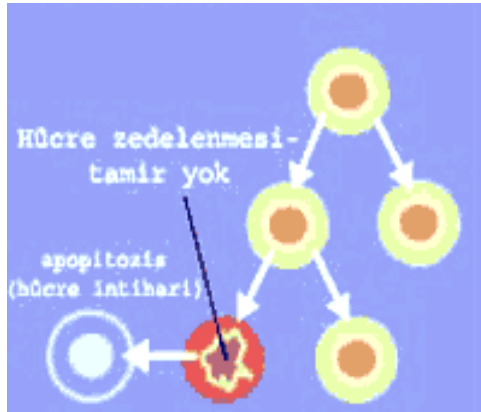
Bu çalışmanın ikinci bölümünde kanser, kanserin nedenleri ve ülkemizde görülüş sıklığı ile ilgili bilgiler sunulmuştur. Üçüncü bölümde ise konu ile ilgili temel bilgiler yer almaktadır. Dördüncü bölümde lineer hızlandırıcıların çalışması, kanserli dokuların tedavisinde kullanılması ve dozimetri parametreleri incelenmiştir. Son bölüm ise hastaların tedavi planlamasının yapılması, yoğunluk ayarlı radyoterapinin araştırılması ve literatüre dayanarak vardığımız sonuçları içermektedir.

2. KANSERİN TANIMI, NEDENLERİ, ÇEŞİTLERİ VE TEDAVİSİ

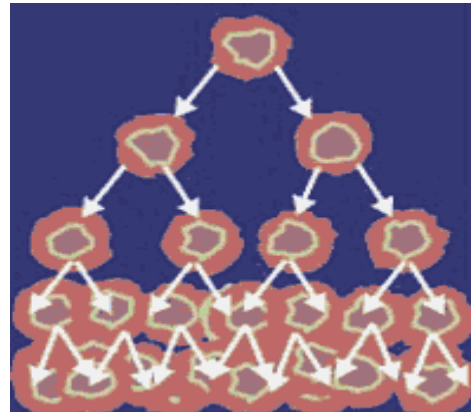
2.1. Kanserin Tanımı

Kanser, hücrelerde DNA'nın hasarı sonucu hücrelerin kontrolsüz veya anormal bir şekilde büyümesi ve çoğalmasıdır. Vücudumuzdaki tüm organ ve dokular belirli bir düzen içerisinde çalışır. Bunları oluşturan hücreler de benzer şekilde belirli bir düzen içinde büyür, bölünür, çoğalır ve ölür. Vücudumuzdaki normal hücrelerin çoğalması sırasındaki kontrol sistemimizin çalışmaması anormal hücrelerin oluşmasına neden olur ve hücreler devamlı çoğalarak anormal hücre toplulukları oluşturur.

Kanser, vücut hücrelerinin kontrolsüz bir şekilde üreyerek komşu dokuları işgal etmesi (invazyon) veya kaynağını aldığı organdan daha uzak bir yere, kan veya lenf yoluyla yayılması (metastaz) ile oluşan bir hastalıktır. Hücreler DNA replikasyonları esnasında meydana gelen bozulmalar nedeniyle yapı değiştirirler. Normal vücut hücre ve dokuları, orijinal büyüklük ve yapılarını korurken, kanser hücreleri saldırgan bir tablo çizerler. Bağışıklık sisteminin etkinliğini bozan durumlar kanseri hazırlayıcı etmenler (predispozan) olarak bilinir. Bağışıklık sistemi tarafından yok edilmemiş olan bu hücreler kontrolsüz biçimde üreyerek bulundukları dokuyu işgal ederler.



Şekil 2.1. Normal hücre bölünmesi



Şekil 2.2. Kanser hücresi bölünmesi

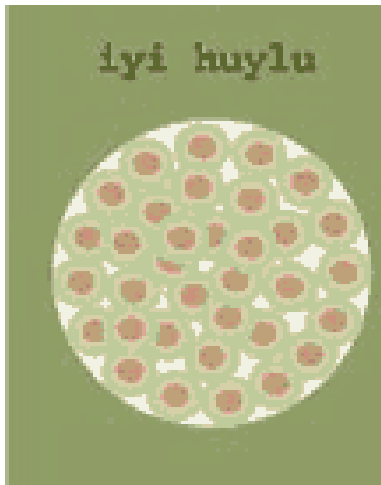
Kanser potansiyeli olan hücrelerin en önemli özelliği "onkogen" içermesi yani bulunduğu dokudan tamamen farklı yeni bir hücre olacak şekilde bozulma potansiyeli olmasıdır. Bu hücreler kanser dönüşümünü tamamladığında, alınan patoloji örneklerinde bu hücrelerin kökenini tanımlamak neredeyse imkânsızdır (Vikipedi, 2010).

2.1.1. İyi Huylu ve Kötü Huylu Tümörler

Vücudumuzda kontrolsüz olarak büyüyen kötü huylu tümörlere kanser denir. Kanserler iyi huylu ve kötü huylu olmak üzere iki kısma ayrılır. Kötü huylu tümörler başka dokulara ve organlara yayılma (metastaz) özelliği gösterirler.

İyi huylu (benign) tümörler kanser değildir. Komşu bölgelere yayılmazlar. Sınırları belirgindir. Komşu dokuları eritmezler. Bu hücreler, onkogen yani farklılaşmışlardır (mutasyon) ancak yine de orijinlerini tahmin etmek mümkündür. Tamamen çıkartıldığı zaman genellikle tekrarlamazlar.

Kötü huylu (malign) tümörler ise kanser olarak adlandırılır. Komşu organ ve dokulara yayılırlar, kemik doku ile karşılaştıklarında onu dahi eritirler (rezorbsiyon). Sınırları belirsizdir. Malign tümörü oluşturan hücreler o kadar farklılaşmışlardır ki orijinlerinin ne olduğunu söylemek imkânsızdır. Lenf ve kan yoluyla uzak organlara da yayılırlar (Vikipedi, 2011; Demir, 2005).



Şekil 2.3. İyi huylu kanser



Şekil 2.4. Kötü huylu kanser

2.1.2. Kanser Nedenleri

Kanserin gerçek nedeni halen bilinmemektedir. İnsanlar ve deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmalar kanserin nedenlerinde çok sayıda etkenin rol aldığını göstermiştir. Kanserın esas nedeni hücre bölünmesi sırasında DNA replikasyonunun (eşlenmesi) hatalı olması sonucu hücrenin farklılaşmasıdır. Hücre farklılaşmasına sebep olduğu sanılan birçok faktör mevcuttur ve bunlara hazırlayıcı faktörler denir. Kanser gelişiminde hormonlar,

başıklık sistemi, genlerde oluşan kalıtsal değişikler, diyet faktörleri, virüsler, bakteriler ve kimyasallar önemlidir. Bu etmenler vücuttaki normal hücre mekanizmasını bozarak normal hücreyi anormal hücreye, anormal hücreyi de kanser hücresine dönüştürmektedir. Kansere neden olan maddelere kanser yapıcı etkenler adı verilir. Kansere yol açtığı bilinen nedenleri (etkenleri) aşağıdaki şekilde özetlemek mümkün olabilir:

- X-ışınları, gama ışınları, radyoaktif maddelerden yayılan parçacık radyasyonları ve ultraviyole ışınları gibi iyonize edici radyasyonlar kansere zemin hazırlamaktadır. Bu radyasyonların etkisi altında doku hücrelerinde oluşan iyonlar yüksek derecede reaktif olduklarından DNA zincirlerini kopararak mutasyona sebep olmaktadır.
- Bazı kimyasal maddelerin mutasyon potansiyeli yüksektir. Mutasyona neden olan kimyasal maddelere kanserojenler denir. Anilin boya türevleri, sigara dumanındaki çok sayıdaki kimyasal, metilmetakrilat, asbest, silika tozları, kömür ve alçı tozu bunlara örnektir.
- Aşırı miktarda ve uzun süreli sigara ile hava kirliliği ve alkol kullanılması değişik tipte organ tümörlerinin gelişimine yol açmaktadır. Aynı şekilde aşırı yağlı gıdalarla beslenmenin de kanser oluşmasını kolaylaştırdığı ileri sürülmektedir.
- Kanser, anne babalardan çocuklara geçen bir hastalık değildir, ancak bazı kanser tiplerine bazı ailelerde daha sık rastlanabileceği bilinmektedir. Bu durum genetik faktörlerin de kanser hastalığında bir rolü olduğunu gösterir (Vikipedi, 2011).
- Bazı vücut hormonları vücut hücrelerinin büyümesini sağlar. Bu doğaldır ancak, bu hormonların aşırı miktarda salgılanması kansere yol açabilir. Örneğin erken adet gören, çocuk doğurmayan ya da 30 yaşından sonra doğum yapan, menopoza geç giren kadınlarda meme kanseri riski yüksektir.
- Kanser araştırmaları fiziksel yaralanmaların veya tekrarlayan genel enfeksiyonların, yaralanmanın veya enfeksiyonun olduğu bölgede kansere yol açmasının mümkün olduğunu göstermiştir (Baysal, Criss, 2004).

2.1.3.Kanser Çeşitleri

Kanserin belirtilerinin ortaya çıkması 5 ila 40 yıl sürebilir. Akciğer, meme ve kalınbağırsaklarda görülen karsinomlar; kemik, kıkırdak ve kas dokusu gibi vücudun destek dokularındaki hücrelerden köken alan sarkomlar; lenf bezeleri ve bağışıklık sistemini oluşturan dokulardan köken alan lenfomalar; kemik iliğinde olgunlaşmamış kan hücrelerinin çoğalması ile ortaya çıkan lösemiler, beyin, rahim, prostat, tiroid kanser çeşitleri olarak sayılabilir (Demir, 2005).

2.1.4. Kanserin Görülme Sıklığı

Farklı toplumlarda belli bir hastalığın görülme sıklığı ve bu sıklığın değişim nedenlerine (çevre, yaşam şekli, genetik vb.) epidemiyoloji adı verilir. Ülkemiz mevcut kayıt sisteminin yeterli olmaması nedeniyle kanser insidansı hakkında yeterli bilgiye sahip değildir. Gelişmiş ülkelerde bir yılda görülen kanser insidansı yüz binde 400'ler civarında iken sağlık bakanlığı kanser kayıt merkezine bildirilen kanser oranı yüz binde 35-40 civarındadır. Ancak bu oranın gerçekte yüz binde 150-200 civarında olduğu ve bu oran dikkate alındığında ülkemizde yılda yüz bin civarında yeni kanser olgusunun ortaya çıktığı tahmin edilmektedir. Bu veriler ülkemiz için kanserin önemli sorun olduğunu göstermektedir (Özet, Gata, 2000).

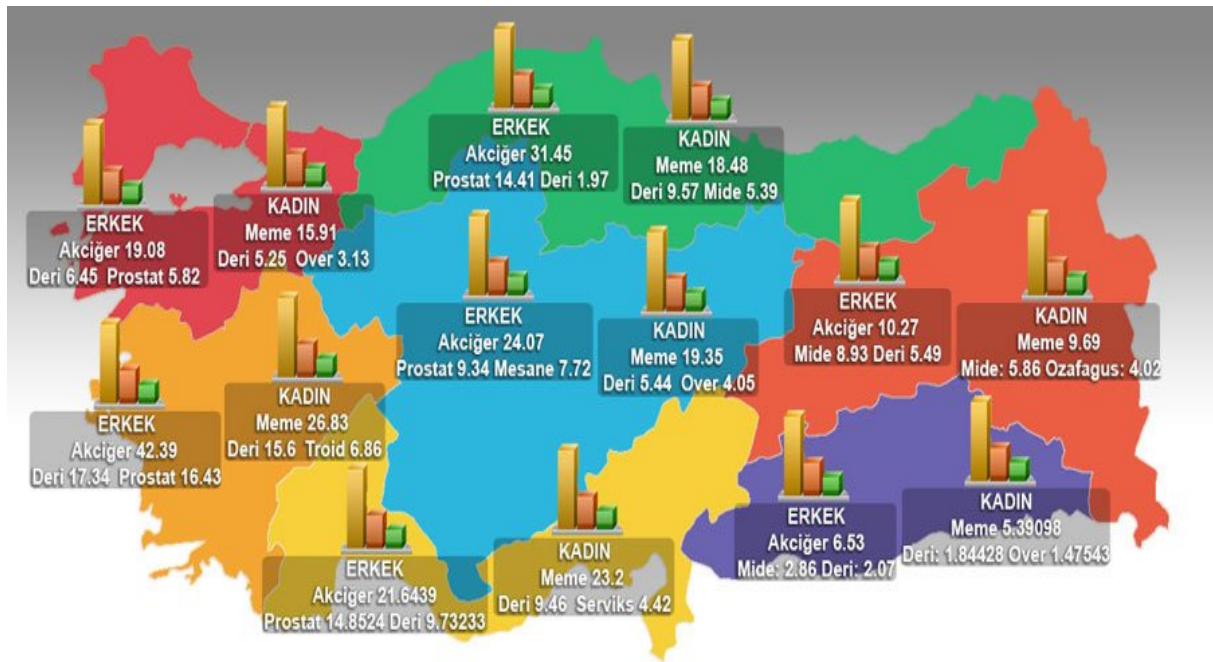
Türkiye İstatistik Kurumu verilerine göre; Türkiye genelinde 1999 yılında toplam 185 bin 141 kişi ölmüştür; bunun 104 bin 213'ünü erkek, 80 bin 928'ini kadın nüfus oluşturmaktadır. 1999 yılındaki toplam ölüm olaylarının içinde kanser kaynaklı olanların sayısı ise 23 bin 71 olarak istatistiklere yansdı. Bunlardan 15 bin 298'ini ise erkekler, 7 bin 773'ünü ise kadınlar oluşturmaktadır.

2008 yılında ölenlerin toplam sayısı ise 215 bin 562 kişidir. Bunun 119 bin 391'i erkek, 96 bin 171'i ise kadındır. Bu ölümlerin 33 bin 188'i kanser bağlantılıdır. Kanser bağlantılı ölümlerin 21 bin 838'i erkek, 11 bin 350'si kadındır. 1999-2008 dönemindeki normal ölümlerin cinsiyete göre dağılımı ise erkeklerde yüzde 56, kadınlarda yüzde 44 olarak gerçekleşti. Bu verilere göre, kanserden ölümlerin yıllık ortalaması 27 bin 161 kişidir.

Tablo 1.1. Kadın ve Erkeklerde en sık karşılaşılan kanser türleri

ERKEK		KADIN	
Kanser türü	Yüzde oran	Kanser türü	Yüzde oran
Akciğer	%27.7	Meme	%14.9
Lösemi-lenfoma	%13	Lösemi-Lenfoma	%12.7
Mide	%8.5	Uterus	%10.8
Prostat	%6.3	Akciğer	%7.2
Larinx	%6	Mide	%6.8
Kolon-Rektum	%4	Kolon-Rektum	%3.7
Oral	%3.1	Cilt	%2.7
Cilt	%2.6	Ağız	%2.4
Ösefagus	%2.1		
Diğer	%26.7	Diğer	%35

Kanserin en çarpıcı ve değişmeyen özelliklerinden biri de, hemen hemen tüm anatomik bölgelerde, erkeklerde yaşlara göre kanser insidanslarının, kadınlara göre daha yüksek oluşudur. Meme kanseri ve troid kanserleri kadınlarda daha sık iken malign melanoma, göz, tükürük bezi ve proksimal kolon kanserleri her iki cinsten de eşittir. Kanser epidemiyolojisi son yıllarda büyük gelişme göstermiş, güvenilir kanser istatistik verileri elde edilebilmesi amacı ile geniş çapta veri bankaları oluşturulmuştur. Günümüzde, dünya üzerinde yaş ve cinslere göre çeşitli kanser türlerinin dağılımındaki farklılıklar, kanserin neden olduğu ölümler ve hastalığın sıklığı hakkında önemli veriler bulunmaktadır.

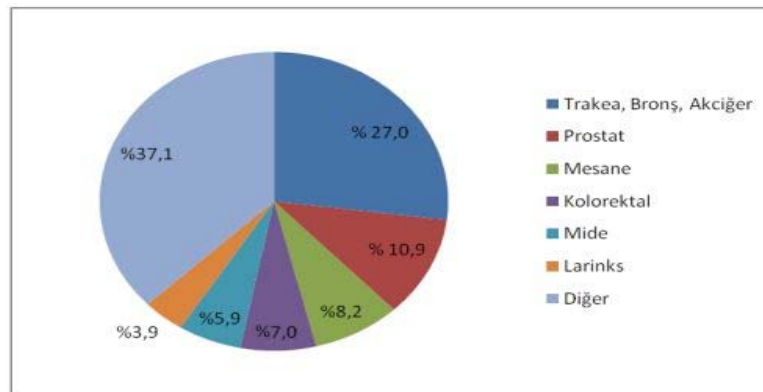


Şekil 2.5. Bölgelere göre kadınlarda ve erkeklerde kansere yakalanma yüzdeleri

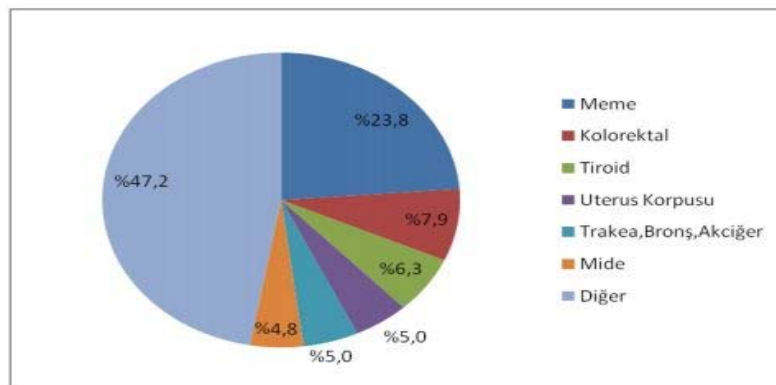
Dünyada 1990 yılında 8.1 milyon yeni kanser olgusu bildirilmiştir. 2000'li yılların başında dünyada yılda 6 milyon insan kansere yakalanırken, bu sayı önümüzdeki yirmi yıl içinde 12 milyona yaklaşacaktır (T.C. Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı, 2009). Dünyada kanser insidansı, çeşitli bölgelerde coğrafik farklılıklar gösterir ve her iki cinsten en sık görülen kanser, sırasıyla akciğer, mide, meme ve kolorektal kanserleridir (Özet, Gata, 2000). Kanser hem dünyada hem de ülkemizde %22'lik oran ile kardiyovasküler hastalıklardan sonra ikinci ölüm nedenidir. Aslında son yılların verilerine bakınca kanseri bir toplumsal sağlık problemi olarak görmek hiç de yanlış olmayacaktır. Dünyanın zengin ülkelerinde yaşayan insanlarda, fakir ülkelere göre daha çok ve değişik kanser türlerine rastlanmaktadır. Zengin ülkelerde kanserli hastaların sağlık bakım sistemleri çok üstündür. Bu

durum kanserli hastaların iyileşme oranlarında da görülmektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde kanserin önlenmesi, teşhisi ve tedavisi ile ilgili sağlık bakım sistemleri dünyada en iyisidir. Ülkenin her tarafına yayılmış 100'den fazla yalnız kanser hastalığına yönelik büyük ve gelişmiş kanser merkezleri vardır. Bu merkezlerde her türlü kanserin eğitimi, teşhisi, tedavisi ve kanser araştırmaları yapılmakta, toplum kanser yönünden izlenmekte ve halk eğitilmektedir. ABD'de 1920 yılından itibaren veri toplanmaktadır. Türkiye'de ise kanserle ilgili veri toplanmasına 1980 yılında başlanmıştır.

Amerikan kanser arşivine göre; kanser sayısı ve türü yaşa göre değişmektedir. Çocukların yüzde 8-12'sinde kanser görülmektedir. En yaygın kanser türü lösemi ile kemik ve beyin kanseridir. Genç yetişkinlerin ise yüzde 2-3'ü kanserlidir, en yaygın görülen kanser türleri kadınlarda meme ve beyin kanseri ile lösemi, erkeklerde de beyin kanseri, lösemi ve hodgkins hastalığıdır. Genel olarak kanserin yüzde 70-75' i geç yetişkinlerde görülmektedir. Bu yaş grubunda kadınlarda en yaygın meme, akciğer ve kolon-rektum kanseri, erkeklerde ise akciğer, prostat ve kolon-rektum kanserleri görülmektedir (Baysal, Criss, 2004).



Grafik 1.1. Erkeklerde yerleşim yerlerine göre en sık görülen kanserler (Türkiye, 2004-2006)
(T.C. Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı, 2009)

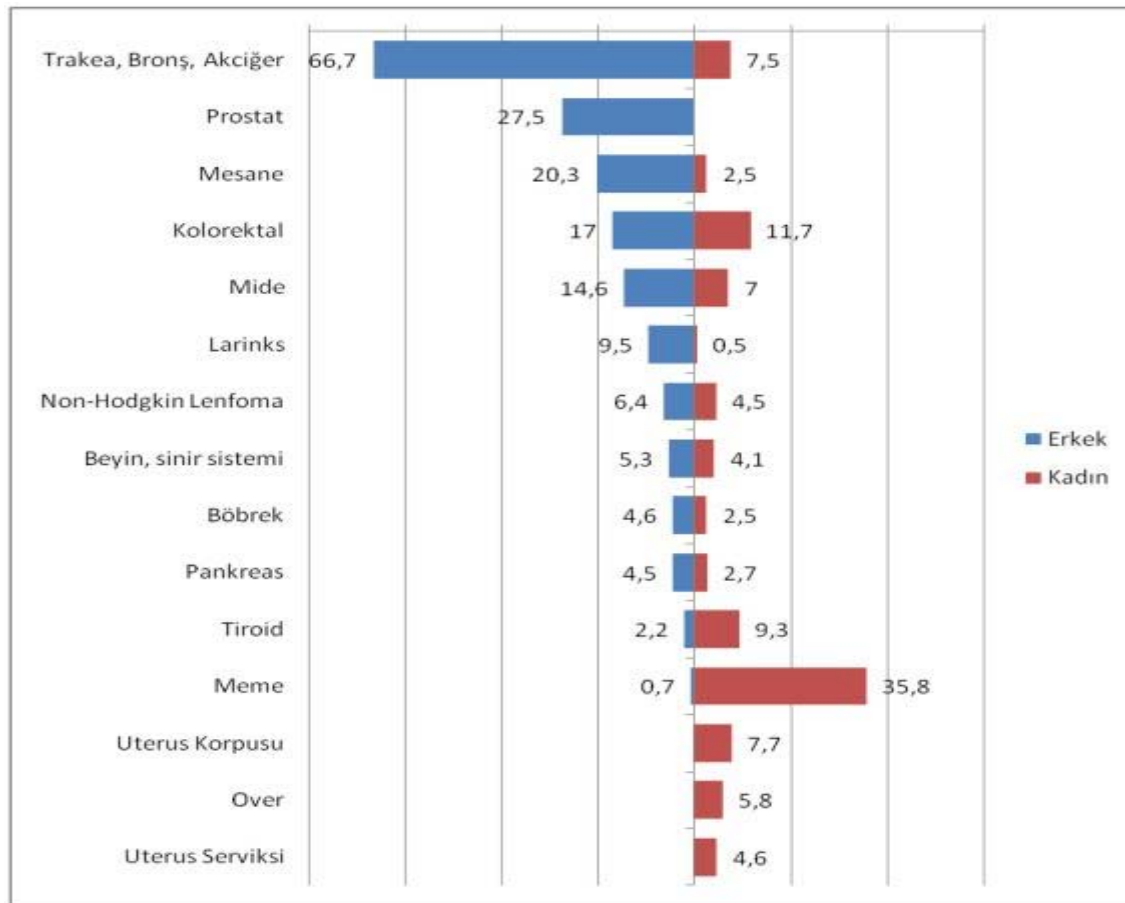


Grafik 1.2. Kadınlarda yerleşim yerlerine göre en sık görülen kanserler (Türkiye, 2004-2006)
(T.C. Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı, 2009)

Tablo 1.2. Cinsiyete göre dünyada kanser görülme sıklığı

Sıra	Erkek	Kadın	Her İki Cins
1	Akciğer	Meme	Akciğer
2	Mide	Kolorektal	Mide
3	Kolorektal	Serviks uteri	Meme
4	Prostat	Mide	Kolorektal
5	Karaciğer	Akciğer	Karaciğer
6	Ağız/farinks	Over	Prostat
7	Özefagus	Korpus uteri	Serviks uteri

Elde edilen bu bulgulara göre, ülkemizde erkeklerde akciğer, mesane ve larinks gibi sigara kullanımı ile ilişkili kanserler ilk sıralarda yer almaktadır. Kadınlarda ise meme kanseri en sık görülen kanserdir. Kolorektal kanserler, hem erkeklerde hem de kadınlarda üst sıralarda bulunmaktadır. Bu bulgular, ülkemizde en yaygın görülen kanserlerin önlenabilir nitelikteki kanserler olduğunu ortaya koymaktadır.



Grafik 3: En sık görülen kanserler, yaşa standardize insidans hızları*(Türkiye, 2004-2006) * Yüz binde, Dünya Standart Nüfus (T.C. Sağlık Bakanlığı Kanserle Savaş Dairesi Başkanlığı, 2009)

2.2.Kanser Tedavisi

Her şeyden önce, tüm hastalıkların tedavilerinde esas rolü vücudun bağışıklık sistemi üstlenmektedir. Bağışıklık sistemini zayıflatan etmenlerin ortadan kaldırılması tedavinin ilk basamağıdır. Kanser tedavisi onkoloji uzmanı doktorlar tarafından yapılır. Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için, o hastanın kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır. Kanserlerin çoğunda kullanılan tedavi yöntemleri cerrahi operasyon, radyoterapi, kemoterapi ve hormonoterapidir (Vikipedi, 2011).

Cerrahi operasyon, kanserin tipine, evresine ve yerleştiği dokuya göre uygulanan, uygulandığı yerde etkili olan, değişik yöntemleri bulunan bölgesel bir tedavi yöntemidir. Kanserlerin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi operasyon düşünülür. Bazı durumlarda kanserli dokuyu cerrahi müdahale ile çıkartmak imkânsız olabilir. Bu durumda radyoterapi veya kemoterapi uygulanır.

Kemoterapi (ilaç tedavisi), kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına uygulanabildiği gibi cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak da uygulanabilir. Kemoterapi, hızlı büyüyen hücrelere etkilidir.

Radyoterapi (ışın tedavisi) kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Hastalığı tedavi etmek amacı ile küratif olarak, veya hastalığı tümünden yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağkalımı uzatmak amacı ile palyatif olarak kullanılır. Her iki durumda tedaviye genellikle cerrahi ve kemoterapi yöntemleri de eşlik eder. Radyoterapi cilt, beyin, meme prostat ve rahim kanseri tedavilerinde, lenf ve kan kanseri tedavisinde etkin olarak kullanılmaktadır (Vikipedi, 2011; Demir 2005).

Radyoaktif ışınlar etkilerini, yönlendirildikleri bölgedeki kanser hücrelerini yok ederek göstermektedir. Yüksek dozda radyasyon tümör hücrelerini öldürmekte ya da büyümelerini engellemektedir. Radyoterapi sırasında, tümör hücreleri yok edilmeye çalışılırken çevre dokulardaki sağlıklı hücreler de radyasyondan etkilenip zarar görebilmektedir. Radyasyona bağlı olarak erken dönemde ya da geç dönemde bazı yan etkiler ortaya çıkabilmektedir. Erken dönemde ortaya çıkan yan etkiler genellikle tedavi sırasında görülen iştahsızlık, bulantı, kusma, yorgunluk gibi sistemik etkilerin yanı sıra, ishal, deri reaksiyonları olabilir.

Normal hücreler, tümör hücrelerinde bulunmayan kendini onarma mekanizmasına sahip oldukları için genellikle kısa bir süre içinde kendilerini yenileyebilmektedir, fakat bazen, tümörün vücuttaki yerine ve radyasyon tedavisi sırasında verilen radyasyon dozunun büyüklüğüne göre, tümör çevresindeki dokular kendini onaramıyor ve organ hasarları oluşabilmektedir. Radyoterapinin başarısı; kullanılan yöntem, radyasyon onkoloğunun bilgi ve deneyimiyle verdiği tedavinin sıklığına ve şiddetine, kullanılan cihaz ve donanımlara göre değişebilmektedir.

Küratif Radyoterapi

- a) Önleyici (prevantif) radyoterapi: Amaç lokal nüksün veya muhtemel metastazın, mikroskopik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların ışınlanması ile önlenmesidir. Kullanılan dozlar 18 ile 60 Gy arasında değişir. Kullanıldığı durumlar; genelde cerrahi olarak primer tümörün çıkartıldığı tümör yatağına, veya ganglion kürajından sonra metastatik lenfbezi görüldüğü durumlarda (meme kanseri, baş-boyun tümörleri, rektum kanseri, yumuşak doku sarkomları, medulloblastonlar vs.) ışınlamalardır.
- b) Ameliyat öncesi (preoperatuar) radyoterapi: Cerrahi olarak tam olarak çıkartılamayacak tümörlerin ameliyat öncesi ışınlanması ile ameliyat edilebilir hale getirilmeleri amaçlanır (kemik, yumuşak doku, rektum kanserlerinde olduğu gibi). Dozun 45 Gy'yi geçmemesi gerekir.
- c) Adjuvan radyoterapi - Postoperatuar radyoterapi: Cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılamadığı veya kemoterapi ile birincil tümör odağının yok olduğu durumlarda (komplet remisyon), tümör yatağında muhtemel mikroskopik kalıntıların yok edilmesi (konsolidasyon) amacıyla yapılan ışınlamalardır (embriyoner tümörler, akciğer küçük hücreli kanseri gibi).
- d) Primer (eksklüzif - definitif) radyoterapi: Küratif amaçla yalnız radyoterapinin kullanıldığı küçük hacimli baş boyun, serviks ve deri kanserlerinde veya ışına çok duyarlı (radyosensitive) veya ameliyat edilmemiş kanserlerde uygulanır.

Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi

Radyoterapi endikasyonları içinde önemli bir yer tutmaktadır. Ağrı giderici olarak kemik ve karaciğer metastazlarında, beyin ve omurilik metastazlarında, kanama olan tümörlerin tedavisinde uygulanmaktadır.

Kanser tedavisi oldukça pahalı olup özellikle son yıllarda kanser tedavisinde kullanılan ilaçların maliyeti belirgin ölçüde artmıştır. Ancak bu yüksek maliyetli tedavilere rağmen tedavinin etkinliğindeki gelişme buna paralel şekilde ortaya çıkmamıştır. Bu nedenle ülkemiz gibi kaynakların ve gelir düzeyinin yeterince olmadığı ülkelerde kanser koruyucu yöntemlere ağırlık verilmelidir.

Amerikan Kanser Enstitüsünce önerilen kanser mortalitelerindeki azaltma yöntemleri ile oranlar belirlenmiştir.

- 1- Erişkinlerde sigara tüketiminin %15 azaltılması kanser gelişimini %8-16 azaltır.
- 2- Diyetteki yağ oranı %25 altına indirilmesi ve lifli yiyeceklerin iki kat artırılması kanser gelişim riskini %8'e indirir.
- 3- Erken tanıya yönelik tarama ile %3 oranında kanser gelişim riski azalır.
- 4-Halen kullandığımız konvulsiyal tedavi yöntemleriyle ölüm oranında %10-26 arasında azalmaktadır. Etkinliği gösterilen yöntemler ve geliştirilecek yeni yaklaşımlarla kanser gelişiminin önlenmesi ve insidansının azaltılması başlıca amaç olmalıdır (Özet, Gata, 2000).

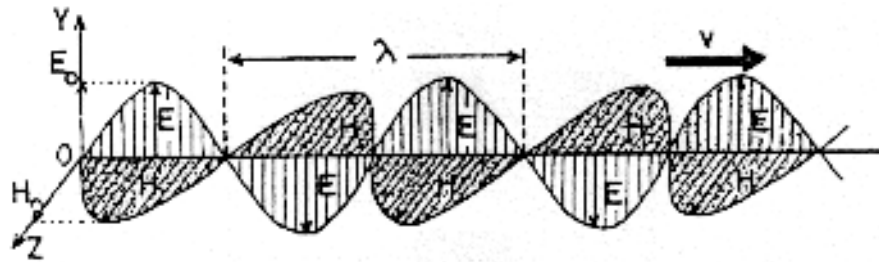
3. RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı ya da aktarımıdır. Çevresine alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar saçarak parçalanmış maddelere radyoaktif madde, çevreye yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlar ise radyasyon adı verilir. Tıbbi anlamdaki radyasyon uygulamaları radyasyonla görüntü elde edebilme ve radyasyonun hücre veya tümörleri yok edebilme yeteneğine sahip olmasına dayanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar. Çeşitli hastalıkların radyasyon yardımı ile tanısı ve tedavisi konularını içeren tıp dalı, nükleer tıp adını alır. Röntgen araçlarından elde edilen X-ışınlarının yardımı ile iç organları incelemek ve hastalıklara tanı koymak mümkündür. İyonlaştırıcı radyasyonların biyolojik etkilerinin araştırılması, temel bilim yanında uygulama açısından da önem taşır. Modern toplumlarda radyasyonların çeşitli şekillerde, giderek artan amaçlarla kullanılışı, hepimizi buna ilişkin bir biyolojik risk altına sokmaktadır. (Derici, 2005)

Radyasyon; iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır. İyonlaştırıcı radyasyon terimi, X ve gama (γ) ışınları ile alfa (α), beta (β) partikülleri, elektronlar, protonlar, nötronlar ve kozmik ışınlar gibi radyasyon tiplerini kapsar. Bu nedenle, ultraviyole (mor ötesi), görünür ışık ve kızıl ötesi radyasyonları gibi, canlı sistemlerde iyonlaşma olayına yol açmayan radyasyon tipleri ele alınmayacaktır. İyonlaştırıcı radyasyonlar partiküllerden veya fotonlardan oluşan bir elektromanyetik dalga yayılımıdır ve enerjileri birbirinden farklıdır. İçinden geçtikleri maddelerde iyon çiftleri oluşturma özellikleri vardır ve bu iyon çiftlerinin moleküler düzeyde canlı dokular için tahrip edici özellikleri vardır. Tıpta kanser tedavisinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar 50-400 keV ile 1,25-25 MeV seviyeleri arasındadır ve 2 yöntemle elde edilir. Bunlardan birincisi yapay veya doğal radyoaktif maddelerin atom çekirdeklerinin bozunması (dezentegrasyonu) ile elde edilen α , β ışınları ve en önemlisi Co-60 ve Cs-137 gibi radyoaktif elementlerden elde edilen γ ışınlarıdır. Bir diğeri ise nötron, proton, ağır iyonlar ve yaygın olarak kullanılan elektron hızlandırıcıları ile elde edilen yüksek enerjili parçacık ışınları ve en önemlisi hızlandırılan elektronların, tungsten gibi atom ağırlığı yüksek plakalara çarptırılması ile elde edilen yüksek enerjili X-ışınlarıdır. Elektromanyetik radyasyonlar yolları üzerinde bir cisimle çarpıştıklarında ise enerji transferi gerçekleşir ve çarpışma sonrası ikinci bir elektromanyetik dalga oluştuğunda, ikinci dalganın enerjisi birinciye göre farklılık gösterir. İyonlaştırıcı radyasyonlar, elektromanyetik ve partiküler radyasyonlar olarak ikiye ayrılır.

3.1. Elektromanyetik Radyasyonlar

İlk kez 1864 yılında Maxwell, daha sonra Hertz (1887) ve Einstein (1905) yaptığı çalışmalar sonucunda elektromanyetik radyasyonların birbirine dik yönde hareket eden (E) elektrik alan ve (B) manyetik alan bileşenine sahip olduğunu göstermişlerdir.



Şekil 3.1. Elektromanyetik Radyasyon

Şekilde, Elektrik alan değişimi XY düzlemi, manyetik alan değişimi XZ düzleminde olan bir elektromanyetik dalga OX eksenini boyunca $v=c$ yayılmaktadır ($c=3 \times 10^{10}$ cm/sn). Elektromanyetik radyasyonlar, sinüzoidal yayılım yaparlar (Khan, 1992; Johns and Cunningham, 1992; Özalpan, 1980).

Bu radyasyonlar foton adı verilen enerji paketçiklerinden oluşmuştur. X ve gamma ışınları, radyo dalgaları, radar, ultraviyole ışınları elektromanyetik radyasyonlardan oluşur. Hızları ışık hızına eşit, dalga boyları ve frekansları değişiktir. Her bir fotonun taşıdığı enerji $E = h\nu$ dir. Burada E=Enerji (eV), h =sabit, Planck sabiti (6.627×10^{-34} joule/saniye), ν =Frekans olarak belirtilmektedir.

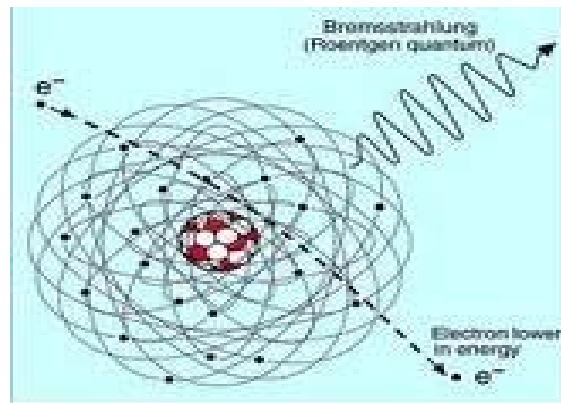
Bütün elektromanyetik dalgalar aynı hıza sahip olmakla beraber frekansları ile ters orantılı olan enerji seviyelerine göre bir spektruma sahiptirler. J. C. Maxwell tarafından tanımlanan ve elektromanyetik spektrum olarak adlandırılan bu dizilimde dalga boyu en yüksekten en düşüğe, ya da enerji seviyesi en düşükten en yükseğe doğru; Elektrik dalgaları> Radyo dalgaları> Mikrodalgalar> Kızıl ötesi (infrared)> Görülebilir ışık> Morötesi (ultra viyole)> X-ışınları> γ -ışınları yer almaktadır. Spektrum içinde γ -ışınları, atomun çekirdeğinden kaynaklanan radyasyona örnek teşkil ederken, elektromanyetik spektrumun X-ışını ile kızıl ötesi ışık bölümleri arasında kalan ışınlar, atomun yörüngelerinden kaynaklanan radyasyonlara örnektir. X ve γ -ışınları, iyonlaştırıcı radyasyon oluştururken, spektrumdaki diğer dalgalar iyonlaşmadan yoksun zayıf enerjili radyasyon etkisi yaratırlar (Derici, 2005).

3.1.1. X-Işınları

X-ışınları Alman Fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından 1895 yılında bulunmuştur. Röntgen bulduğu bu ışınların yapısını bilmediğinden bunlara X adını verdi. X-ışınlarının elde edilmesinde, Coolidge (1913) tarafından geliştirilmiş ‘Sıcak Katodlu Röntgen Tüpleri’ kullanılmaktadır. X-ışınları ışık ışınlarıyla aynı özelliktedir, fakat frekansları daha büyük olan elektromagnetik ışımalardır. Dalga boyları mor ötesi ışınlarından daha küçüktür ve 0.03 ile 20 angström arasında değişir. X-ışınları iki yolla elde edilir.

3.1.1.1. Bremsstrahlung (frenleme) X-Işını

Bu tip X-ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten, Molibden gibi) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Elektronların hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesiyle oluşur. Bir elektron bir çekirdeğin yakınından geçerken çekirdeğin pozitif yükü elektronun negatif yüküne etki eder ve kuvvetli çekim nedeniyle elektron çekirdeğe doğru yönelerek yaklaşır. Azalmış bir enerji ile çekirdek yakınından uzaklaşır. Aralarındaki fark kadar enerjiye sahip bir foton yayınlanır. Bu şekilde üretilen radyasyona “genel radyasyon” veya “frenleme radyasyonu” (Bremsstrahlung) denir.



Şekil 3.2 Bremsstrahlung olayı

3.1.1.2. Karakteristik X-Işınları

Bu tip X-ışınları hedefe çarpan hızlı elektronların anot maddesinin (tungsten), yörünge elektronları ile etkileşmesi sonucu oluşan karakteristik X-ışınlarıdır. Bu radyasyona

“karakteristik radyasyon” denilir; çünkü açığa çıkan enerji maddenin karakteristiği ile ilgilidir. Gelen elektron ne kadar hızlı ise daha dış yörüngelerdeki elektronlardan birini sökebilir ve bir üst yörüngedeki elektron gelip bu boşluğu dolduracağından daha büyük enerjide bir X-ışını yayınlanır. Bu olayda yayınlanan karakteristik X-ışınının enerjisi daima iki tabakanın bağlanma enerjisi farkına eşittir.

Özelliklerini aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

- Dalga boyları $0.1 - 100 \text{ \AA}$ arasındadır.
- Yüksüz oldukları için manyetik ve elektrik alandan etkilenmezler.
- Işık hızı ile hareket ederler.
- Kırınım, girişim ve kutuplaşma yapabilirler.
- Floresans ve fotografik filmlere etki ederler.
- Maddeyi iyonize ederek, biyolojik ve kimyasal hasarlar meydana getirirler. Bağlı biyolojik etkinlik değeri ($RBE=1$) birdir. Madde içinden geçerken enerjilerini fotoelektrik, compton ve çift oluşumu olayları şeklinde kaybederler.
- Maddeye nüfuz etme (penetrasyon) özelliği fazla olduğundan madde içinden kolaylıkla geçerler. Bu esnada yollarından saparlar ve saçılırlar. Madde içinde sekonder radyasyon meydana getirirler. Atom numarası yüksek maddeler tarafından (demir, beton, kurşun gibi.) soğurulabilirler.
- Şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak değişir.
- Düşük enerjili X-ışınları (50-500KV) değişik gerilim ve akımlı röntgen cihazlarıyla sağlanarak, teşhis ve yüzey tümörlerin (3 cm derinlikten az) tedavisinde kullanılır. Yüksek enerjili X-ışınları (4- 25 MV) ise; günümüzde lineer hızlandırıcılarla elde edilmektedir ve derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılırlar. X-ışınları ayrıca; maddenin yapısının incelenmesinde (örneğin; kristal düzeni, karmaşık organik maddelerin molekül yapıları), teknik malzeme kontrolünde, kimya ve fizik araştırmalarında kullanılmaktadır (Khan, 1992; Johns and Robert Cunningham,1992; Özalpan, 1980).

3.2. Partikül (Tanecik Şeklinde) Radyasyon

1896 yılında Henry Becquerel’in radyoaktiviteyi keşfetmesinden sonra atomun ve çekirdeğin yapısı hakkında önemli gelişmeler olmuştur. Radyoaktiflik uranyum tuzları ile yapılan çalışmalar sonucu tesadüfen bulunmuştur. Radyoaktif bozunma, enerji fazlalığı olan

kararsız atom çekirdeklerinin alfa, beta ya da gama ışını çıkararak ya da iç yörüngelerden bir elektron yakalayarak bozunması olayıdır. Bu dönüşmeler sonucu çekirdekten:

1- Alfa (α) ışınları

2- Beta (β) ışınları

3- Gama (γ) ışınları

olmak üzere üç farklı ışın çıktığı gözlenmiştir. Parçacık radyasyonları sahip oldukları v hızı ve m kütlelerinden dolayı bir kinetik enerjiye sahiptirler. Yüklü oldukları için de elektrik ve manyetik alanlardan etkilenirler (Arya, 1968).

3.2.1. Alfa (α) Parçacıkları

1903 yılında Rutherford tarafından tespit edilen alfalar; uranyum, radyum, toryum gibi atomik numaraları yüksek olan elementlerin parçalanmaları esnasında daha kararlı hale geçmek için çekirdek tarafından dışarı atılan parçacıklardır. 2 proton ve 2 nötrondan oluşan helyum atomunun çekirdeğidir. Bir A_ZX çekirdeğinin alfa ışınması yaparak bozunmasını aşağıdaki gibi gösterebiliriz:



Alfa parçacıkları çekirdek kuvvetleri ile birbirine bağlı ve yapılarındaki proton nedeniyle pozitif yüklü parçacıklardır. Elektriksel ortamda negatif (-) kutba doğru saparlar. $+2e$ yüke sahip olduğu için kuvvetli bir Coulomb alanı vardır. Bu nedenle iyonizasyonları fazla olduğu için enerjisini çabuk ve kısa bir mesafede kaybederler. Derinin yüzey tabakasını geçebilir; fakat bir kâğıt parçasıyla tamamen durdurulabilir. Tanı ve tedavide kullanılmaz.

3.2.2. Beta (β) Parçacıkları

Beta parçacıkları kararlı olmayan atom çekirdekleri tarafından üretilen yüksek hızlara sahip elektronlardır. Beta ışınlarının spektrumu sürekli bir spektrumdur. Yapı ve özellik olarak elektronlara benzeyen, ancak atom çekirdeğinde oluşan parçacıklardır. Çekirdekte normal koşullarda elektron bulunmaz. Ancak radyoaktif bir çekirdeğin kararlı hale geçmesi esnasında çekirdek içinde bir elektron oluşabilir ve bu elektron çekirdekten bir β parçacığı olarak dışarı atılır. Bir A_ZX çekirdeğinin beta ışınması yaparak bozunmasını aşağıdaki gibi gösterebiliriz:

$${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z+1}Y + {}^0_{-1}e(\beta^-) + \bar{\nu} \quad (3.2.)$$

$${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z-1}Y + {}^0_{+1}e(\beta^+) + \nu \quad (3.3.)$$

β^- ışınları (elektronlar) negatif (-) yüklüdürler; elektriksel ortamda pozitif (+) kutba doğru saparlar. β^- ışınları α -ışınlarına göre hem daha hızlı hem de daha giricidir. I^{131} , Sr^{90} , Y^{90} , P^{32} , Ru^{106} gibi izotopların betaları; göz lezyonlarında, tiroid kanserinde, kan hastalıklarında (hemofili), kemik metastazlarında ağrı dindirici olarak kullanılmaktadırlar.

3.2.3. Gama (γ) Parçacıkları

Kısa dalga boylu elektromanyetik radyasyonlardır. Gama ışığının kaynağı atomun çekirdeğidir. Bu ışınlar atom çekirdeğinin farklılıklarından meydana gelir. Alfa ve beta ışıması yapan çekirdek uyarılmış hale geçer ve bu uyarılmış halden normal hale geçen çekirdek enerji fazlasını gama ışını halinde verir. Herhangi bir çekirdek, enerjisi E_i olan uyarılmış bir halden, enerjisi E_s olan son bir hale genellikle gama ışını çıkararak veya “iç dönüşüm” olayı ile geçer. Çıkan gamanın enerjisi, h Plank sabiti ve ν frekans olmak üzere:

$$h\nu = E_i - E_s \text{ 'dir.} \quad (3.4.)$$

Gama ışınları yüksüzdür; elektriksel ortamlarda doğrultularından sapmazlar. Gama ışınlarının doğrudan doğruya iyonlaştırıcı özelliği yoktur.

3.2.4. Nötronlar (n)

Nötron, doğal hidrojen dışındaki bütün atomların çekirdeklerinde yer alan temel parçacıktır. Atom çekirdeğinin yapısında bulunan yüksüz parçacıklardır. Kütleleri protonların kütleleri kadardır. 1932 yılında Chadwick tarafından berilyum elementinin alfa parçacıkları ile bombardımanı sonucunda bulunmuştur. Yüksüz olmaları nedeniyle oldukça giricidirler. Nötronlar kararsız taneciklerdir. Nükleer reaktörlerde yapay radyoaktif elementleri elde etmekte kullanılırlar. 1965 yılından bu yana yapılan radyobiyolojik araştırmada anoksik bölgeye sahip tümörlerin (tükrük bezi, squamoz hücreli baş boyun, prostat ve küçük hücre dışı

akciğer kanserlerinde) yüksek enerjili nötronlar ile tedavisinin başarılı olduğu görülmüştür. Ancak günümüzde yaygın olarak kullanılmamaktadır.

3.2.5. Protonlar (p)

Atom çekirdeğinin yapısında bulunan + yüklü parçacıklardır ve kütleleri elektronların kütlelerinin yaklaşık 2000 katı kadardır. Madde ile etkileşimleri iyonlaşma ve uyarılma şeklinde olur ve bu şekilde enerjilerini kaybederler. Hidrojen atomunun çekirdeğidir. Baş boyun kanserlerinde, paraspinal ve prostat tümörleri gibi yüzeysel yerleşimli tümörlerde kullanılırlar. Proton tedavisinin radyoterapinin geleceğinde çok önemli bir yer alması beklenmektedir.

3.2.6. Elektronlar (e)

Negatif yüklü küçük parçacıklardır. Elektronlar ilk yıllarda Betatron ve Van de Graaff jeneratörleri ile daha sonraki yıllarda lineer hızlandırıcı cihazlarda üretilmişlerdir. Penetrasyon yetenekleri fotonlara göre çok az, buna karşılık iyonizasyon yetenekleri fotonlardan daha fazla olup, onlarınkine benzer biyolojik etkileri vardır. Derin dokuların korunmasına karşılık cilt koruması minimumdur. Cilt dozu elektron enerjisi arttıkça artmaktadır. Elektronların bir ortamdaki derinlik doz dağılımı yoğunluğa bağlıdır. Küçük yoğunluklu ortamdan geçen elektronların penetrasyonları daha çoktur. Küçük hava kavimleri veya kemik dokuların bulunduğu bölgelerde bu yapıların kenarlarında elektron saçılması yüksektir. ($\rho_{\text{kemik}} = 1.9 \text{ g/cm}^3$, $\rho_{\text{hava}} = 0.25 \text{ g/cm}^3$). Cilt ve dudak kanseri tedavisinde, göğüs duvarı ışınlamasında, baş-boyun tümörlerinde medulla korumasında, tüm vücut ışınlamalarında kullanılır (Khan, 1992; Özalpan, 1980; Derici, 2005).

3.3. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Soğrulması

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ile ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. X ve γ ışınları madde ile etkileşimlerinde başlıca üç mekanizma ile enerji kaybederek soğurulurlar:

1. Atomun bağlı elektronları ile etkileşim (fotoelektrik olay)
2. Atomun zayıf bağlı elektronları ile etkileşim (Compton olayı)

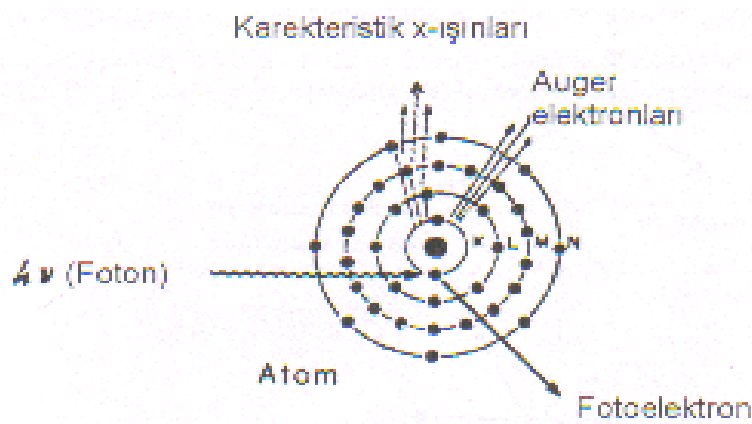
3. Bir pozitif veya negatif elektron çifti meydana getirme yoluyla enerji transferi (Çift Oluşum olayı) Bu üç olayın olma olasılığı X-ışınlarının enerjileri ve etkileştikleri maddenin atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur ya da enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır veya hiç enerji bırakmadan yön değiştirir (Khan, 1992; Johns and Cunningham, 1992; Özalpan, 1980).

3.3.1. Fotoelektrik Olay

Energileri 10 KeV-500 KeV arasında olan düşük enerjili fotonlar için en önemli enerji kaybı mekanizmasıdır. Düşük enerjili foton $h\nu$ enerjisinin tümünü içinden geçtiği ortamın atomlarına sıkı bağlı elektronlarından birine vererek kaybolur. Bu olay sonunda atomun yörünge elektronlarından biri fırlar. Fırlayan bu elektrona fotoelektron denir. Gelen fotonun enerjisi iki şekilde harcanır. İlki elektronu bağlı olduğu yörüngeden koparabilmek için bağlanma enerjisi, ikincisi fırlatılan elektronun kinetik enerjisidir.

$$h\nu = E_K + E_B \quad (3.5)$$

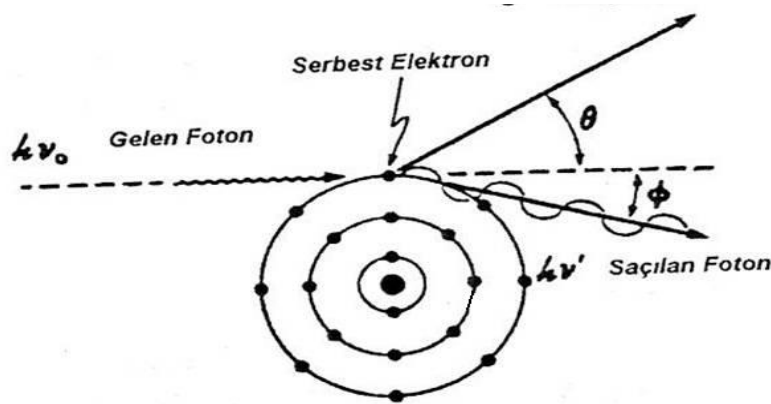
Bu tip etkileşimler atomun K, L, M, N yörüngelerindeki elektronlarla olur. Elektron atomdan fırladıktan sonra yörüngede bir boşluk oluşur. Bu durumda atom uyarılmış hale gelir. Uzun süre uyarılmış halde kalamayacağından boşluk dış yörüngedeki elektronlardan biri ile doldurulur, bu arada X-ışını yayınlanır. Ayrıca atomun X-ışını soğurulması ile tek enerjilik elektronların üretilme ihtimali vardır, bu elektronlara auger elektronları denir.



Şekil 3.3. Fotoelektrik olay

3.3.2. Compton Olayı

Orta foton enerjilerinde meydana gelir. Bir X veya γ ışını fotonu bir elektron ile etkileşiminde enerjisinin bir kısmını elektrona kinetik enerji olarak verir (atomun dış yörüngesindeki bir elektrona çarpma söz konusudur) ve kendisi azalan bir enerji ile başka bir doğrultuda yayılır. Meydana gelen yüksek enerjili elektrona “Compton Elektronu” denir. Bu elektron tıpkı bir fotoelektron gibi ikincil iyonizasyon meydana getirir ve soğurulur. Zayıflamış X veya γ ışını fotonu ise ya diğer Compton etkileşimleri ile enerji kaybeder veya fotoelektrik olayla soğurularak tamamen ortadan kaybolur.



Şekil 3.4. Compton olayı

Etkileşimde gelen fotonun enerjisinin bir bölümü elektrona kinetik enerji olarak verilir ve elektron θ açısı ile yayınlanırken, foton azalan enerjisiyle yön değiştirerek ϕ açısıyla saçılır. Compton olayında:

$$h\nu = h\nu' + (1/2)mV^2 \quad (3.6)$$

olan Einstein bağıntısı geçerlidir.

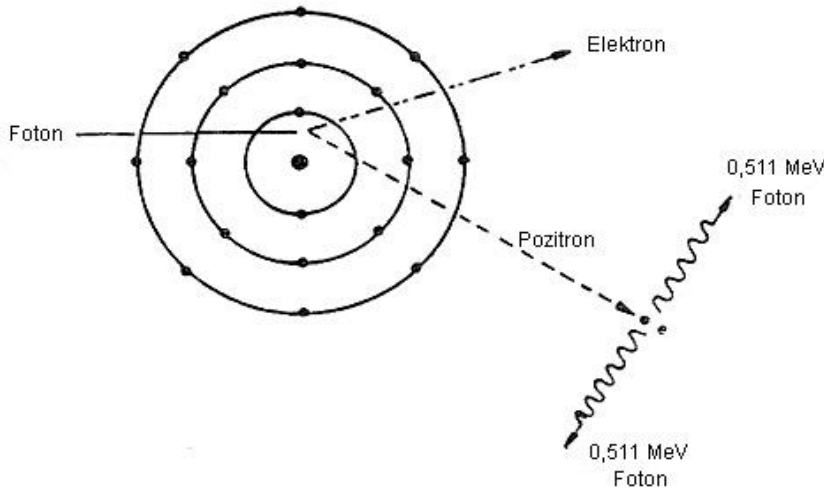
Burada $h\nu$ gelen fotonun enerjisidir.

$(1/2)mv^2$, de atomdan çıkan compton elektronunun kinetik enerjisidir. Compton saçılmasında fotonun dalga boyu büyür.

$$E = h\nu = h(c/\lambda) \quad (3.7)$$

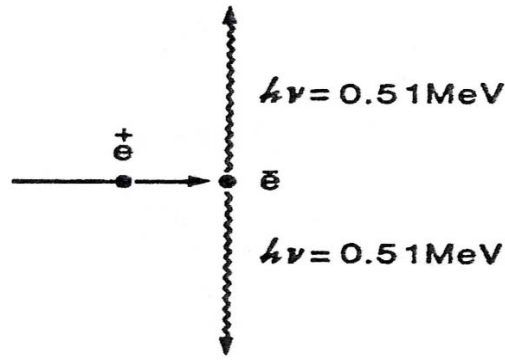
3.3.3. Çift Oluşum

Energileri 1.02 MeV'in üzerinde olan yüksek enerjili fotonlarla meydana gelir. Çift oluşumu, Einstein'ın kütle ve enerji eşitliği ($E=mc^2$) prensibine göre meydana gelir. Bu olayda foton, atomun çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile kuvvetlice etkileşir ve tüm enerjisini vererek negatif ve pozitif elektronlardan oluşan bir çift meydana getirir. Elektronla aynı kütleye ve pozitif yüklü olan elektrona pozitron denir. Yeni oluşan çift içinde doğdukları elektrik alanından zıt yönlerde etkilenecek birbirlerinden uzaklaşırlar. Elektronun serbest kütle enerjisi 0.511 MeV 'dur. Elektron çifti için minimum 1.02 MeV enerji gerekir. Bu nedenle çift oluşum olayının eşik enerjisi 1.02 MeV'dir. Bu eşik enerjisi dışındaki foton enerjisi parçacıklar arasında kinetik enerji olarak paylaşılır. Elektron-pozitron çifti için toplam kinetik enerji $E_K=h\nu-1.02\text{'MeV'}$ dir.



Şekil 3.5. Çift oluşum olayı

Çift oluşum ile ortaya çıkan elektron, bundan önceki olaylardaki serbest elektronlar gibi, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. Pozitronda maddenin içinden geçerken enerjisini kaybeder. Azalan enerjisiyle yavaşça hareket eden pozitron çevresindeki serbest elektronların biri ile karşılaşır ve zıt yüklü olduklarından birbirlerini yok ederler. Bu yok olma olayı sonunda her biri 0.51 MeV olan iki gama ışını oluşur. Bunlara yok olma (anihilasyon) radyasyonları adı verilir. Bu olay parçacıkların meydana gelişlerindeki olayın tersidir. Burada kütle yok olarak enerji haline dönüşmüştür (Khan,1992; Harol Elford Johns and John Robert Cunningham, 1992; Özalpan 1980).



Şekil 3.6. Yok Olma (anihilasyon) Radyasyonu

3.4. Radyasyon Birimleri

Radyolojide kullanılan iyonizan ışınların ilki olan Röntgen ışınlarının tedavi amacı ile uygulanmaları, niceliklerin ölçülmesi için birim gerektiği sorunun ortaya çıkarmıştır. Bu birimlerden ilk olarak 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmış, ardından diğerleri gelmiştir. Yakın bir geçmişe kadar kullanılan geleneksel radyasyon birimleri, 1986 yılından itibaren köklü bir değişikliğe uğramıştır. Bu tarihten geçerli olmak üzere Uluslararası Birim Sistemi (System International d'Unites ya da kısaca SI) kullanılmaya başlamıştır.

Radyoaktivite şiddet birimleri Becquerel (Bq) veya Curie (Ci)'dir. Curie, radyoaktivite şiddetinin geleneksel birimidir. Radyoaktivite miktarını yani bir çekirdeğin bir başka çekirdeğe bozunmasını birim zaman başına ölçer. Bir saniyede $3,7 \times 10^{10}$ çözünme gösteren radyoaktivite birimine 1 Curie denir. SI' da Becquerel cinsinden ifade edilir. Saniyede 1 çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Bq'dir. Bu iki birimin birbirine dönüşümü $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$ (Giga Becquerel) olarak gerçekleşmektedir (Görpe, Cantez, 1992).

Maddenin soğurduğu toplam ışımanın enerji cinsinden değeri doz olarak tanımlanır. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan havadan başka materyallerin enerji soğurma hızı farklıdır. Bu nedenle değişik maddelerde iyonlaşma ile enerjinin soğurulmasının tanımlanmasında bir standardın olması gerekmektedir. Bu niceliğe, soğurulan doz (D) denir ve maddenin birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından depo edilen enerjinin bir ölçüsüdür. Soğurulan dozun en yaygın kullanılan birimi rad (radiation absorbed dose) olup 1 gram madde tarafından 100 erg'lik enerji soğurulmasına eşittir (havada $1 \text{ R} = 0,88 \text{ rad}$) soğurulan doz için SI birimi gray (Gy)'dir ve kilogram başına madde tarafından 1 joule soğurulmasına eşittir. Doz D, rad cinsinden ölçüldüğünde doz eşdeğeri, rem (roentgen

equivalent man) cinsinden ölçülür. D için SI sisteminde gray kullanılırsa doz eşdeğeri birimi sievert (Sv)'dir. 1 Sv = 100 rem olarak alınır (Demir, 2005).

3.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonlaştırıcı radyasyonun bir canlıda biyolojik bir hasar yaratabilmesi için radyasyon enerjisinin hücre tarafından soğurulması gerekir. Bu soğurma sonucu hedef moleküllerde iyonlaşma ve uyarılmalar meydana gelir. Bu iyonlaşmalar, DNA zincirlerinde kırılmalara ve hücre içerisinde kimyasal toksinlerin üremesine neden olabilir. Kırılmaların hemen ardından bir onarım faaliyeti başlar. Hasar çok büyük değilse DNA da meydana gelen kırılmalar onarılabilir. Ancak bu onarım esnasında da hatalar oluşabilir ve yanlış şifre bilgiler içeren kromozomlar meydana gelebilir. Bir biyolojik sistemde radyasyonun etkisi ile oluşan bu olaylar zinciri, eğer radyasyon enerjisini ilk kademede, DNA ya da bir enzim molekülü gibi özel bir biyolojik yapı tarafından soğurulması ile başlamışsa, böyle bir etkiye 'Radyasyonun Direkt Etkisi' adı verilir (Derici, 2005). Direkt etkiler radyasyonun birincil etkisi sonucu oluşur. Serbest radikallerin kimyasal reaksiyonları ve diğer radyasyon ürünleri sonucu oluşan etkiye ise 'İndirekt etki' denir. Örnek: OH• radikalının DNA şekerine saldırarak DNA ipliğini kırması.

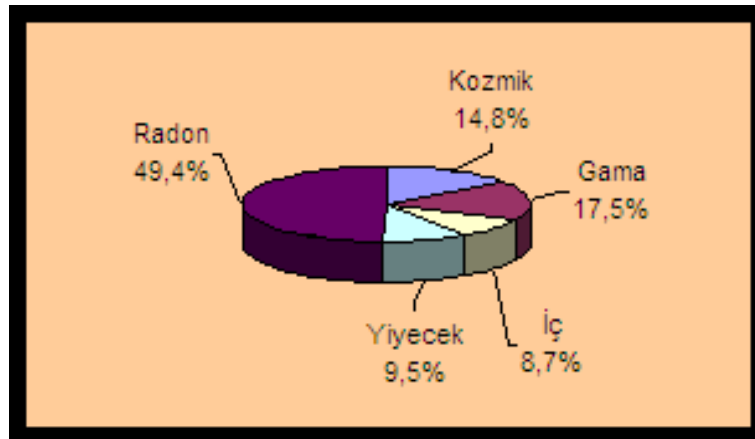
İyonize radyasyonun enerjisinin absorpsiyonu direk ve indirek etki ile moleküllerde hasar oluşturur. Direkt etkide hasar, biyolojik sistemlerdeki anahtar moleküllerin atomlarının iyonizasyonunun bir sonucu olarak ortaya çıkar. Bu molekülün inaktivasyonuna veya fonksiyonel değişikliğine neden olur. İndirek etkide ise anahtar moleküllerde toksik hasar oluşturan reaktif serbest radikallerin oluşması biyolojik etkilerin ortaya çıkmasına neden olur. (Günalp, 2003).

Vücudun birçok organ ya da dokusu, önemli sayıda hücre kaybına rağmen faaliyetlerini normal bir şekilde sürdürebilir. Yine de hücre kaybı belli bir sayının üzerine çıktığında ışınlanan kişilerde gözlenebilir hasarlar meydana gelecektir. İnsanlarda radyasyonun istenmeyen etkileri başlıca iki gruba ayrılır. Bunlardan ilki radyasyon dozunun vücudun herhangi bir doku veya organına hasar vermesi veya önemli reaksiyonlara neden olacak miktarda hücre ölümünü meydana getirmesi sonucu ortaya çıkan deterministik etkilerdir. Bu etkilerin belli bir eşik dozu vardır ve eşik dozundan yüksek dozlarda ortaya çıkar. Doz ile bireysel etkiler arasında ilişki vardır. Katarakt, deride eritem, sterilit ve fibrozis yüksek radyasyon dozlarında oluşan deterministik etkilere örnektir. İkincisi ise kanser ve genetik etkiler radyasyonun stokastik (rastlantısal) etkilerdir. Belli bir eşik doz yoktur, meydana

gelme olasılığı doz ile artar, şiddet derecesi doz ile artmaz. Stokastik etkilere tek bir hücrede meydana gelen hasarlar neden olur. Doku dozu arttıkça çok daha fazla sayıda hücre hasar görecektir ve stokastik etkilerin meydana gelme ihtimali artar.

3.6. Radyasyon Kaynakları

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay kaynaklar olabilirler. Doğal radyasyon düzeyini arttıran en önemli sebeplerden biri, yer kabuğunda yaygın bir şekilde bulunan radyoaktif radyum elementinin (Ra^{226}) bozunması sırasında salınan “radon gazı”dır. Radon gazının yayıldığı yüzey üzerinde bulunan evlerde iyi bir havalandırma sisteminin olması gerekir. Doğal radyasyonun bir bölümünü de uzaydan gelen kozmik ışınlar oluşturur. Bu ışınların büyük bir kısmı atmosferde tutulurken küçük bir miktarı yerküreye ulaşabilir. Pilotlar ve yüksekte yaşayanlar kozmik ışınlarla daha çok maruz kalır.



Şekil 3.7. Doğal radyasyon kaynaklarından maruz kalınan küresel radyasyon dozlarının oransal değerleri (Togay YE. RSGD-TAEK 2002)

Teknolojik olarak, bazı radyasyon kaynakları yapay olarak üretilmektedir. Bu kaynaklar, birçok işin daha basit yapılmasına olanak sağlar. Doğal radyasyon kaynaklarının aksine tamamen kontrol altında olmaları maruz kalınacak doz miktarı açısından önemli bir özelliktir. Tıbbi, zirai ve endüstriyel amaçla kullanılan X ışınları ve yapay radyoaktif maddeler, nükleer bomba denemeleri sonucu meydana gelen nükleer serpintiler, çok az da olsa nükleer güç üretiminden salınan radyoaktif maddeler ile bazı tüketici ürünlerinde kullanılan radyoaktif maddeler bilinen başlıca yapay radyasyon kaynaklarıdır. Doğal ve yapay radyasyon kaynaklarından maruz kalınan ortalama küresel radyasyon dozu 2.7 mSv/yıl dır. Bu dozun, radyasyon kaynaklarına göre dağılımı ise aşağıdaki gibidir:

- Kozmik: 0.39 mSv/yıl Gama ışını: 0.46 mSv/yıl
- Dahili: 0.23 mSv/yıl Radon: 1.30 mSv/yıl
- Tıbbi: 0.30 mSv/yıl Serpinti: 0.007 mSv/

3.7. Radyasyondan Korunma

Radyasyondan korunmada üç temel ilke vardır. Bunlar zaman, mesafe ve zırhlama kurallarını uygulamaktır. Dış kaynaklı radyasyondan korunmak için radyasyonun belli bir muhafaza içinde olması, kaynaktan mümkün olduğunca uzak mesafede durulması ve kaynağa olabildiğince kısa süreyle maruz kalınması gerekir.

Zırhlama: Zırhlamada radyasyonun atenüasyon özelliğinden yararlanılır. Atenüasyon radyasyonun gittiği yol boyunca şiddetinde azalma oluşmasıdır. Zırhlama sırasında göz önünde bulundurulacak iki birim, lineer atenüasyon katsayısı ve kütle atenüasyon katsayısıdır. Lineer atenüasyon katsayısı; bir cm'lik soğurucu bir maddenin radyasyon alanından uzaklaştığı fotonların fraksiyonudur. Bozunma sabitinde olduğu gibi absorbe edilen fotonların bir yüzdesi olarak ifade edilebilir. μ ile gösterilir. Radyasyonun cinsine ve absorbe edici maddeye göre özel bir değerdir.

Kütle atenüasyon katsayısı; lineer atenüasyon katsayısının absorbe edici ortamın dansitesine bölünmesiyle elde edilir. μ/p ile gösterilir.

Mesafe: Bir kaynaktan yayılan radyoaktivite miktarı (R) kaynağa olan uzaklığın (d) karesi ile orantılıdır. $R = 1/d^2$ ile gösterilir. Yani kaynağa olan mesafe arttıkça alınan radyasyon dozu azalır. Bu nedenle radyasyonla doğrudan temastan uzak durulmalıdır. Laboratuvar odalarının düzenlenmesinde, radyoaktif hastalar ve bunlarla çalışan personel arasında gerekli bir uzaklık göz önünde bulundurulmalıdır. Radyoaktif madde enjekte edilmiş hastalar için ayrı bir bekleme salonu olmalıdır. Depo radyonüklidler, radyonüklid jeneratörleri laboratuvarların en uzak ve uç odalarında bulunmalıdır.

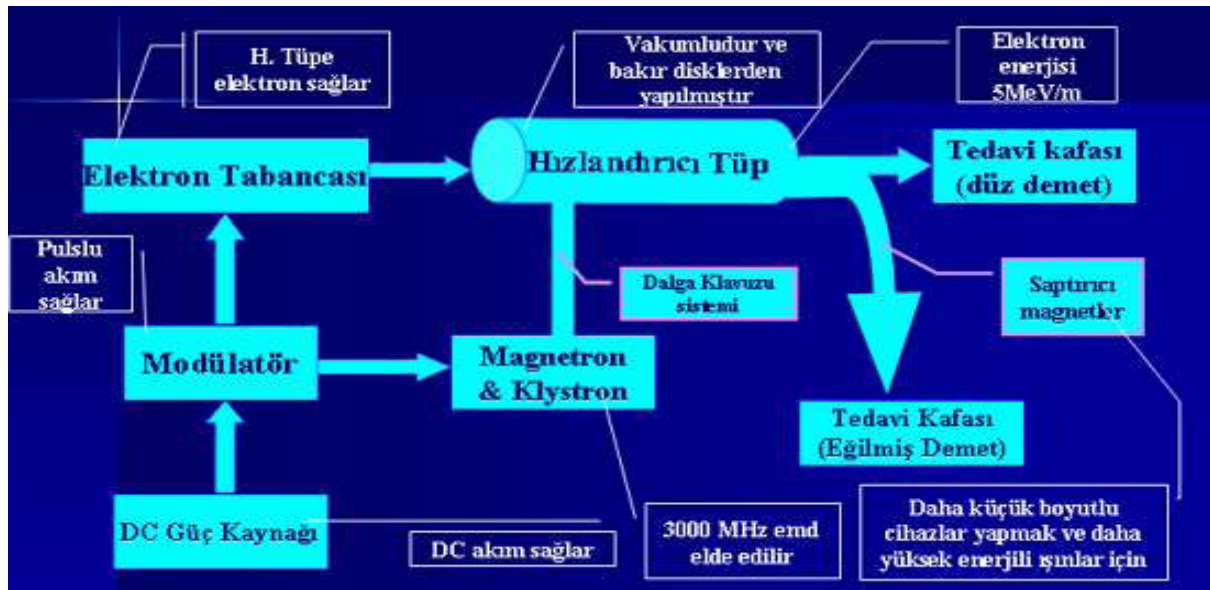
Zaman: Radyasyonla çalışırken tekniğin ve hizmetin kalitesini düşürmemek kaydıyla mümkün olduğunca hızlı çalışmak maruz kalınan radyasyonu azaltır. Radyoaktif maddelerin hazırlandığı sıcak laboratuvar denilen bölümde çalışanların burada mümkün olduğunca kısa süreyle kalmaları ve gereksiz vakit harcamamaları gerekir. Bu alanların yüksek radyasyon altında olup olmadığını kontrol için alan sayıcılarla sık sık tarama yapılmalı veya ışıklı uyarıcılar bulunmalıdır (Görpe, Cantez, 1992).

4. LİNER HIZLANDIRICILAR

4.1. Lineer Hızlandırıcıların Çalışma Prensibi

Hızlandırıcılar yüklü parçacıkları birbirine iten veya birbirine çeken elektrik alanlar vasıtasıyla hızlandırılırlar. Hızlandırıcı içindeki parçacıklara elektromanyetik dalga (EMD) gönderildiğinde parçacık üzerinde iki bileşen etkili olur. Biri manyetik alan diğeri ise elektrik alan bileşenidir. EMD' nın manyetik alan bileşeninin parçacığın enerjisine etkisi olmaz. Çünkü manyetik alan bileşeni parçacıkların hareket doğrultularına dik yönde bir kuvvet uygular. EMD' nın elektrik alan bileşeni ise gideceği yol üzerinde bulunan parçacıklara itme kuvveti uygular. Parçacık negatif yüklü ise kuvvetin yönü elektrik alanının yönüyle ters, parçacıklar pozitif yüklü ise kuvvetin yönü elektrik alanının yönüyle aynı olur. Sonuç olarak parçacıklar dalga ile birlikte hareket etme eğilimindedir.

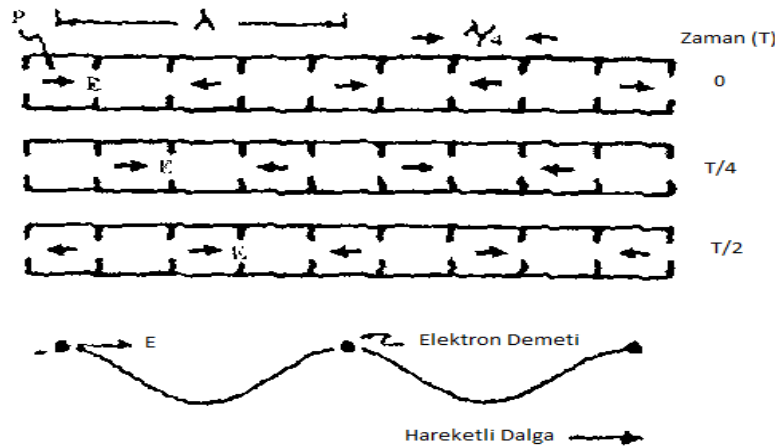
Lineer hızlandırma, elektronların bir tüp boyunca yüksek frekanslı EMD kullanılarak hızlandırılması işlemidir (Lauger, 1995).



Şekil 4.1. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı elemanları

Güç kaynağı modülatöre DC akım sağlar. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve şebekeye pulslu akım iletir. Bu akım modülatör içinde bulunan thyatron lambaları aracılığı ile elde edilir.

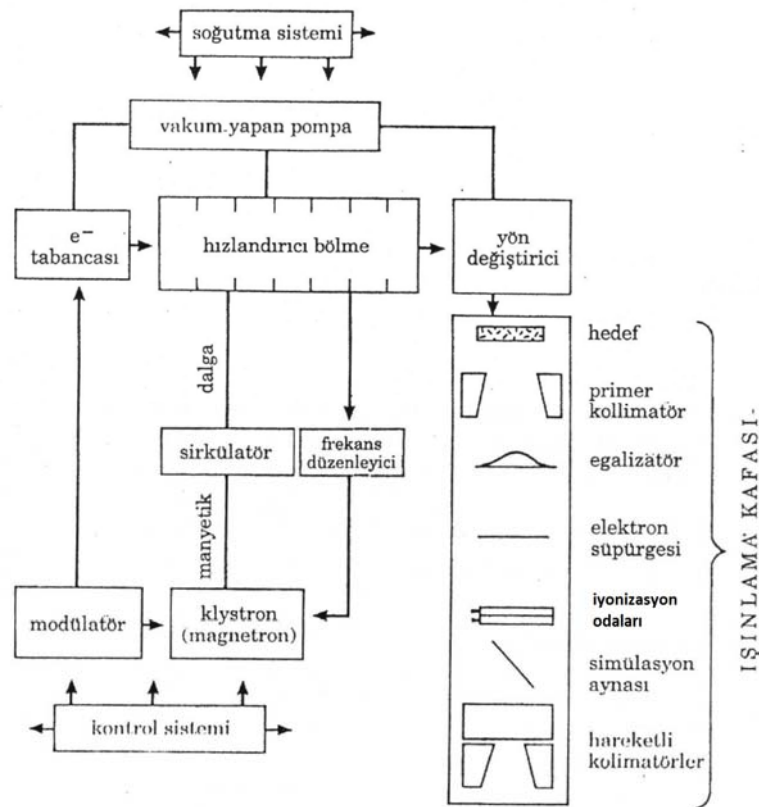
Bir kontrol sistemi bu akımı belli aralıklarla titreşim (mikrodalga) oluşturur ve bu titreşimler magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron EMD üreten, klystron ise EMD' yı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV' den daha büyük elektron için klystron kullanılır. Radar dalgalarını elde etmekte kullanılan magnetron veya klystron gibi özel tüplerden frekansı yaklaşık 3000 MHz olan EMD elde edilir. Magnetron veya klystrondan çıkan EMD dalga klavuzu ile hızlandırıcı tüpe gelir. Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkilenmesi sonucu, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizilimi ile meydana gelen dalga klavuzu, hızlandırıcının önemli parçalarından biridir. Genellikle bakırdan yapılan ve yüksek vakum altında bulunan dalga klavuzu, içerisinde yaklaşık 3000MHz frekansta titreşim oluşan silindir şeklinde, çapı yaklaşık 10cm olan , $\frac{1}{4}$ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diaphragmandan oluşan seri odacıklardan ibarettir (Khan, 1992).



Şekil 4.2. Dalga klavuzunda elektriksel alan dağılımının şematik gösterimi

Aynı zamanda elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile ($0,4 \times$ ışık hızı) hızlandırıcı tüpün içine gönderilmektedir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşme olur. Elektronlar, enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilir ve odacıktan odacığa kanal boyunca doğrusal olarak ilerleyerek gittikçe hızlanır. Odacıktan çıkan elektronların hızları her odacıktan aldıkları hızları toplamına eşit olur (Kenneth S. Krane, 2002).

Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerji kazanırlar. Hızlandırma alanına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olması frekans düzenleyicisi, lineer hızlandırma tüpünde oluşabilecek iyonları tutmak ve daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için ise vakum pompası kullanılır. Vakum altında hızlandırılan elektronlar yaklaşık 3 mm kalınlığında bir demet oluştururlar ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için demet saptırıcı 90 veya 270 derece saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir (Lauger, 1995; Khan, 1992).



Şekil 4.3. Elektron Lineer Hızlandırıcının Şeması

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya bunların alaşımından yapılmış olup, aşağıdaki bölümlerden oluşur:

Hedef: Tedavi kafası; kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyal içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede koruyucu görev görür. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarasına sahip tungstendir. Cihazın kafa kısmına gelen elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerjili foton demetleri elde edilir. Işın hastaya verilmeden önce düzeltici filtrelerden geçirilir. Elektron demeti elektron modunda kullanılacaksa elektron saçıcı foillere gönderilerek demet yayılır ve homojen bir elektron demeti elde edilerek doğrudan tedavide kullanılır. Saçıcı foil ince bir

metalden yapılmıştır ve bu metal genellikle kurşundur. Foil kalınlığı elektronlarda önemlidir çünkü metale gelen elektronların bir kısmı frenleme radyasyonu (bremsstrahlung) etkisi ile X-ışınlarını oluşturabilir. Bu yüzden foil kalınlığı yeterince ince olmalıdır (Johns H.E, 1969)

Saçıcı filtre ve birincil kolimatör: Işın demetinin çapını tayin etmek amacıyla, demet ilk önce X-ışını hedefinin hemen altındaki birincil sabit kolimatörler ile kolime edilir. Elektron modunda, demeti dağıtarak tedavi alanı içerisinde düzgün bir elektron akısı oluşturmak amacıyla elektronlar saçıcı filtreye çarptırılır.

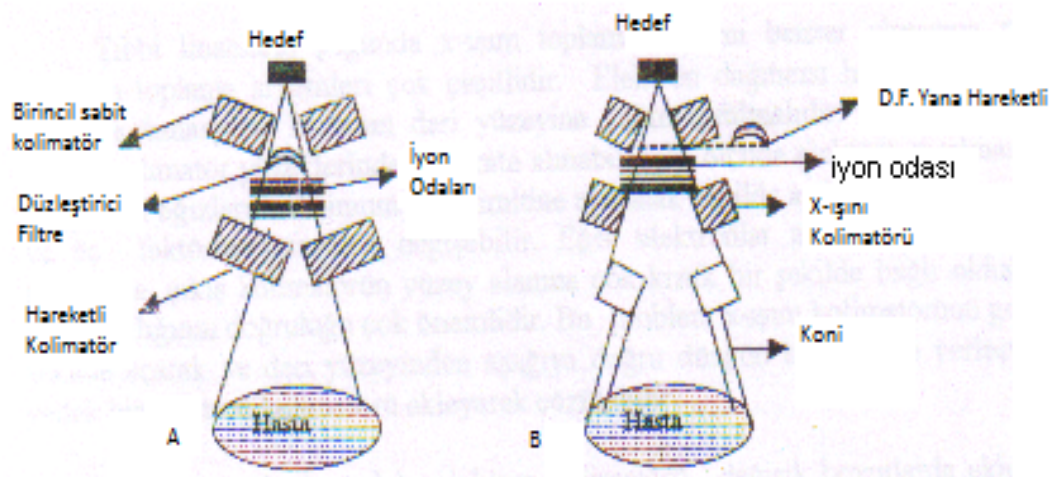
Düzleştirici filtre (egalizatör): X-ışınlarını homojen hale getiren koni şeklinde dizayn edilmişlerdir. Kursun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların bileşiminden yapılmıştır. Alanda demet yoğunluğunu düzgün hale getirmek için kullanılır.

Elektron süpürgesi: Elektron demetini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde, yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) manyetik alan oluşturan elektron süpürgesi kullanılır. Bu elektronların homojen şekilde dağılmasını sağlar.

İki ayrı iyon odası: Verilen dozun ölçülmesi, ısı demetinin şiddeti ve doğrusal olup olmadığının kontrolü amaçlıdır. Kolime edilmiş demet doz hızı, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır.

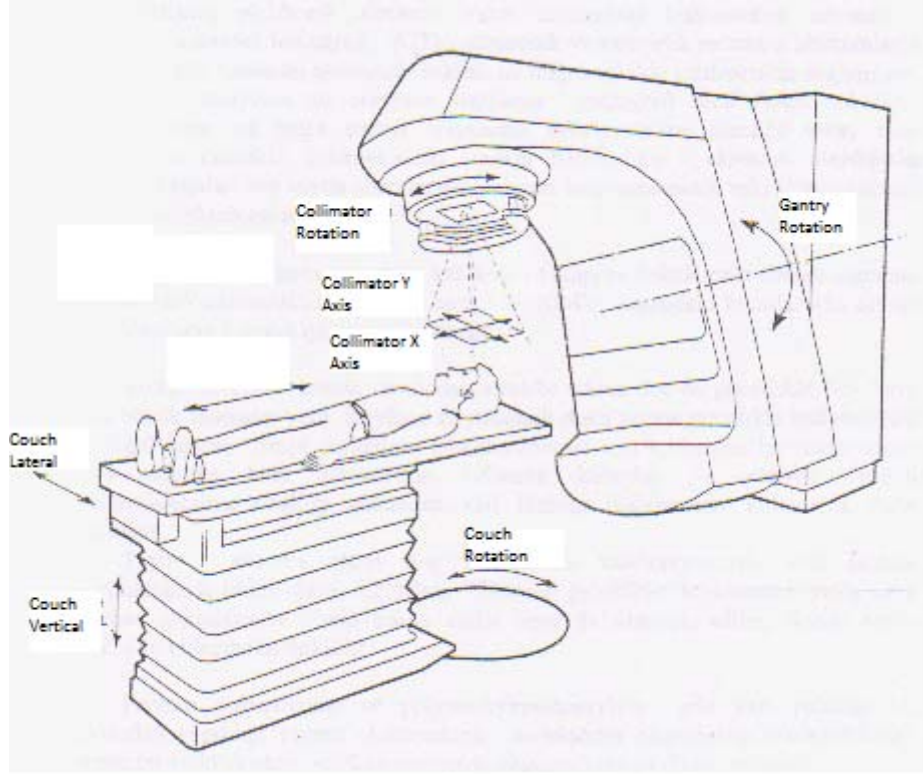
Işık lokalizör sistemi: Işık kaynağı ve ayna yardımıyla tedavi alanını göstermek için kullanılır.

İkincil kolimatör (çeneler): Tedavi alanı için hareketli çenelerden yapılmışlardır. Kurşun veya tungstenden yapılmış olup, dikdörtgensel tedavi alanını belirler. Elektronlar için aplikatörler kullanılır (Khan, 1992).



Şekil 4.4. X-ışını (A) ve elektron (B) modunda tedavi kafası

Gantry: Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya isocenter denir. Modern lineer hızlandırıcılar gantry aksında 360° dönerler ve izosentrik-rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır.



Şekil 4.5. Linac gantry dönme yönü, kolimatör dönme yönü ve hasta koltuğunun hareket yönleri

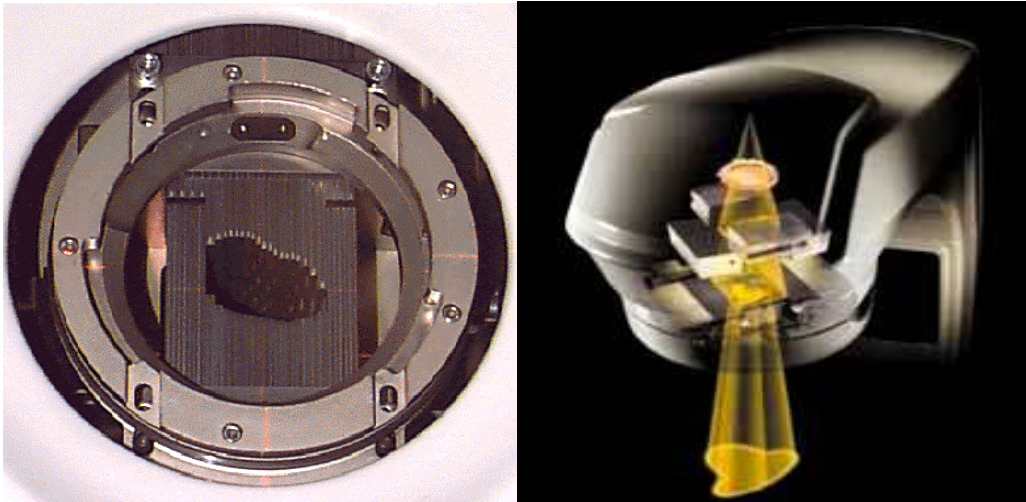
Lineer hızlandırıcılar toraks, batin, pelvis ve içindeki organ tümörlerinin tedavisinde kullanıldığı gibi hedefi çıkarıldığında elektron tedavisi de uygularlar.

Elektron ışınları, ışın tedavisinde 5 cm derinliğe kadar yerleşimli olan tümörlerin tedavisinde, tek başına veya foton ışınlarıyla birlikte kullanılmaktadır. Özellikle, son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılan düşük enerjili X-ışınlarının kullanımı azalmakta, onların yerini elektron ışınları almaktadır. Göz gibi kritik organlarla çevrili yüzeysel lezyonların tedavisi büyük bir dikkat gerektirir. Bu tür lokasyonlar için daha küçük marjinler, diğer bir deyişle küçük tedavi alanları gerekir. Diğer taraftan, bahsedilen lezyonlar yüzeysel oldukları için bu tür tedavilerde elektronların kullanılması, tedavide daha anlamlı sonuçların elde edilmesini sağlar (Biggs, 1994; Hendee, 1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

Elektronlar, yüzeyden başlayan uniform kabul edilebilecek doz dağılımına sahip olmaları ve belli derinlikten sonra hızlı doz düşüşleri gibi özellikleri ile sağlıklı dokuların

korunmasında diğer ışınlara nispeten büyük önceliğe sahiptirler. Cilt ve dudak tümörlerinde, meme tümörlerinde özellikle Toraks yüzeyi, tümör yatağına yapılan ek tedavilerde, baş-boyun tümörlerinde lenf nodlarına tamamlayıcı doz olarak verilmesi gibi özellikleriyle kanser tedavisinde büyük rol oynarlar. Elektron ışınları ile yüzeye yakın yerleşimli tümörlerde penetrasyon derinliğinin daha iyi kontrol edilmesi yoluyla derin yerleşim hastalıklı dokularda oluşacak radyasyon hasarının önlenmesi mümkün olabilir (Biggs, 1994; Hendee, 1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

Modern lineer hızlandırıcılarda standart kolimatörler yerini çok yapraklı kolimatörlere (MLC) bırakmaktadır. MLC'lerin standart kolimatörlere göre önemli derecede üstünlükleri vardır. MLC'ler ışını her hastaya, alana ve tümöre göre şekillendirerek gönderebilmektedir (Van, 1999).



Şekil 4.6. MLC sisteminin alttan görünüşü, ve MLC ile şekillendirilmiş bir tedavi alanı

4.1.1. Hareketli ve Duran Dalga Hızlandırıcıları

İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapide kullanılanlar spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga klavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda, mikrodalga gücü elektron tabancasının bulunduğu uçtan verilir. Hızlandırıcı tüpün sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuran yük vardır ve bu yük dalgaların geriye yansımaya engel olur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte var olması ile duran dalga oluşturulur.

Mikrodalga güç direnci elektronların elektron tabancasından girdiği uçtadır. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur: Elektron tabancası, mikrodalga üretici ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga klavuzu mikrodalga üreticisi, modülatör ve X-ışınlarını üretebilmek için hedef. Ayrıca pek çok hızlandırıcı eşmerkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine sahiptir (Elekta, “Precise MLC 80 model Lineer Accelerator Brochure).

4.2. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri

4.2.1. Derin Doz Dağılımı

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. Doz dağılımları bilgileri, küçük hacimli iyon odası kullanılarak su fantomunda veya su eşdeğeri katı fantomlarda ölçülür. Fantomda veya hastada derinlikle beraber soğrulan doz değişir. Bu değişimin enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan olan uzaklık, demet kolimasyon sistemi gibi birçok nedeni vardır. Hastaya verilen dozu hesaplamak için, derin doz parametrelerini etkileyebilecek bu etkilerin bilinmesi gerekir.

Derin doz değişiminin belirlenmesi için;

Yüzde Derin Doz (%DD) (Percentage Depth Dose), TAR (Tissue-Air-Ratio), TPR (Tissue-Phantom-Ratio), TMR (Tissue-Maximum-Ratio), SAR (Scatter-Air-Ratio), SMR (Scatter-Maximum-Ratio) niceliklerinin bilinmesi gerekir. Derin doz ve izodoz dağılımlarının belirlenmesinde TLD, diyot ve film dozimetrisi de ölçüm yöntemi olarak kullanılmaktadır (Faiz, 1994; Biggs, 1994; Hendee,1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

4.2.2. Build-up Doz

Işınlanan dokuya enerji, primer olarak kaynaktan gelen radyasyon tarafından doku içine taşınmakla beraber, primer radyasyonun hareketi sonucunda oluşan sekonder elektronlarla doku içine dağıtılır.

Düşük enerjili (orta voltaj) radyasyon için sekonder radyasyon hemen yüzeyde oluşur, her yönde dağılımı ve enerjileri hemen soğurulur. Giricilik kabiliyetlerinin az olması sebebiyle yüzeyin altında primer radyasyon hızlı bir şekilde azalır. Bu sebeple maksimum doz ciltte veya cilde çok yakın bir derinlikte meydana gelir. Yüksek enerjilerde ise, fotonlar maddeye girdiklerinde yüzeyden ve sonraki tabakalardan yüksek enerjili elektronlar çıkar. Bu

elektronlar orijinlerinden uzak bir mesafede enerjilerini bırakırlar ve primer huzme doğrultusundan biraz açılı olarak saçılırlar. Bu saçılma enerjiye ve Compton etkisine göre olur. Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar için dokuda maksimum doz daha derinlerde oluşur. Maksimum dozun oluştuğu, yani elektronik dengenin sağlandığı noktaya “maksimum doz noktası” (build-up noktası), ciltten bu noktaya olan uzaklığa da “maksimum doz derinliği” (build-up derinliği = r_{maks}) denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de build-up bölgesi denir. Yüksek enerjili huzmelerin build-up doz etkisi “skin sparing effect” olarak bilinir (Gürdallı, 2002).

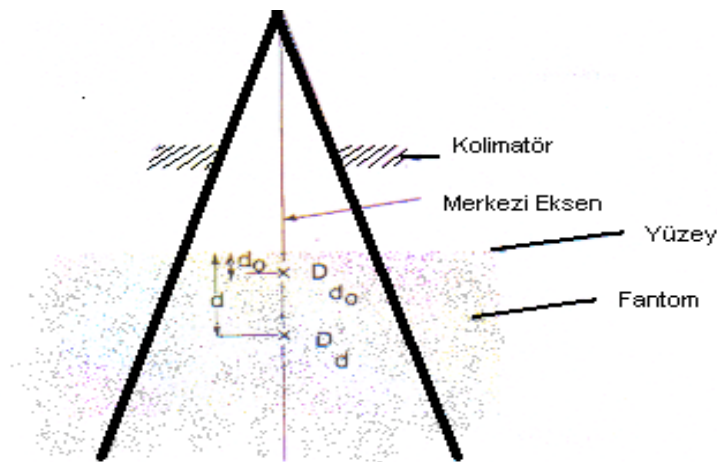
Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinde maksimum doz ;

- Yüzeyel ve orta voltaj ışınlarında yüzeyde,
- Co-60 gama ışınlarında 0,5 cm derinlikte,
- 4 MV X- ışınlarında 1cm derinlikte,
- 6 MV X- ışınlarında 1,5 cm derinlikte,
- 10 MV X- ışınlarında 2,5 cm derinlikte,
- 15 MV-18 MV X- ışınlarında yaklaşık 3,5 cm derinlikte oluşmaktadır.

Derine yerleşmiş tümörlerde, yüksek enerjili X- ışınlarının kullanılması cildin toleransını aşmaksızın tümör üzerinde istenilen doza ulaşılabilmesine olanak sağlar (Khan, 1994).

4.2.3. Derin Doz Yüzdesi (% DD)

%DD, herhangi bir “ d ” derinliğindeki absorbe dozun, huzme merkezi eksenı boyunca “ d_0 ” referans derinliğindeki absorbe doza oranıdır (Gürdallı, 2002).



Şekil 4.7. Yüzde derin doz şematik gösterimi

Orta voltaj ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinliği genellikle $d_0=0$ yüzeydedir. Daha yüksek enerjiler için referans derinliği en yüksek absorbe doz (build-up) noktasın ($d_0 = d_{\max}$) alınır. %DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksen boyuncu d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. %DD genellikle P ile gösterilir.

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (d_0 = d_{\max}) \text{ alınır.} \quad (4.1.)$$

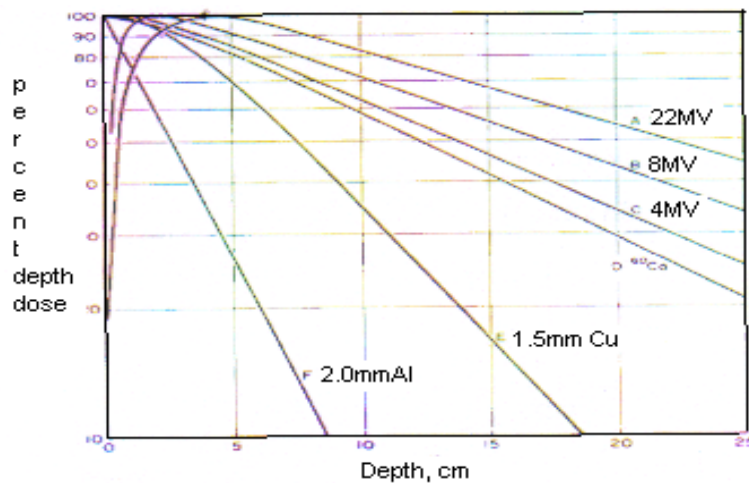
D_d = Merkez eksen boyuncu d derinliğinde soğrulan doz

D_{d_0} = Merkez eksen boyuncu d derinliğinde soğrulan doz

Birçok parametre %DD' ları etkiler. Bunlar; ışıın kalitesi ve enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü ve şekli, SSD (source-skin-distance) ve kaynak kolimasyonudur. Bu parametrelerin etkilerini sırasıyla incelenecektir (Khan,1992; Biggs, 1994; Hendee,1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

%DD' un Işıın Kalitesi ve Derinliğin Bağımlılığı

%DD değerleri ışıın enerjisi ile artar. Bu artış verilen bir derinlik için, %DD eğrilerinin eğiminin azalması ve huzme penetrasyonunun artması demektir. Yani yüksek enerjili ışıınlar daha penetrandır ve yüksek %DD' a sahiptir (Gürdallı, 2002).



Şekil 4.8. Farklı enerjilerdeki foton demetleri için merkezi eksen derin doz dağılımları

Tablo 4.1. Derine yerleşmiş bir tümör derinliği için, 10 cm derinlikte, farklı huzme kalitelerinde elde edilen %DD' un karşılaştırması aşağıda gösterilmiştir:

Derinlik (cm)	Enerji	SSD (cm)	Alan (cmxcm)	%DD
10	Co-60	80	10x10	56,4
10	4 MV x	100	10x10	62,7
10	6 MV x	100	10x10	67,7
10	25 MV x	100	10x10	81,0

%DD' un Alan Büyüklüğü ve Şekil Bağımlılığı

Alan bağımlılığı saçılan elektron ve fotonlardan dolayı ortaya çıkar. Alan büyüklüğüne bağımlı %DD'daki artış enerjiden bağımsızdır. %DD'ların alan bağımlılığı, yüksek enerjilerde, düşük enerjilere oranla daha azdır. Foton enerjisi aynı kalmak koşulu ile maksimum doz derinliği alan büyüklüğüne bağlı olarak değişir. Örneğin 25 MV(X) ışını için 4x4 cm alanda d_{max} 4 cm iken, 35x35 cm' lik alanda bu değer 2,5 cm' dir. Build-up noktasının yüzeye yaklaşması kolimatör sistemindeki elektron saçılması ile ilgilidir. Alan büyüklüğünün artması kolimatör açıklığının artmasını gerektirir. Kolimatör açıklığının artması da elektron saçılmasının artmasına yol açar.

%DD verileri, genellikle kare alanlar içindir. Klinik pratikte, ele alınan tedavilerin çoğunluğu dikdörtgen, bloklu ve şekilli alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğer olmaları istenir.

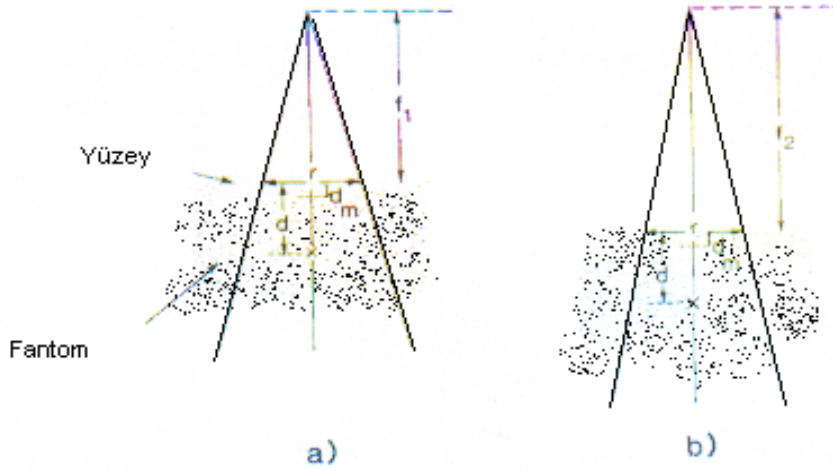
$$\text{Eşdeğer Karenin Kenarı} = \frac{2(axb)}{a + b} \quad (4.2.)$$

formülü eşdeğer alan boyutlarını çabuk olarak hesaplamak için kullanılır (Khan, 1992; Biggs, 1994; Hendee,1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

%DD' un SSD Bağımlılığı

Klinik radyoterapide SSD çok önemli bir parametredir. %DD derindeki doza göre yüzey dozunu belirlediğinden (d_{max}) SSD mümkün olduğu kadar büyük olmalıdır. Çünkü küçük SSD'lerde %DD'lar küçük olacağından belirli bir tümör dozu için cild dozları çok

yüksek olacaktır. Ancak mesafe ile doz şiddeti düşeceğinden SSD pratikteki doz şiddeti ve %DD arasında bir uyum sağlayacak mesafede olmalıdır. Klinikte her hangi bir uygulamada kullanılan SSD, standart SSD'den farklı olabilir. Yani çok büyük tedavi alanları için büyük SSD'ler gerekebilir. Böylece standart SSD için olan %DD,gerçek tedavide kullanılan SSD için olan %DD'a çevrilmelidir.Bu çevirme işleminde Mayneord (F) faktörü kullanılır.



Şekil 4.9. Yüzde derin dozun SSD bağımlılığı

SSD=f için D derinlikteki %DD = P(d,r,f) olsun.

$$P(d,r,f_1) = 100 \times (f_1 + dm / f_1 + d)^2 \times e^{-\mu(d-dm)} \times K_s \quad (4.3)$$

μ :Lineer azalma katsayısı.

K_s : Saçılan dozdaki değişiklikleri hesaba katan bir fonksiyon.

Bir SSD' den diğerine;

$$P(d,r,f_2) = 100 \times (f_2 + dm / f_2 + d)^2 \times e^{-\mu(d-dm)} \times K_s \quad (4.4)$$

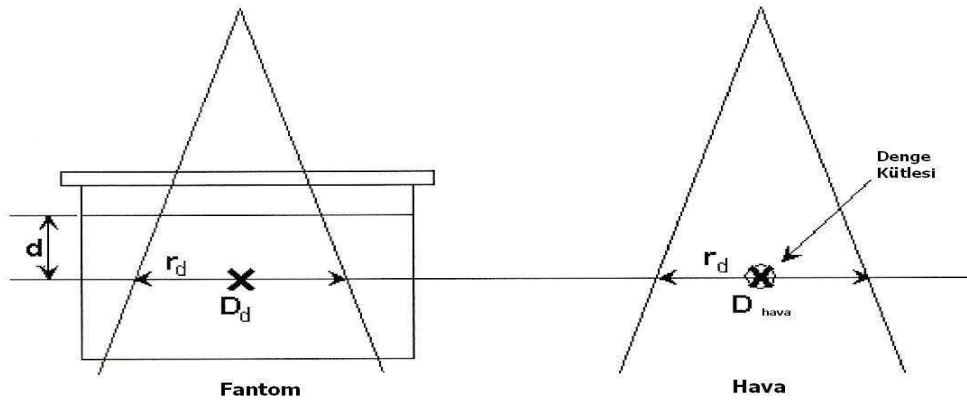
Birbirine oranlarsak:

$$P(d,r,f_2) = P(d,r,f_1) \times F \quad (4.5.)$$

ile farklı bir SSD için %DD elde edilir. Eğer $f_2 > f_1$ ise ; $F > 1$ 'dir.

TAR (Doku-Hava Oranı) Kavramı

TAR kavramı ilk olarak Johns tarafından 1953 yılında geliştirildi ve rotasyon tedavilerinde doz hesaplaması için kullanıldı. Doku içinde bir d derinliğinde absorbe edilen dozun (D_d), aynı koşullarda havada absorbe edilen doza (D_{fs}) oranı TAR (Tissue-Air-Ratio) olarak tanımlanır.



Şekil 4.10. TAR'ın sematik gösterimi

$$TAR(d, r_d) = D_d / D_{hava} \quad (4.6)$$

TAR'lar; foton enerjisine, derinliğe, alan genişliğine bağlı olarak değişir, kaynak uzaklığından bağımsızdır. TAR aynı noktada D_d ve D_{hava} dozlarının birbirine oranı olduğundan foton akımına bağlı mesafe eşitlikten çıkarılır. Derinlikle beraber primer ışın üstel indirgenme görüldüğünden primer ışın için TAR yalnızca derinlikten etkilenir, SSD'den etkilenmez. TAR enerji farklılıklarından etkilenir. MV ışınlarında TAR d_{max} 'da maksimum olur derinlikle beraber üstel olarak azalır. Alan boyutu attıkça dozun saçılımı artar.

SAR (Saçılma Hava Oranı) kavramı

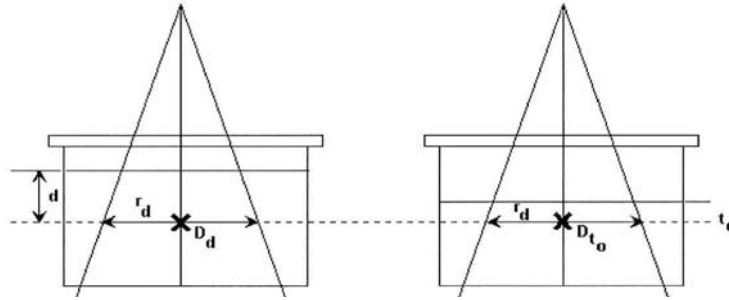
SAR'lar ortamda saçılan dozu hesaplamak amacıyla kullanılır. SAR, fantomda verilen bir d derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada serbest havadaki doza oranıdır. SAR'lar enerjiye, derinliğe, alan büyüklüğüne bağlıdır ve SSD'den bağımsızdır. Fantomda bir noktadaki saçılmış doz, o noktadaki toplam doz-birincil doz 'a esit olduğundan matematiksel olarak:

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0) \quad (4.7)$$

Burada $TAR(d, 0)$ saçılmış radyasyonun olmadığı $0 \times 0 \text{ cm}^2$ alan büyüklüğü için demetin birincil bileşenini temsil eder.

TPR (Doku Fantom Oranı) ve TMR (Doku Maksimum Oranı) Kavramı

TPR fantomda herhangi bir d derinliğindeki noktada ölçülen dozun, sabit bir referans derinlikte (5-10 cm) tanımlanmış olan noktadaki doza olan oranıdır.



Şekil 4.11. TPR ve TMR 'nin şematik gösterimi

$$TPR(d, r_d) = D_d / D_{t_0} \quad (4.8)$$

Burada t_0 referans derinliğidir.

Huzme enerjisi için kullanılacak referans derinlik d_{max} gibi sabit bir nokta alınırsa TPR'den TMR kavramı ortaya çıkar. TMR tanımı, TPR'nin d_{max} 'a normalize edilmesi ile elde edilen özel bir durumudur (Gürdalı, 2002).

$$TMR(d, r_d) = D_d / D_{maks} \quad (4.9.)$$

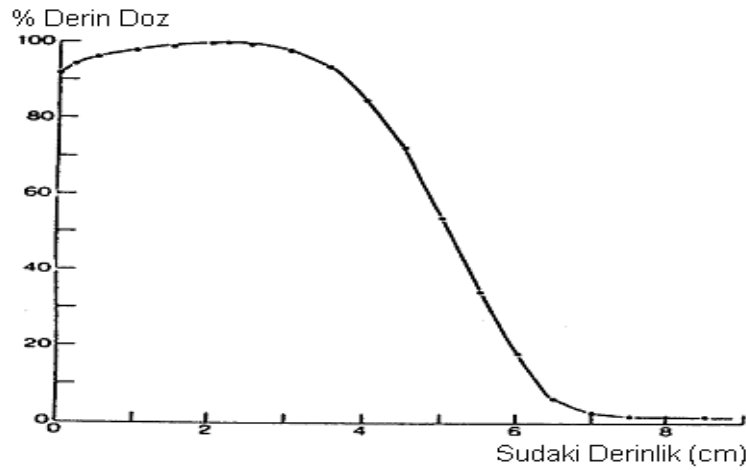
SMR (Saçılma Maksimum Oranı) Kavramı

Fantomda verilen bir noktadaki saçılma dozun, d_{max} da aynı noktadaki etkin primer doza oranıdır. Ortamdaki saçılan dozun hesaplanması için ortaya konmuş bir büyüklüktür. Etketif primer doz kolimatör açıklığı sabit tutulurken saçıcı hacim sıfıra azaltıldığında alanda beklenen derin doz olarak tanımlanabilir. Yani: bir derinlikteki doz – fantom saçılması = Etketif primer doz gibi düşünülebilir (Khan, 1992; Biggs, 1994; Hendee, 1984; Horton, 1987; Johns, 1983; Kuter, 1984).

4.2.4. Elektronların merkezi eksen derin doz eğrileri

Elektron demetlerinin en büyük özelliği, merkezi eksen derin doz eğrilerinin şeklidir.

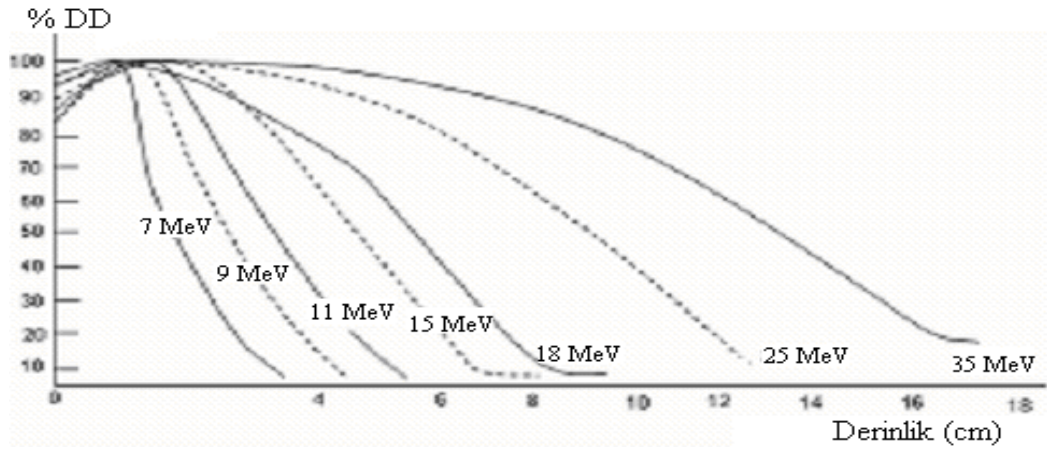
Homojen doz bölgesini takip eden hızlı doz düşüşü X-ışınlarından farklı olarak klinikte bazı avantajlar sağlarlar. Örneğin yüzeysel tümörlerin tedavisinde tümör altındaki dokuyu koruma açısından oldukça faydalıdır. Çünkü elektronlar fotonların aksine enerjilerini yüzey bölgelerinde yitirirler. Elektronların en faydalı derinliği %90 derin doz eğrisinin derinliği ile verilmiştir. Bu derinlik yaklaşık olarak $E/4$ cm'dir (Burada E elektron demetinin yüzeyde en olası enerjisidir). %80 derin doz eğrisinin derinliği ise yaklaşık olarak $E/3$ cm'de meydana gelir. Yüzde derin doz değerleri (%DD) faydalı derinliğin dışında keskin bir şekilde düşerler ki buda istemediğimiz derinliklerde oluşacak fazla dozları engellemiş olur. Su ve yumuşak dokuda elektronların %80 ile %90 izodoz seviyeleri sırasıyla $E/3$ ve $E/4$ cm derinliktedir. Örneğin 12 MeV lik elektron demeti 3 ile 4 cm derinliğindeki tümörlerin tedavisi için uygundur (Perez ve ark., 1998).



Şekil 4.12. Elektron derin doz grafiği

Elektronlar için demet enerjisinin seçimi (tümörün bulunduğu derinliğe bağlı olarak tedavi için seçilen elektron enerjisinin seçimi) fotonlara göre çok daha kritiktir. Doz %90 izodoz seviyesinin dışında aniden azaldığından tedavi derinliği ve istenilen enerji çok dikkatli seçilmelidir. Bununla birlikte hedef hacmin belirlenmiş izodoz eğrisinin içinde olup olmadığından emin olmak gerekir.

Çok düşük elektron enerjilerinde (2-4 MeV) cildin korunma etkisi fotonlara göre daha azdır. Fotonlardan farklı olarak elektronlar için yüzey doz eğrisi enerji arttıkça artar. Bu etki elektron saçılmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 4.13. Farklı elektron enerjileri için derin doz eğrileri

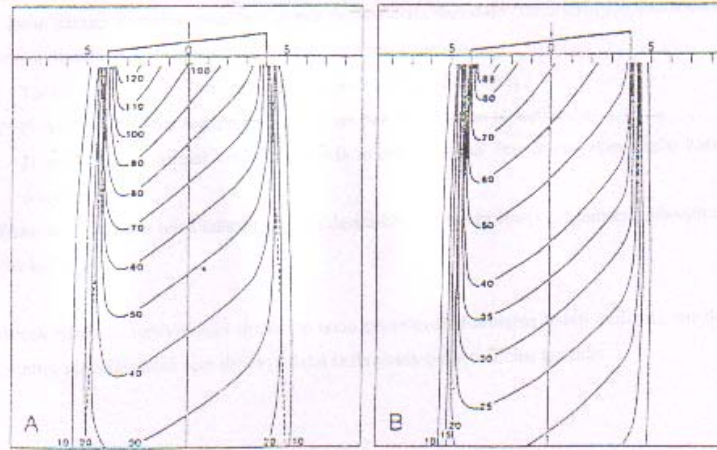
Şekil 4.13.' te farklı enerji demetleri için merkezi eksen derin doz eğrilerinin karşılaştırılması görülmüyor. Şekilden de görüldüğü gibi enerji arttıkça yüzey dozu artmaktadır.

Demet oluşumundaki demet saptırma ve kolimasyon sistemlerinin farklılıklarından dolayı derin doz dağılımı ve yüzey dozu her cihaz için özellikle farklı markalardaki cihazlar için farklıdır.

4.2.5. İzodoz Dağılımları

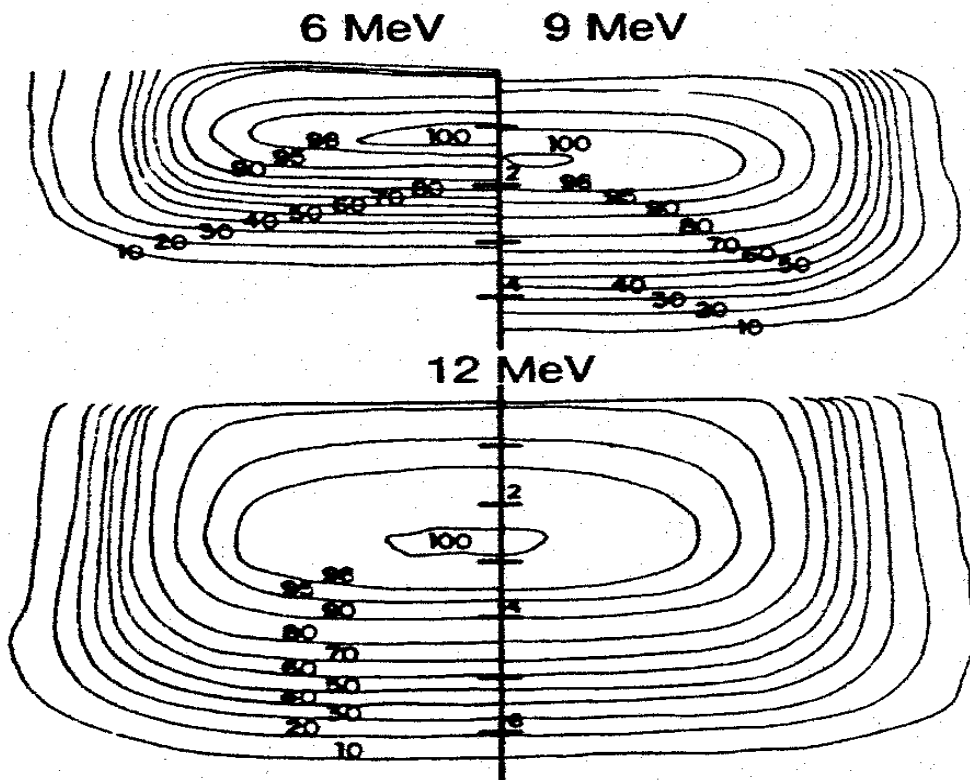
Radyasyon demetinin üç boyutta meydana getirdiği derin doz dağılımını, merkezi eksen derin doz dağılımı tek başına karakterize edemez, bu yüzden izodoz dağılımlarına gerek duyulur. Soğurulan dozun hacimsel veya düzlemsel değişimlerini verebilmek için dağılımlar, izodoz eğrileri ile tanımlanır. İzodoz eğrileri eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilir. Merkezi eksenden yanlara uzaklığın ve derinliğin bir fonksiyonu olarak dozun değişimini gösterir. Herhangi bir derinlik için merkezi eksendeki doz, en yüksek doza sahiptir ve alan kenarlarına doğru azalmaktadır (Tunçel, 2002).

Derin doz değerleri, merkezi eksendeki en yüksek doz noktasına normalize edilerek sabit SSD izodoz eğrileri bulunur. İzosantrik dozimetride, alan boyutu izosantr yani belirlenen bir derinlikte tanımlanır. Derin doz değerleri ise, merkezi eksendeki ilgili noktanın doz değerine normalize edilerek yalnız ilgili noktaya bağlı tanımı ile izodoz eğrileri bulunur. Böylece bir alan için farklı derinliklerde izosantr tanımlanırsa, tanımlanan her bir derinlik için farklı izodoz eğrisi elde edilir (Khan, 1994; Shahabi, 1989; Purdy, 1994).



Şekil 4.14. Kobalt-60 için izodoz eğrileri

Şekil 4.14' de farklı elektron enerjilerinin izodoz eğrileri görülmektedir. Yüksek enerjili demetlerinde sadece düşük düzeyli izodoz eğrileri dışarıya doğru genişlerken düşük enerjili demetlerde nerdeyse bütün izodoz eğrileri genişleme gösterirler. Eğer alan açıklığı artarsa yüksek izodoz seviyelerinde daha kötüye giden genişlemeler oluşur.

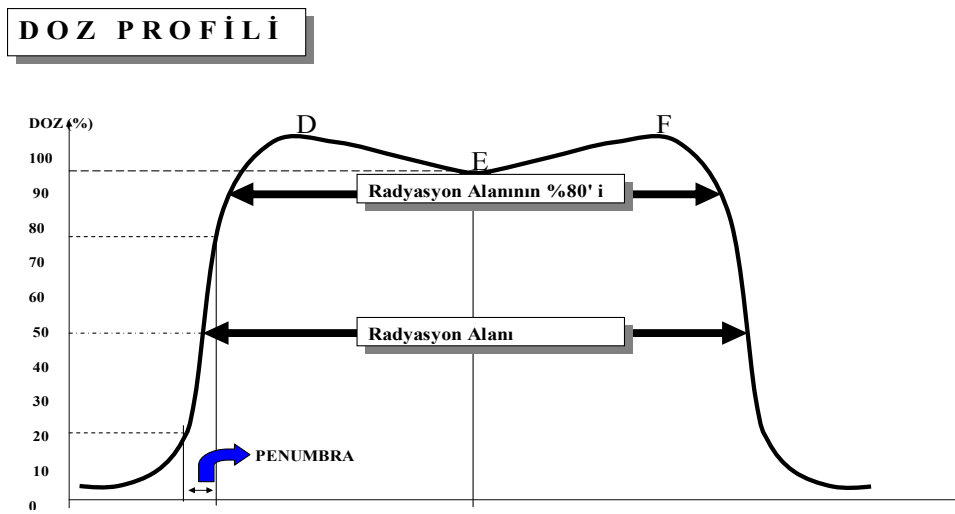


Şekil 4.15. Farklı elektron enerjilerinin izodoz eğrileri

4.2.5.1. İzodoz Dağılımının Genel Özellikleri

Herhangi bir derinlik için merkezi eksendeki doz, en yüksek doza sahiptir ve alan kenarlarına doğru azalmaktadır. Alanın en kenarında doz çok hızlı olarak düşmektedir. Bu bölge, yarı gölge veya penumbra olarak tanımlanır. Sabit SSD’ de yüzeyde, izosantrikte ise izosantrda merkezi eksenin maksimum dozunun %50’sinin geçtiği yer alan boyutu olarak tanımlanır. Radyasyon huzmesinin geometrik sınırlarının içinde ve dışında bulunan geometrik penumbra bölgesinin genişliği; kaynak boyutuna, kaynak uzaklığına ve kaynak-kolimatör mesafesine bağlıdır. Alan kenarındaki doz azalması sadece geometrik penumbra ile ilgili değil aynı zamanda yanlardaki saçılma miktarındaki azalmayla da ilgilidir. Bu nedenden dolayı daha çok fiziksel penumbra tanımı kullanılır. Fiziksel penumbra genişliği, belli bir derinlikte tanımlanan iki izodozun ara mesafesidir. Örneğin; dmax derinliğinde %20 ve %90 izodoz eğrileri arası uzaklık fiziksel penumbra genişliği olarak tanımlanmıştır. Penumbra ve alanın geometrik sınırları dışında doz değişimi, kolimatör sisteminden oluşan saçılma, radyoaktif kaynak barındıran cihazlarda cihazın kafasından ve ışınlanan ortamda oluşan yan saçılmalar ile oluşabilir (Tunçel, 2002; Khan, 1994; Shahabi, 1989; Purdy, 1994).

Doz profili yardımıyla düzgünlük, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri ile ilgili bilgi edinebiliriz. Suda alınan doz profilleri kanser tedavisi için açılan ışık alanındaki herhangi bir noktadaki dozu (aktarılan enerjiyi) tespit etmek amacıyla kullanılır. Düzgünlük alanın %80 aralığındaki doz şiddetinin maksimum değişimidir, simetri ise alanın kenardan kenara eşitliğinin ölçüsüdür.



Şekil 4.16. Doz Profili'nin Şematik Açıklaması

4.2.5.2. İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler

İzodoz dağılımları, genellikle tedavi cihazına, ışın kalitesine, alan boyutuna ve SSD' ye bağlı olarak tanımlanır. Bunların dışında, kullanılan alan şekillendirici bloklar, huzme düzenleyiciler (wedge filtreler), vücut konturunda doku eksikliği ve ışınlanan hacimde inhomojenite izodoz dağılımlarını etkileyen faktörler arasında yer alır.

Tedavi cihazı: Özellikle Co-60 gibi cihazlarda, kaynak büyüklüğü alan sınırlarındaki izodoz eğrisinin şeklini, geometrik penumbra nedeniyle etkiler. Kolimasyon sisteminden kaynaklanan saçılma ve kolimatör cilt mesafesine bağlı izodoz eğrisi farklılık gösterebilir. Yüksek enerjili X-Işını üreten cihazların kolimasyon sisteminde izodoz dağılımını homojen yapmak için düzleştirici filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerin şekli ve yapısının izodoz dağılımları üzerinde çok belirleyici etkileri vardır (Tunçel, 2002).

Işın kalitesi: Işın kalitesinin veya enerjisinin artması ile radyasyon giriciliği arttığından izodoz eğrisinin derinliği artar. Alan sınırlarında izodoz eğrisinin şekli enerjiye bağlı farklılık göstermektedir. Düşük enerjili ışınlarda yan saçılmanın etkisiyle izodoz eğrileri alan dışına doğru çıkıntılıdır. Yüksek enerjilerde ise ileriye doğru saçılma daha belirgin olduğundan, alan sınırlarındaki izodoz eğrileri daha keskindir. Bu aynı zamanda cihazın kolimasyon yapısı ile de ilgilidir.

Alan boyutu: Düşük enerjili fotonlarda alan büyümesi ile %DD'nin arttığı, bunun da izodoz eğrilerinin derinliğinde bir artışa sebep olduğu görülmektedir. Yüksek enerjilerde ise %DD'nin alan boyutuna bağımlılığının azalması nedeniyle izodoz eğrilerinin derinliğindeki artış daha azdır. Küçük alanlarda, alanın yalnız çok küçük bir bölümünde, düzgün bir izodoz eğrisi görülür. Tedavi planlamasındaki enerji seçiminden sonra en önemli faktörlerden birisi de alan boyutudur.

SSD: Kaynak cilt mesafesinin artması ile %DD'nin değerinde görülen artış, izodoz eğrilerinde de görülmektedir. Geometrik penumbranın bu mesafeye bağlı değiştiği tahmin edilir.

Düzensiz alanlar: Işınlama alanları dikdörtgen, kare, daire gibi geometrik şekillerden oluşmaktadır. Işınlama alanı içinde ışınlanması sakıncalı olan bölgeler, sağlam doku ve yaşam kalitesini etkileyen önemli organların bulunduğu yerler, tespit edilerek korunurlar. Böylece klasik ışınlama alanı düzgün geometrik şekilli veya düzensiz bir alan olarak biçimlenir. Korunacak bölgeler standart kurşun bloklar, hastaya özgü kurşun alaşımdan bloklar veya multileaf kolimatör sisteminin yardımıyla korunurlar (Tunçel, 2002).

Işın düzenleyiciler

Radyasyon tedavisinin temelinde hedef hacme en yüksek ve mümkün olan en homojen dozu verirken çevredeki sağlam dokular ve risk altındaki organlara en az dozun verilmesi sağlanır. Hedef hacimde doz homojenitesini sağlamak için ışın düzenleyici filtreler ve soğurucu blokların ışın yoluna yerleştirilerek değişim sağlanır. Wedge filtreler, kompensatörler, bolus kullanılan ışın düzenleyicilerdir.

Wedge filtreler: Kama şeklinde olan bu filtrelerin huzmede yer alması, kalınlık farkı nedeniyle soğurma farkına ve ışın şiddetinde farklılığa, sonuçta da izodoz dağılımının normal pozisyonundan eğilmesine yol açar. Eğimin miktarı wedge filtrenin açısı olarak tanımlanır. Wedge filtreler genellikle kurşun, çelik, ve bakır gibi metallerden yapılır. Cilt dozunun artmaması için filtreler ciltten en az 20 cm uzaklıkta yerleşmelidir. Wedgeler wedge açısı ile tanımlanır, en çok kullanılan wedgeler 15, 30, 45 ve 60 derece açığa sahip olanlardır. Yüksek enerjilerde wedge açısının tanımı, 10 cm derinlikteki izodoz eğrisinin eğiminin ölçümü ile yapılır. Wedge faktörü doz ve zaman hesaplamalarında dikkate alınır. Demet merkezi eksenini boyunca belli bir derinlikteki wedgeli ve wedgesiz doz değerlerinin oranı wedge faktörünü verir. Bu faktörün alana bağlı değişimi söz konusudur.

Kompansatörler: Radyasyon tedavisinde, tedavi alanındaki vücut konturunun eğrilikleri ve doku inhomojeniteleri standart izodoz dağılımını etkiler. Kompansatör adı verilen ışın düzenleyiciler, doku düzensizlikleri veya doku eksiklikleri ve inhomojenite etkisini gidermek için kullanılır. Hastaya özgü kompensatörlerin dizaynı kompensatörmetre cihazı ile yapılır. Kompansatörler dokuya eşdeğer yoğunluktaki maddelerden yapılabileceği gibi alüminyum, pirinç ve kurşundan da yapılır.

Bolus: Vücut konturundaki eğrilikleri gidermek ve ayrıca vücut boşluklarının doldurulmasında bolus kullanılır. Cilt üzerine yerleştirilerek uygulanan bolus, doku eşdeğeri bir maddedir. En iyi bolus sudur, fakat kullanımı her zaman mümkün olmadığından %60 pirinç unu ile %40 sodyum karışımı veya %50 parafin ile %50 balmumu karışımı oldukça sık kullanılır. Doku eksikliğini gidermede bolus en çok orta voltaj enerjilerde kullanılmalıdır. Yüksek enerjilerde doku eksikliğini gidermede bolusun kullanılmasıyla bu seviyedeki enerjilerin cilt koruma etkisi ortadan kalkacaktır ve cilt daha yüksek bir doz alacaktır. Yüksek enerjili fotonlarda ve elektronlarda uygun kalınlıkta bolus levhaların cilt yüzeyine konulması ile en yüksek dozun ciltte oluşması sağlanır (Khan, 1994; Shahabi, 1989; Purdy, 1994).

4.2.6. Radyasyon alanları

Bir tümörü tedavi ederken hedef hacmi tek bir ışın alanı veya iki ya da daha fazla ışın alanı kullanarak ışınlamanın bazı ölçütler vardır. Işınlama tekniğinin seçiminde ve tedavi planlamasındaki doz dağılımlarının değerlendirilmesinde kullanılan ölçütlerin en önemlilerini sıralarsak:

- Uygun bir alan boyutu seçilmelidir.
- Birden fazla alan kullanılmalıdır.
- Uygun alan açıları seçilmelidir.
- Hedef hacimdeki doz değişimi tanımlanan dozun $\pm 5\%$ aralığında olmalıdır.
- Uygun enerji seçimi yapılmalıdır.
- Risk altındaki organ ve yapıların dozu, bu organlar için tanımlanan tolerans dozu aşmayacak şekilde ayarlanmalıdır.

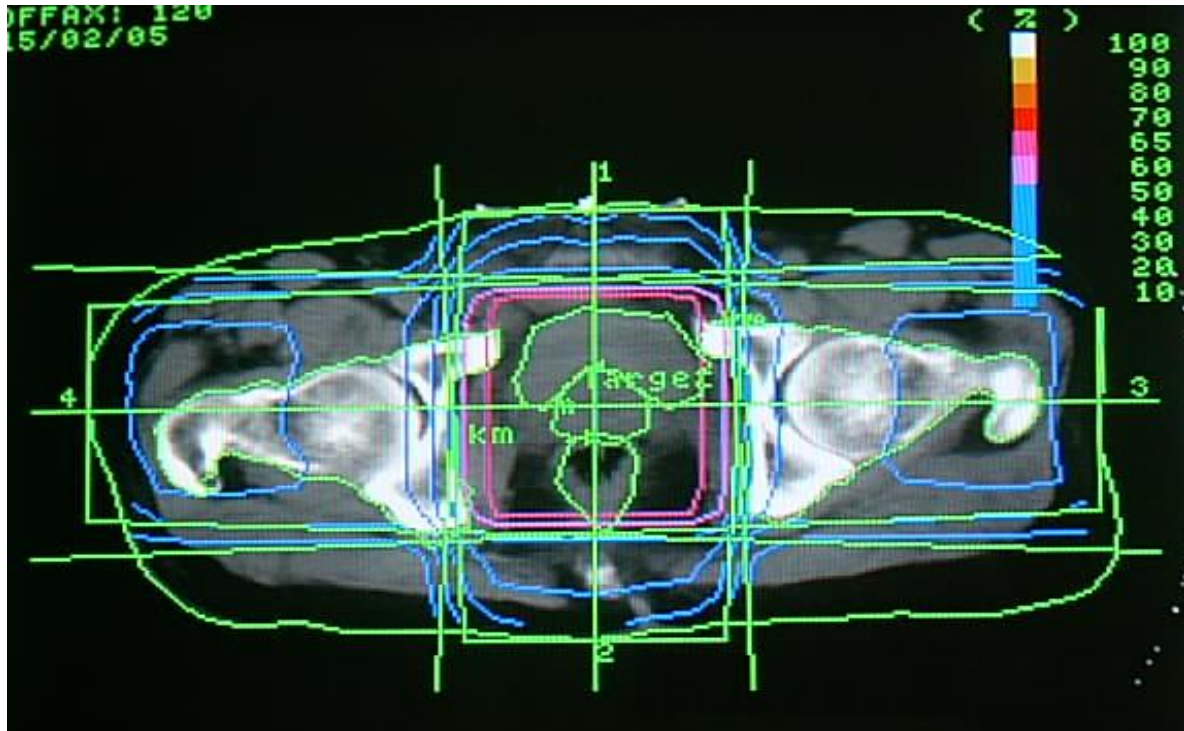
Bu ölçütlere bağlı olarak hedef hacimde en iyi doz dağılımını sağlamak teorik olarak mümkün olsa da pratikte hasta anatomisi, ışının fiziksel parametreleri ve farklı planları karşılaştırabilmek için gerekli zaman gibi zorlayıcı engellerle karşılaşılır.

Karşılıklı Paralel Alanlar: İki alanın en basit birleşim şekli, hedef hacimden geçen aynı eksenli paylaşan karşılıklı iki ışınlama alanıdır. Karşılıklı paralel alanların avantajları basit ve tekrar edilebilir set-up'larıdır. Hedef hacimde homojen doz dağılımı sağlar ve açılı alanlarla karşılaştırıldığında hedef hacmi kaçırma riski daha azdır. Alan boyutu yeteri kadar açıldığında hedef hacmin lateral olarakta kapsanması sağlanır. Dezavantajı ise hedef hacmin alt ve üstündeki kritik organ ve normal dokularda fazla doz oluşmasıdır.

Karşılıklı paralel alanların en önemli kriterlerinden biri de tedavi bölgesinin kalınlığına göre enerji seçimidir. Homojen bir doz dağılımının sağlanması için doz değişim aralığı $\pm 5\%$ içinde olmalıdır.

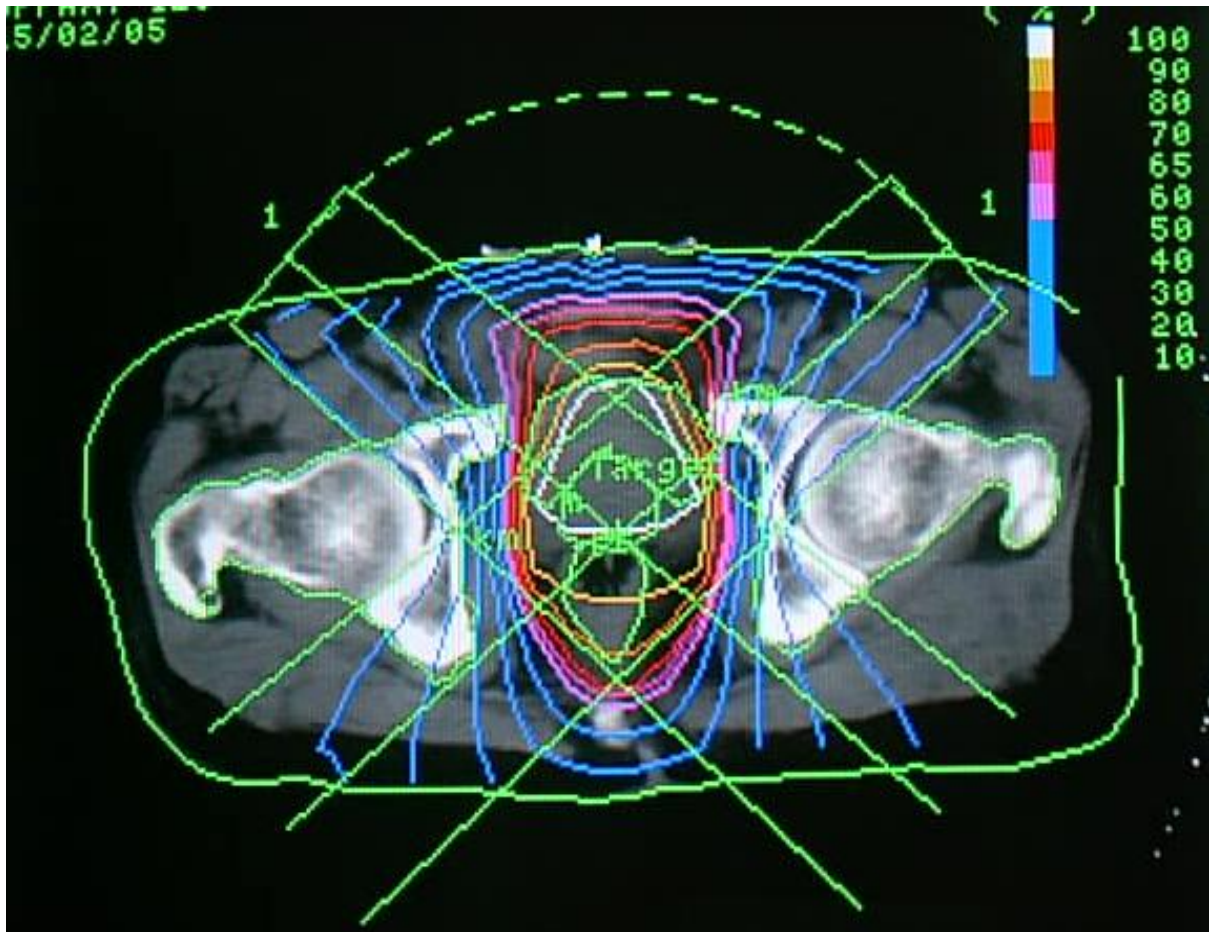
Açılı alanlar: Hedef hacim yüzeyine yakın yerleşimli olduğundan paralel olmayan, aynı tarafta yer alan açılı alanların kullanılması ile planlama yapılır. Bu teknikte yüzeyde ve iki alanın üst üste geldiği yerlerde çok yüksek dozların oluşması beklenir. Doz homojenitesini hedef hacimde sağlamak ve sağlam dokuya en az dozu vermek için bu açılı alanlar ile wedge kullanımı gereklidir. Wedgelerin kalın kenarları yan yana gelecek şekilde konulmalıdır (Tunçel, 2002).

Çoklu Alanlar: Karşılıklı paralel iki alan tekniği, kullanılan enerji için hastanın kalınlığı fazlaysa veya spinal kord gibi kritik bir organ alan dışında bırakılmak isteniyorsa uygun değildir. Böyle durumlarda ikiden fazla alan kullanılır. Çoklu alanlar, oblik alanlardan oluştuğunda tedavi set-up'larında oluşan tekrar edilebilme zorluğunun yanı sıra simülasyon ve port filmlerin değerlendirilmesinde de aynı zorlukla karşılaşılır. Bu sorunlara karşın sağladığı üstünlükler de vardır. Kullanılan alanların, hedef hacmin geometrik olarak kaçırma riski karşılıklı paralel alanlara göre oldukça azalır. Hedef hacmin tüm yönlerden kapsanması istendiğinde karşılıklı iki paralel alanla ışınladığı zaman hedef hacmi geometrik olarak kaçırma riski, alanlar birbirine bağımlı olduğu için daha fazladır. Hâlbuki çoklu alanlar kullanıldığında, birbirinden bağımsız kullanılabilecek alanlar sayesinde hedef hacmi kaçırma riski azalır. Diğer bir planlama tekniği de dörtlü alan kullanımıdır. Dörtlü alan ile iki çeşit alan düzenlemesi yapılabilir. Anterior-posterior ve sağ sol lateral şeklinde alanlar tarif edilerek düzenleme yapılırsa ortaya çıkan homojen doz bölgesi dikdörtgen veya kare şeklindedir. Bu planlama tekniği “box” olarak adlandırılır. Dört alan düzenlemesini, karşılıklı oblik iki alandan oluşması durumunda ise baklava şeklinde homojen bir doz bölgesi oluşur. Bu tekniklerin en çok kullanıldığı yer pelvik bölgesidir. Prostat ışınlamasında düzgün doz dağılımı edebilmek için yedi alanlı ışınlama yapılıır (Khan, 1994; Shahabi, 1989; Purdy, 1994).



Şekil 4.17. 15 MV(x) için 4 alan Sabit SSD tekniği. Yüzeydeki alan boyutu 9x9 cm, SSD=100

Hasta planlamasında kullanılan bir diğer tedavi şekli de, Rotasyon tedavisidir. Rotasyon tedavisi, hasta sabit kalırken demetin hasta etrafında devamlı hareketli veya huzme sabitken hastanın huzme etrafında dönmesiyle yapılan izosantrik tekniğin özel durumudur. Bu teknik özafagus, mesane, prostat, serviks ve beyin gibi tümörleri tedavi etmek için kullanılır. Çoklu alan seçmek ya da rotasyon tedavisi yapmak isteğe bağlıdır. Tercih yapılırken hasta pozisyonu, bloklama ve ışınlanan tedavi hacmi gibi kriterler göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin bloklama yapılan alanlarla rotasyon tedavisi planlamak uygun değildir. Hedef hacim kontur merkezinde veya merkeze yakın bir yerde yerleşmiş ise rotasyon tedavisi seçilebilir.



Şekil 4.18. Rotasyon Tedavisi izodoz dağılımına örnek; Enerji 15 MV, İzosantrda alan boyutu 7x12 cm

SAD=100 cm Ark açısı =100 ° rotasyon

(T.Rad.Fiz.Uzm. Dr.Nural ÖZTÜRK External Radyoterapide Kullanılan Sabit SSD ve SAD Teknik Dozimetri Parametreleri ve Doz Hesaplamaları Sunumu)

5.TEDAVİ PLANLAMASI

5.1. Üç Boyutlu Konformal Işın Tedavisi (3-DCRT) Planlaması

Konformal radyoterapi yeni bir tedavi metodu yaklaşımı değildir. Koruma bloklarının yerleştirilmesi, alan boyutlarının belirlenmesi, hüzmelerin yönlendirilmesi ve tedaviye uygun ışın ağırlıklarının kullanılması hedef volüme istenilen en yüksek dozu verirken sağlıklı dokunun istenmeyen radyasyondan korunmasını sağlamaktadır. Bu yaklaşım gerçekte radyoterapinin temelini oluşturmaktadır. Son 10-15 yıl süresince teknolojiadaki ilerlemeler konformal radyoterapinin 3- boyutlu şeklinin önemini arttırmaktadır (ICRU 50, 1993).

3- boyutlu konformal radyoterapi, 3-D planlanan hedef volüme verilmesi mümkün olabilecek en yüksek tedavi dozunu verebilmektedir. Bu başarının sağlanması aşağıdaki maddelerin sağlanması ile mümkündür.

1. BT (Bilgisayarlı Tomografi), MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) gibi görüntüleme sistemlerinin kullanımı ile hedef hacmin uygun şekilde tanımlanabilmesi,
2. 3-B tedavi planlama sistemlerinin klinikte kullanımı ile her hastanın tedavi edilecek hacmine uygun alan şekli oluşturabilmek ve güvenilir bir şekilde 3-B doz dağılımlarının hesaplanabilmesi,
3. Radyoterapi merkezlerinde modern tedavi cihazlarının kullanılması ve iyonlaştırıcı radyasyonun şekillendirilmiş demetler olarak güvenli ve tekrarlanabilirliğinin sağlanarak verilebilmesi,
4. Bu cihazların yoğun kalite güvenilirliği programlarının uygulanmasıdır.

3-B tedavi planlamasında planlama ve hastaların tedaviye alınması aşamaları aşağıda belirtildiği gibidir;

1. 3-B’da hedef hacim ve risk altındaki organların lokalizasyonu

- Hastanın sabitlenmesi
- CT ve görüntülemenin diğer çeşitleri
- Hedef ve diğer organların çizilmesi

2. 3-B tedavi planlaması

- BEV (beam’s eye view) görüş açısı
- 3-B doz hesaplaması
- Doz-hacim histogramları
- Tümör kontrol olasılığı ve normal doku istenmeyen durum olasılığının hesaplanması

3. 3-B tedavi planının verilmesi

- Tedavi pozisyonunun doğrulanması için DRR (Digitally Reconstructed Radioograph - Dijital Olarak Oluşturulmuş Radyografi)
- Tedavi parametrelerinin tedavi cihazına transferi

4. Plan belgeleri

- Demet parametreleri
- İzodoz dağılımları
- Niceliğe bağlı doz ve hacim bilgisi

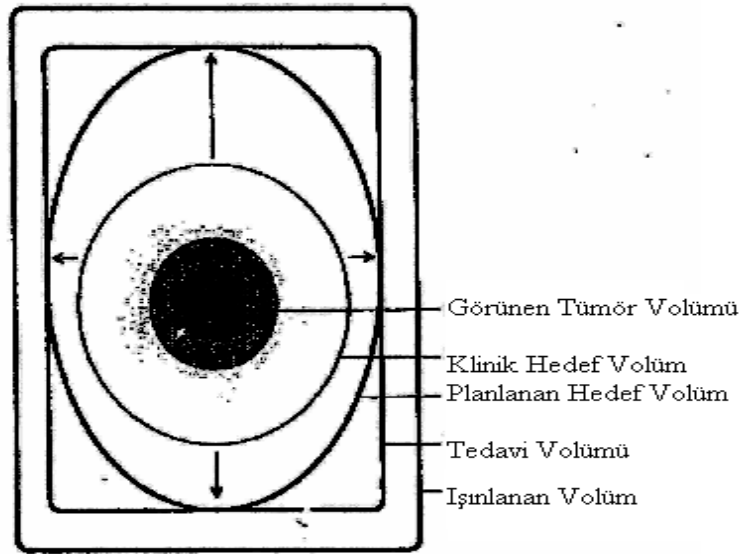
1. 3-B' da Hedef Hacim ve Risk Altındaki Organların Lokalizasyonu

Hastanın sabitlemesi: Hastayı sabitlemek ve her tedavide pozisyonunun devamlılığını sağlamak için her hastaya özel olarak sabitleme yapılmalıdır. (örneğin; bas maskesi, vücut maskesi, vakumlu yataklar, vb)

BT ve görüntülemenin diğer çeşitleri (MR, Spect): Hasta BT odasında tedavi masasının üstüne uyumlu, düzleştirilmiş BT masasına kendisi için yapılmış olan sabitleme sistemi ile yatırılır. BT odasındaki lazerler kullanılarak hasta ayarlaması (set-up) yapılır. BT'si alınacak bölge için hazırlanmış olan protokole göre BT kesitleri alınır. Thorax ve pelvis için kesit aralığı ve kalınlığı genellikle 10 mm olarak alınırken, baş ve boyun bölgesi için genellikle 5 mm aralık tercih edilmelidir. Tedavi planlaması için BT bilgileri tedavi planlamasına mevcut olan yöntemlerden biri ile aktarılır (Dicom, Mod, scanner).

MRI, BT' den daha iyi, yumuşak doku ve normal doku görüntüsü verir. Tedavi planlamasında BT' nin tercih edilmesinin sebebi, BT görüntüsünün x-ışınları ile oluşturulması, her bilgi setindeki hacim elemanının (voxel) bir BT sayısına karşılık gelmesidir. BT sayısı bağlı azaltma katsayısıdır ve bu değerler tedavi planlamasında inhomojenite doz hesaplama algoritmalarında kullanılır (Ercan, 2002; Goitein ve ark., 1983).

Hedef ve diğer organların çizilmesi: Başarılı bir konformal tedaviyi gerçekleştirmenin en önemli ve en zor adımı hedef hacim ve risk altındaki organların yüzeylelerinin çizilmesidir. Bu volüm kavramları tümör volümü, klinik hedef volüm, planlanan volüm, tedavi volümü, ışınlanan volüm gibi kavramlardır. Tedavi alanı içerisine giren risk altındaki organlar, tedavi alanı boyunca her BT kesitinde girilmelidir.



Şekil 5.1. Radyoterapi'deki Volümlerin Şematik Görünümü

Görünen tümör hacmi (GTV): Tümörü göstermektedir. Malign (kötü huylu) büyümenin tamamının elle muayenede teşhis edilebilen, gözle veya görüntüleme yöntemleri ile görülebilen tümör büyüklüğüdür.

Klinik hedef hacim (CTV): Tek kanser hücresi veya kanser hücrelerinin klinik olarak bulunamayan ufak miktarları, genellikle tümör hacminin dış tarafında bulunmaktadır. Bundan dolayı tümör volümünden daha büyük bir volüm ışınlanmalıdır. Bunun için bir emniyet payı içermektedir. Hedef volüm daima doz dağılımlarından bağımsız şekilde, hastanın anatomisi, tomografisi ve verilen fiziksel boyutlara göre tanımlanmalıdır.

Planlanan hedef hacim (PTV): Hüzmene pozisyonuna, büyüklüğüne ve şekline bağlı bir marjla birlikte CTV'yi de içermektedir. Klinik hedef volüme ilave bir marj bırakılarak tanımlanır. CTV'ye marj bırakılarak PTV'nin tanımlanmasının sebebi tedavideki set-up hatalarından ve diğer belirsizliklerden dolayı CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içerisinde kalmasını sağlamaktır.

Tedavi hacmi (TV): Bir izodoz yüzeyi tarafından tamamen sarılmış hacimdir, lokal kür temini için önemlidir.

Işınlanan hacim (IV): Normal doku toleransı göz önüne alınarak ışınlanan hacimdir, tedavi hacminden daha büyüktür (ICRU 62, 1999)

International Commission on Radiation Units (ICRU), PTV içinde bir noktanın referans noktası olarak alınmasını tavsiye etmektedir. Bu referans noktası belirlenirken birkaç özellik dikkate alınmalıdır:

1. Referans noktadaki doz, klinik olarak PTV' yi saran dozu temsil edebilecek bir konumda olmalıdır.
- 2.Referans nokta, tam ve kolaylıkla tanımlanabilen bir yerde olmalıdır.
3. Referans nokta dozun doğru tanımlanabileceği bir yerde seçilmelidir.
4. Referans nokta, aşırı doz değişimlerinin olmadığı bir yerde seçilmelidir.

Bu tavsiyeler ICRU referans noktasının ilk olarak planlanan hedef volümün merkezinde veya merkeze yakın bir yerde, ikinci olarakta ışın merkezi ekseninin üzerinde veya civarında olduğu durumlarda geçerlidir (ICRU 62, 1999).

Konturlama işlemi tedavi planlama sisteminin yazılımına göre ya elle ya da otomatik olarak gerçekleştirilir. Genellikle tümör hacminin elle girilmesi tercih edilirken, vücut konturu, akciğerler ve kemik yapıları otomatik olarak konturlanır. Otomatik konturlama yapılan yapılar her BT kesitinde kontrol edilmeli ve gerektiğinde düzeltme yapılmalıdır.

PTV'nin şekli GTV ve CTV'nin boyut ve şekline bağlıdır. PTV'yi oluştururken bırakılan emniyet payları, pozisyon belirsizliklerinin asimetric yapısı göz önüne alınarak tanımlanmalıdır. Yani CTV etrafındaki PTV emniyet payları düzgün olmayabilir. PTV ve normal doku yapılarının tedavi planlaması için tel çerçeve veya katı yapılar gibi bilgisayar ekranında görülmelidir. Yapılar arasında farklı renkler kullanılmalıdır.

BT çekilirken hasta cildine veya maske üzerine yerleştirilen radyoopak işaretleyiciler planlamada koordinatların belirlenmesi için gereklidir. BT, 3-B konformal radyoterapi için veri görüntüsünün temel kaynağıdır. Bununla beraber, MRG, SPECT, PET' ten elde edilen bilgiler de BT bilgilerini tamamlayan bilgiler olarak önem kazanmaya başlamıştır.

2. 3-B Tedavi Planlaması

Konformal radyoterapide en önemli adım tedavi planlama aşamasıdır ve 3 boyutlu doz hesaplamasının yanında doğruluğunun da yapılması gerekmektedir.

BEV (Beam's Eye View, Kuşbakışı Görünüm) bu tedavi planlamasının en önemli araçlarından birisidir. Bize hastanın anatomisinin radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakıyormuş gibi görünmesini sağlar. Böylece BEV, demetin nokta kaynaktan çıktıktan sonra açılmasını göz önüne alarak, hedef hacim ve risk altındaki organlara blokların ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesini sağlar. Tedavi alanları yerleştirilirken planlama sisteminin ekranında gantri, masa, kolimatör açıları, kolimatör çene pozisyonları gibi parametreler izlenebilmelidir. Tedavi planlama sisteminin ekranında planın transvers, koronal, sagittal görüntüleri ve 3-B görüntüsü görülmelidir.

Hüzme şekillendiriciler ya her alan için BEV’de manuel olarak çizilmeli ya da penumrada göz önüne alınarak tedavi planına bağlı kalınarak hedef volümün etrafına bir koruma marjı bırakarak yaratılmalıdır (Ercan, 2002).

Enerji, kama filtre, ışın ağırlıkları seçilerek plan yapılmalıdır. Bundan sonra planın 3-B doz dağılımı hesaplatılmalıdır. 3-B doz dağılımı değerlendirilmeli ve istenen izodoz dağılımının PTV’yi tam içine alıp almadığı kontrol edilmelidir. Daha sonra transvers ve oblik planlarda da doz dağılımı kontrol edilmelidir. Eğer izodoz dağılımı PTV’yi tam olarak sarıyorsa fraksiyon sayısı, verilmesi gerekli tedavi dozu ve izodoz eğrisi seçilmelidir (McShan ve ark., 1979; Goitein, 1983)

3. 3-D Tedavi Planının Verilmesi

Plan tamamlanıp, değerlendirilip kabul edildikten sonra BT görüntülerinden DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) oluşturulur. DRR, 3BKRT (3 Boyutlu Konformal Radyoterapi)’nin uygulanabilmesi için gerekli ve faydalıdır. DRR, 3B tedavi planının set-up’ında bir referans görüntü görevi görür. Burada DRR’nin görevi bir simülasyon filminin benzeridir. DRR görüntüleri lazer kameralar kullanılarak film üzerine çıktı alınıp, hasta dosyasında saklanabilir ve tedavi planında kullanılan alanlar, DRR’dan kontrol edilebilir. Eğer yüksek çözünürlüklü DRR elde edilemiyorsa doğrulama simülasyonları faydalı olacaktır. Bunun için hasta simülasyona alınır. Hasta simülasyona alınmadan önce tedavi planlama sisteminde kabul edilen plan bir ağ aracılığı ile simülatöre aktarılır. Konformal radyoterapi uygulanan merkezlerde, tüm sistemlerin birbirine ağ sistemi ile bağlı olması tedavideki başarıyı artırır ve hataları minimuma indirir. Simülatöre aktarılan plana göre hasta simüle edilir ve simülasyon filmleri alınır (Mijheer, 1999; McShan ve ark., 1979; Goitein, 1983).

İlk tedaviden önce hastanın tedavi ünitesinde 3 boyutlu plan ile tanımlanan parametrelere göre set-up’ı yapılır. Port filmler çekilir ve elde edilen port filmler DRR veya simülatör filmleri ile karşılaştırılır. Bunun yapılmasındaki amaç, hastaya doğru pozisyon verilip verilmediğinin kontrolüdür. Port film çekimi haftada en az bir kere yapılmalıdır.

Random ve sistematik set-up hatalarının kaynaklarına portal görüntüleme ile karar verilir. Tedavide oluşabilecek hatalara örnek vermek gerekirse:

- CT scanner, simülatör ve tedavi ünitesindeki lazer uyumsuzluğu
- CT scanner, simülatör ve tedavi ünitesinde masa ve gantrynin sarkma ve çökmesi
- DRR oluşumunda hatalar

- Tedaviyi hazırlama ve tedavi arasında bilgi transfer hataları
- Radyasyon ve ışık alanlarında hatalar
- Tedavini hazırlanması ve tedavi arasında tedavi pozisyonu için kullanılan markerların kayması
- Günden güne radyasyon teknisyeni tarafından tedavi uygulamadaki pozisyon doğruluğu
- Hastanın tedavi sırasındaki hareketleri sonucunda tedavi pozisyonunun değişmesi

Doz – Hacim Histogramları (DVH)

DVH'lar planın değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların, diferansiyel ve kümülatif doz-hacim histogramları elde edilir. Bu histogramlarda; bir plan için GTV, PTV, risk altındaki organların aldıkları doz değerlendirilebilir ve buna göre en uygun plan seçilir (Ercan, 2002).

5.2. Doz Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity-Modulated Radiotherapy - IMRT)

Kanser tedavisi alanındaki en son gelişmelerden bir tanesi de IMRT teknolojisidir. Ülkemizde sayılı merkezlerde bulunan IMRT cihazı ile sadece tümörlü bölgeye yönelik, istenilen dozda radyoaktif ışın verilebilmektedir. Bu cihazla kanserli hücrelere maksimum doz verilirken, ışın almaması gereken çevre dokulara minimum düzeyde ışın verilerek, yüksek korunma sağlanabiliyor (Ling ve ark., 1996; Carol ve ark., 1995).

IMRT'nin temelinde ne olduğunu incelersek; PTV'nin üzerini saran bir normal yapı varsa, huzme PTV üzerine yönlendirildiğinde normal yapıyı gören huzmenin ışın yoğunluğu azaltılmakta, huzmenin PTV'yi gören kısmında ise ışın yoğunluğu arttırılmaktadır. Tüm huzmeler için bu gerçekleştirilerek PTV'de sıcak bir spot oluşturulur. Her bilgi setindeki hacim elemanından (voxel) yeterli sayıda ışın geçerse, her ışının ağırlığı bilgisayar desteği ile en iyi şekilde ayarlanırsa, hedef ve normal yapılarda istenilen doz sağlanır (Ercan, 2002).

IMRT 'yi diğer ışınlama yöntemlerinden ayıran özellikler bulunmaktadır. Bu özelliklerden biri ışın alan sayısının fazla olmasıdır. Klasik radyoterapide ışın alanı sayısı 2-4 dolayındadır ve 2-4 alandan ışınlama yapıldığında tümörün yakın çevresindeki dokular tümöre yakın miktarda radyasyon dozu almaktadır. IMRT' de ise 5-7-9 farklı ışın alanı kullanılabilmekte ve en önemlisi bu alanlar içinde küçük alanlar oluşturularak her alana farklı

bir doz verilebilmektedir. Böylece tümörün çevresindeki sağlıklı dokular maksimum koruma sağlanarak, hedefe istenilen en yüksek dozun verilmesi sağlanmaktadır. IMRT yönteminin temelinde doz bölünmesini sağlayan çok yapraklı kolimasyon sistemi bulunmaktadır. Bu çok yapraklı sistem sadece tümör bölgesinin açılmasını sağlayarak istenilen noktaların korumasını sağlamaktadır. IMRT 'nin temelini ve amacını açıklarsak:

- Konformal radyoterapi ile karşılaştırıldığında, hedef hacim kenarlarında daha keskin doz düşüşünü daha yüksek seviyede sağlamak,
- Normal doku ışınlamasını azaltmak, böylece daha düşük oranda komplikasyonların görülmesini sağlamak,
- Daha yüksek doz verimi için olanak sağlamak,
- Prensipde daha fazla homojen PTV dozunu sağlamak,
- Planlama ve uygulamada verimlilik sağlamak,
- Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisini sağlamak olarak sıralayabiliriz.

IMRT' nin bazı sınırlamaları ve riskleri bulunmaktadır. Bunların bazıları:

- Fiziksel olarak belli doz dağılımları gerçekleştirilemez.
- Hedeflerin tanımlanması güçtür.
- IMRT'ye büyük çapta uyum hastalığın atlamasına ve tekrarlama riskini attırmaya sebep olabilir. Bu durum özellikle pozisyon ayarlama ve iç organ hareket belirsizliklerinin etkilediği hastalık bölgeleri için geçerlidir.
- Planlamada yetersizlikler oluşabilir.

Bu sınırlamalar, IMRT'nin uygulanmasında ekstra dikkat gerektirmektedir (Ercan, 2002).

IMRT' nin uygulama, işlem ve doz dağılımları 3-D konformal radyoterapiden oldukça farklıdır. Tedavinin özellikleri ve fraksiyonları, planların değerlendirilmesi, sonuçların rapor haline getirilmesi kullanılan geleneksel yöntemler sınırlı kalmaktadır ve yeni yöntemler geliştirilmektedir. 3-D konformal radyoterapi önceden planlama gerektirmektedir. Işın parametreleri (yönü, ışın şekillendiriciler ve marjlar, ışın ağırlıkları) önceden belirtilir ve doz dağılımları hesaplanır. Bu planlar değerlendirilir ve gerektiğinde parametreler istenilen doz dağılımını elde etmek üzere değiştirilebilir. IMRT'de ise ters planlama (inverse planning) uygulanır. İstenilen doz dağılımı matematiksel olarak belirtilir. IMRT' de ışın parametreleri mümkün olan en ideal yaklaşık doz dağılımına ulaşmak için ayarlanır. Eğer tüm hedef hacimler eş zamanlı olarak değişik fraksiyonlar kullanılarak tedavi edilecekse IMRT en verimli ve uyumlu yöntemdir (Mohan ve ark., 1994; Wang ve ark., 1995).

IMRT vermenin çeşitli şekilleri

Son 15 senede optimize IMRT düzeni ve verilmesi ile ilgili yeni teknikler geliştirilmektedir (Ling ve ark., 1996; Carol ve ark., 1995).

- Sabit gantry açılarından, birden fazla hüzmeye ile standart MLC kullanarak
- Sliding window (sürgülü pencere)
- Step and shoot (bas ve yolla)
- Rotasyon yapan hüzmeye, yarı MLC (Tomotherapy)
- IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy)

Klinik kullanım olarak ilk Memorial Sloan-Kettering Kanser Merkezi'nde uygulanan yaklaşıma göre dinamik mode'da, standart MLC, sabit gantry açılarından bir takım yoğunluk ayarlı alan ışını vermektedir. Bu teknik hızlı bir şekilde kabul görmektedir.

IMRT, verimli bir şekilde sliding window ve step and shoot tekniği kullanılan dinamik multi leaf kolimatör kullanılarak (DMLC) verilebilir. MLC leaf'leri 6 cm'ye eşit veya daha kalın tungsten yapıları ve tipik olarak eni 1 cm'ye eşittir. Son zamanlarda 1 mm eninde olanlarda üretilmiştir. Leaf eninin küçük olması IMRT için standart 3 DCRT' de olduğundan daha önem taşır. Sürgülü pencere tekniğinde karşılıklı leaflerin her çifti radyasyon verilirken bilgisayar kontrolü altında hedef hacim üzerinden geçirilir. Aralığın açıklığı ve hızı hareket esnasında en iyi şekilde ayarlanır. Bas ve yolla yaklaşımına göre ise her IMRT alanı bir dizi sabit alan segmentine (dilimine) ayrılır ve ayarlanmış her segment için hüzmeye verilir. Bu işlem tüm tedavi bitine kadar sürdürülür (Ercan, 2002).

Tomotherapy denilen yeni bir yaklaşım metodu öne sürülmüştür. Bu yaklaşıma göre; spiral yarı hüzme kullanılarak yoğunluk ayarlı foton tedavisi verilmektedir. Hasta gantry boşluğuna doğru hareket ettirilirken, radyasyon kaynağı ve kolimatör devamlı olarak hasta etrafında döner. Sistemde verilmiş olan doz dağılımının tomografik olarak yeniden kurulmasını sağlayan bir megavoltaj portal dedektör mevcuttur (Mackie ve ark., 1993).

Yu tarafından geliştirilen ve IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) olarak adlandırılan sistemde dinamik multi-leaf kolimatör ve arc tedavisi ile birlikte kullanılmaktadır. MLC tarafından oluşturulan alanın şekli gantry rotasyonu süresince değişikliğe uğrar. Çok sayıda üst üste gelen arklar kullanılır (Yu, 1995).

Tomoterapinin avantajı, IMRT için isteğe bağlı tasarlanmış bir alet olmasıdır. Oysa ki MLC' ye dayalı sistemler IMRT'ye uygulanabilir. MLC 'ye dayalı IMRT sistemlerinin belli ek avantajları vardır. Örneğin aynı düzlemde olmayan hüzmeye yönlendirmesine olanak sağlar bu

sayede kritik organlar tarafından engellenmeden tümöre ulaşılabilir. Başarılı bir tedavi planı geliştirilmiş ve kabul edilmişse bu plan yoğunluk ayarlayıcı aletler kullanılarak uygulanabilir.

IMRT Planlama İşlemi

IMRT planlama süreci çok dikkat gerektiren uzun bir süreçtir. 3-D konformal radyoterapi ve IMRT kavramları ve işlemleri arasında önemli farklar ve benzerlikler vardır.

IMRT işlemi hazırlık, tedavi dizaynı (optimizasyonu), leaf dizisi oluşturulması, set-up ve uygulama aşamalarından oluşur. Hazırlık aşaması; görüntüleme, ilgilenen hacimlerin konturlanması, planlama hedeflerinin, fraksiyonların ve hüzme şeklinin tanımlanması kısımlarından oluşur. Plan optimizasyon aşamasında; IMRT optimizasyonu için doz hesaplama, plan tablosunun oluşması, yoğunluk ayarı, plan değerlendirilmesi, optimizasyon değerlendirilir. Kalite güvencesi ve veriliş aşamasında; IMRT huzmelerinin dozimetrik doğrulanması, set-up ve tedavinin verilişi yapılmaktadır.

IMRT işleminde ilk olarak ilgili anatomik yapıların ve risk altındaki bölgelerin çizilmesi ve her risk altındaki organ için doz dağılımlarının belirlenmesidir, bu işlemin ardından plan optimizasyon işlemi yapılır. Plan optimizasyon işlemin neticesinde ortaya çıkan yoğunluk dağılımı sayesinde leaf hareketleri veya MU 'ların bir fonksiyon leaflerin pozisyonu hesaplanabilir. Bu sonuçlara göre hasta tedaviye alınmadan önce fantomda planın değerlendirilmesinde bu bilgiler kullanılır. Planın doğruluğunu göre hasta tedaviye alınır.

Doz dağılımının gittikçe artan kontrol imkânı sayesinde IMRT önemli bir teknik gelişmedir ve radyasyon tedavilerinin etkinlik ve verimliliğini artırma açısından iyi bir potansiyel sunmaktadır. Planlamada çıkan doz dağılımları, daha homojen ve yüksek hedef doz verilmesine olanak sağlar, normal dokuları daha çok korur. Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi sağlamak için tümör kitlesi içine düşen radyasyon huzmelerinin alanlar içinde optimum yoğunluk dağılımlarını belirlemek gerekir. Bunun için bilgisayara dayalı optimizasyon teknikleri kullanmak gerekir. Kolaylık sağlamak için doza ve doz hacim limitlerine bağlı ölçütler kullanılmıştır. IMRT planının kalitesini; saçılan radyasyonun hesaba katılması, hüzme sınırlarının keskinleşmesini, üst üste gelen veya bitişik normal yapıların ara yüzeylerindeki eğimlerin daha dik olmasını sağlar ki, bu sayede normal dokular daha fazla korunur ve daha homojen bir hedef doz verilebilir (Ling ve ark., 1996; Carol ve ark., 1995; Mohan ve ark., 1994; Wang ve ark., 1995).

Radyasyon tedavisinin geldiği son nokta olarak tanımlanan IMRT, kanser tedavisinde hemen hemen her organda kullanılabilir. Ancak dünyada en sık olarak baş-boyun,

prostat, akciğer ve bazı beyin tümörlerinde kullanılmaktadır. Radyoterapinin başarısının çoğu zaman verilen dozla orantılı olarak artmaktadır. Işıda belli bir dozun üzerine çıktığınızda hasarlanma riski artmaktadır örneğin böbreklere uygulanan çok düşük bir doz bile onların işlevini bozmaya yeterken, başka bir yumuşak dokuda ya da kemik dokuda çok daha yüksek dozlara çıkılabilir. Bu durumda, radyasyon tedavisi verilirken uygulanacak doz miktarının tümörün oturduğu yere göre ayarlanması gerekmektedir. Bazen tümörün hemen yanı başında duyarlı bir organ olabilir, bu tür durumlarda IMRT kullanılmalıdır. IMRT'nin önemli özelliklerinden birinin de yapılan tedavinin doğru olup olmadığının kontrol edilebilmesidir.

Kanser tedavi edilse bile, hasta radyoterapinin yan etkileri nedeniyle yaşamı boyunca başka sorunlarla karşılaşabilmektedir. Örneğin, omurilikte belli bir dozu aştıktan sonra radyasyon hasarı gelişirse geriye dönüşü olmayan sorunlar meydana gelebilmektedir. Akciğer tümörlerinde sağlıklı dokular korunamadığı takdirde, hasta solunum sıkıntısı yaşayabilmektedir. Böbrekler korunamazsa, böbrek yetmezliği ortaya çıkabilmektedir. Prostat tümörlerinde de mesanenin ve rektumun korunması gerektiği, korunmadığı takdirde hastalar yaşamlarının sonuna kadar mesane ve rektumdan kaynaklanan sorunlar yaşayabilmektedir. Dolayısıyla kanser tedavisinden sonra yaşam kalitesi çok önemlidir ve IMRT bu olasılıkları en aza indirmektedir.

5.3. Lineer Hızlandırıcıların Kontrolü

Kanser tedavisinin sağlıklı bir şekilde uygulanabilmesi için iyi donanımlı, hasta sayısını karşılayabilen radyoterapi merkezlerine ihtiyaç vardır. Radyoterapi bölümünün kurulması için Türkiye Atom Enerji Kurumundan (TAEK) izin alınmalıdır. Cihazlar çok önceden alınır depolarda bekletilmemelidir. Cihazlar kurulduktan sonra kalibrasyon ve ölçümleri yapıp teslim alma testleri uygulanmalıdır. Lineer hızlandırıcı alınırken, 3-boyutlu su fantomu ve enerji problemleri ile, bu 3-D su fantomunun su tankı, 3-D motorize hareketli aksamı, 2-D air scanner, filmdensitometre aparatı, TPR opsiyonu, dinamik alan ölçümü yapan lineer array aksamı ve iyon odaları gibi ek aksam ve parçaların da alınması gerekir. IMRT opsiyon alınması durumunda ise mutlaka gerekli dozimetre ve fantomlar da alınmalı, Tedavi Planlama Sistemine IMRT yazılımı da eklenmelidir. Lineer hızlandırıcı ile birlikte multileaf kollimatör, stereotaktik bağlantı, taşınabilir görüntü aparatı (portable vision), sanal kama filtre sistemi de alınabilir.

6. MATERYAL VE METOD

6.1. Materyal

6.1.1. Tedavi Cihazı

Özel Konya Radyasyon Onkolojisi Merkezinde bulunan Varian DMX lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV ve 15 MV enerjili X-ışını demetleri kullanılmıştır. Bu tedavi cihazı 6 ve 15 MV enerjili X-ışını ve 6, 9, 12 ve 15 MeV enerjili beş ayrı elektron demeti üretebilen bir sistemdir. Hızlandırıcı yapısı Şekil 6.1’de gösterilmiştir.



Şekil 6.1. Lineer hızlandırıcının görünüşü

6.2. Hasta Tedavi Planlamaları

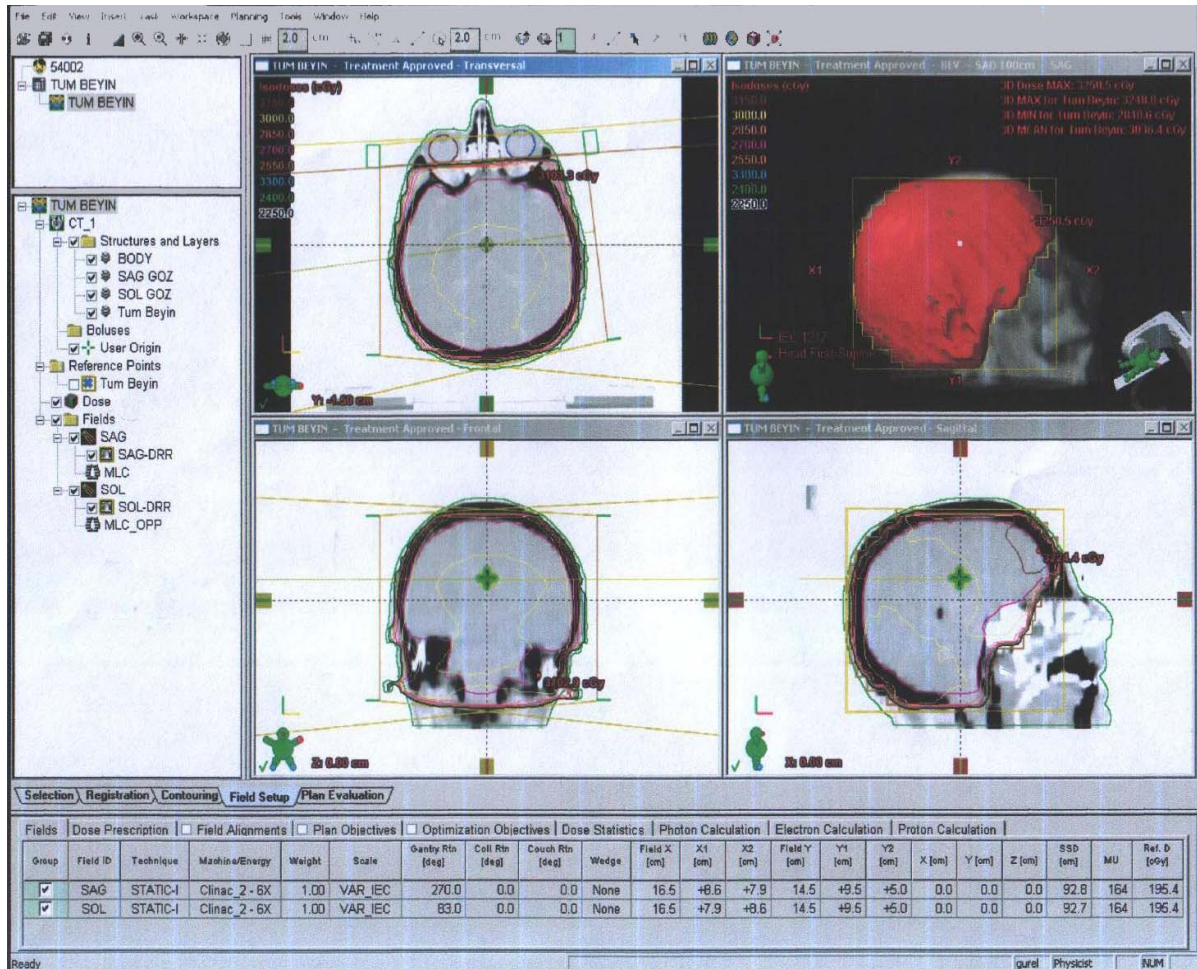
6.2.1. Beyin Metastazı

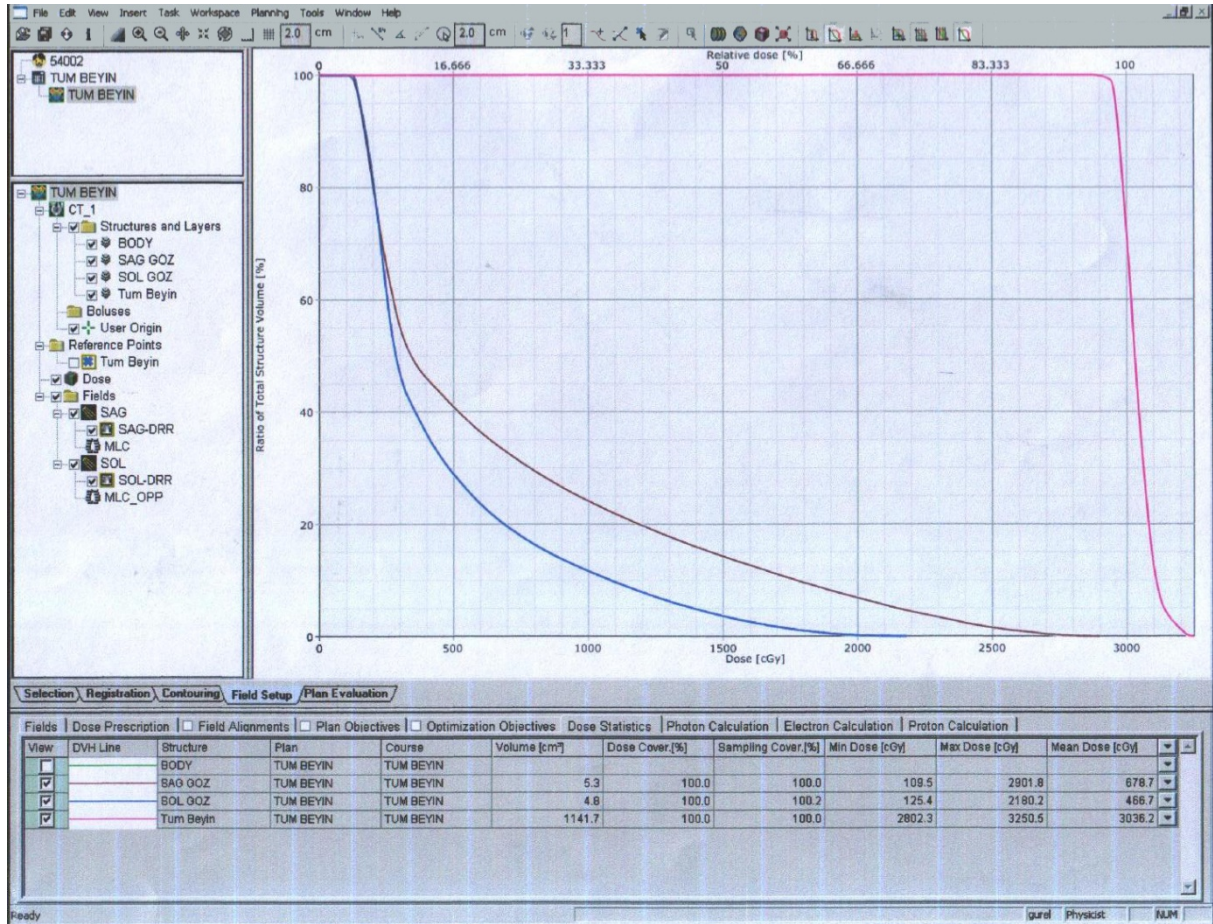
Teşhis: Patoloji: Küçük Hücreli Akciğer ca. Beyin Metastazı

Teşhisi hekimler patoloji sonuçlarına göre yapmaktadırlar. Bu hasta metastaz olduğu için hekim tarafından palyatif tedavi uygun görülmüştür. Tedavi bölgesi tüm beyindir. Tedavi, teknik olarak sağ, sol iki alan ve 6 MV foton kullanılarak yapılmıştır. Düşük enerji kullanmamızın sebebi doku derinliğinin küçük olması ve 6 MV foton çıkış gücünün düşük olmasıdır. Beyin tümörlerinde en dikkat edilmesi gereken nokta gözlerin korunmasıdır. Tedavi planlaması ve doz-hacim histogramı şekillerde gösterilmiştir.

Doz miktarı: Günlük doz: 300 cGray Tedavi gün sayısı:10

Toplam doz: 3000 cGray





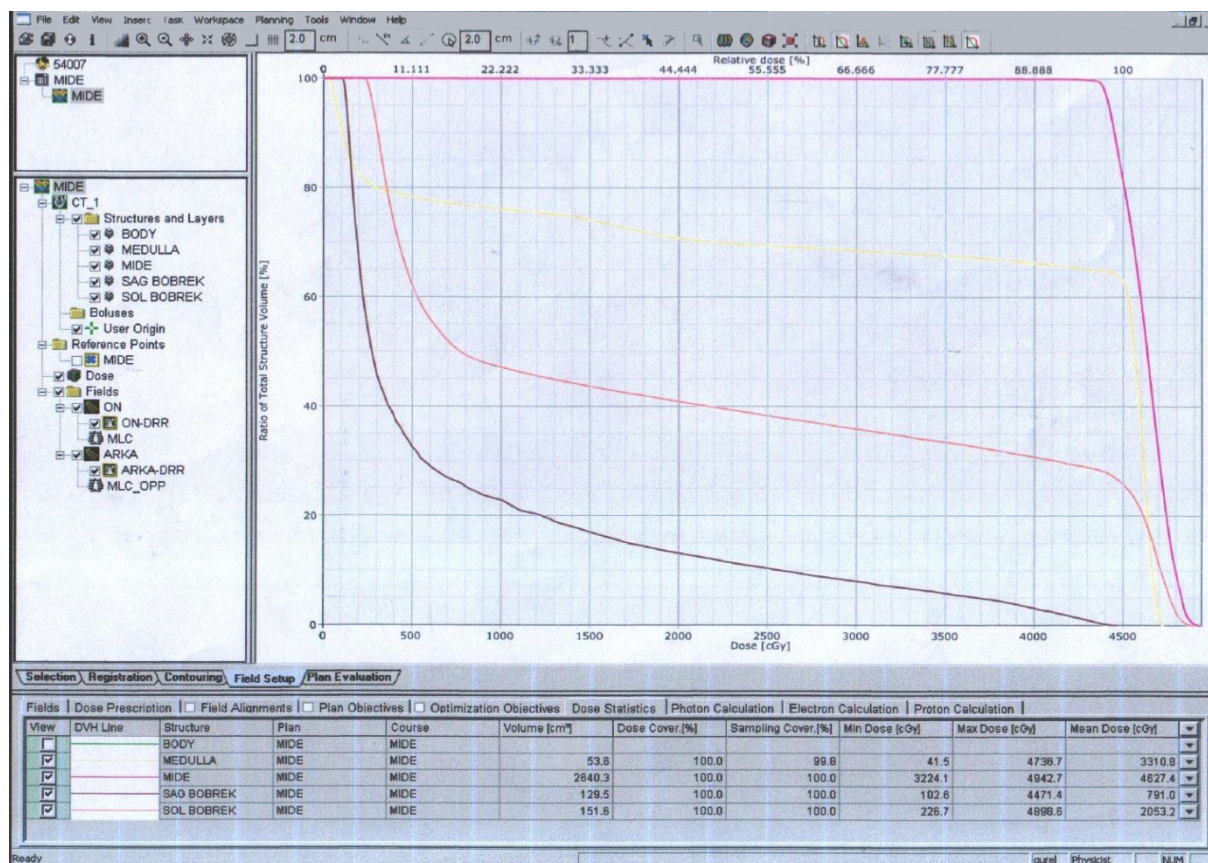
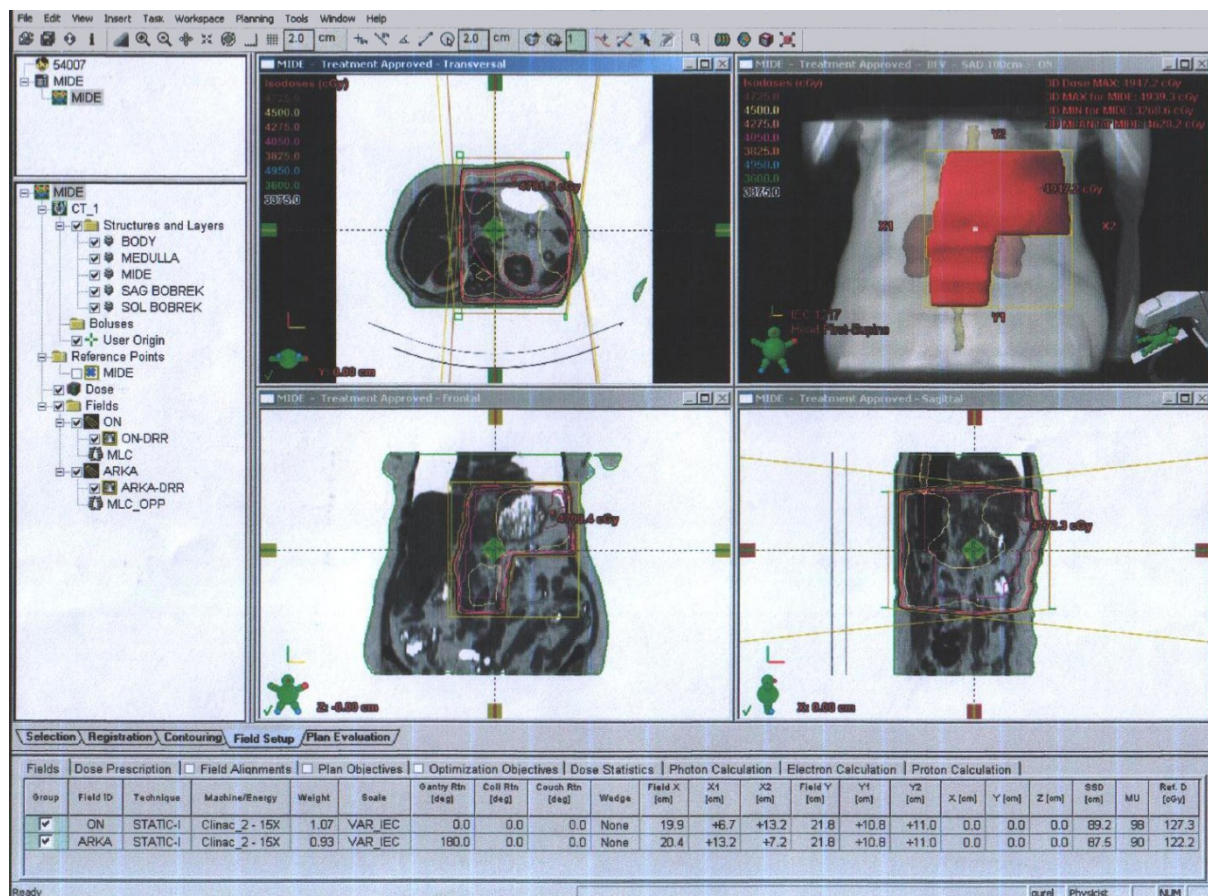
6.2.2. Adenokarsinom (Mide ca)

Teşhis: Patoloji: Adenokarsinom (mide ca)

Bu hastada kanserin ilk görüldüğü yer mide loju+lenfatitler olduğu için bu bölgeye tedavi amaçlı (küratif) ışınlama yapılmıştır. Tedavi bölgesi mide loju+lenfatitler'dir. Tedavi tekniği ön ve arka iki alan 15 MV foton enerjisi ile ışınlanmıştır. 15 MV foton ışınının kullanılmasının sebebi derinliğin yüksek olmasıdır. Bu tedavide korunması gereken organlar böbreklerdir. Alan içerisinde en az böbrek hacmi olmalıdır böylece düşük doz alması sağlanmalıdır. Tedavi planlaması ve doz-hacim histogramı şekillerde gösterilmiştir.

Doz miktarı: Günlük doz: 180 cGray Tedavi gün sayısı:25

Toplam doz: 4500 cGray



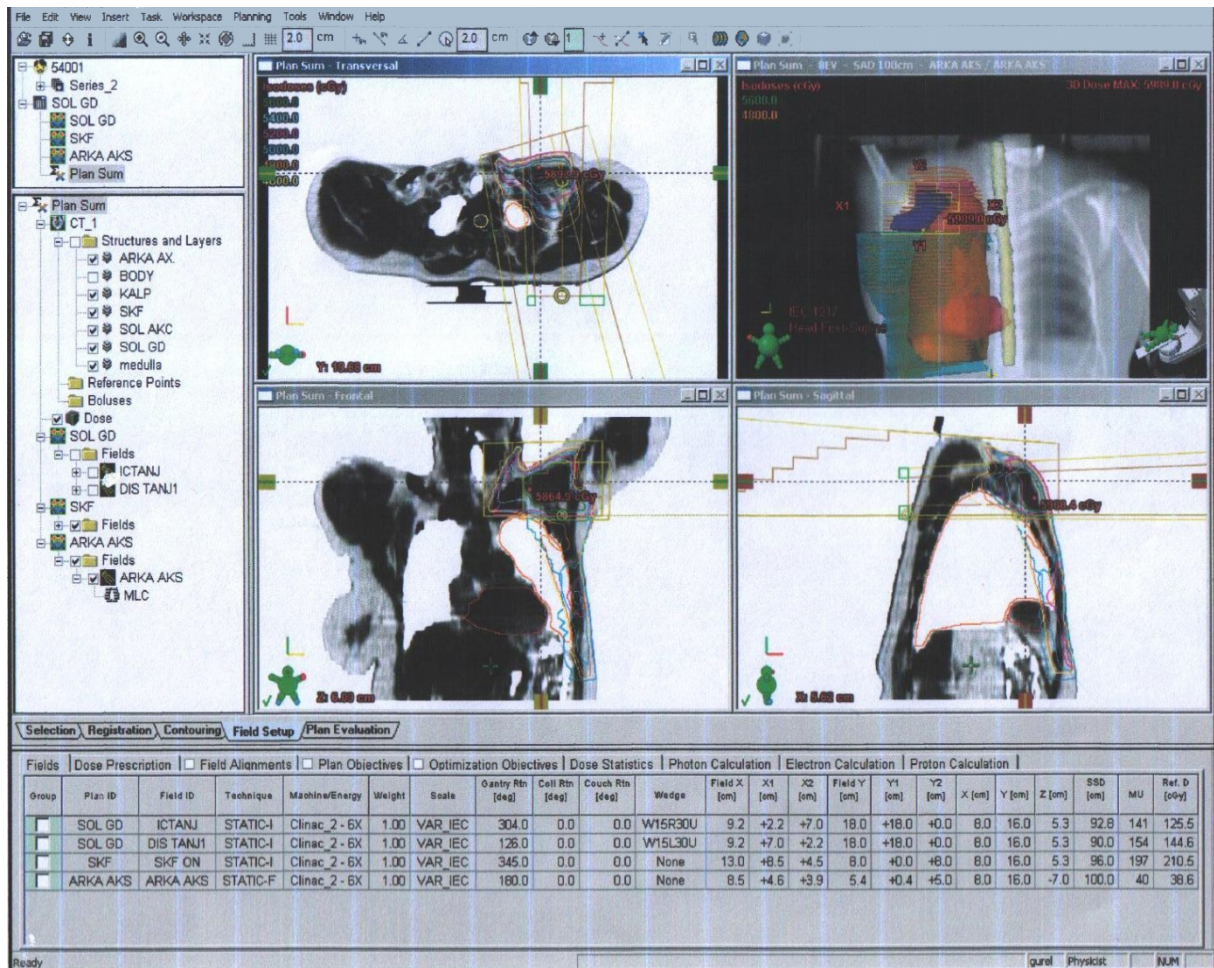
6.2.3. İnvaziv ca (duktal+lobüler)

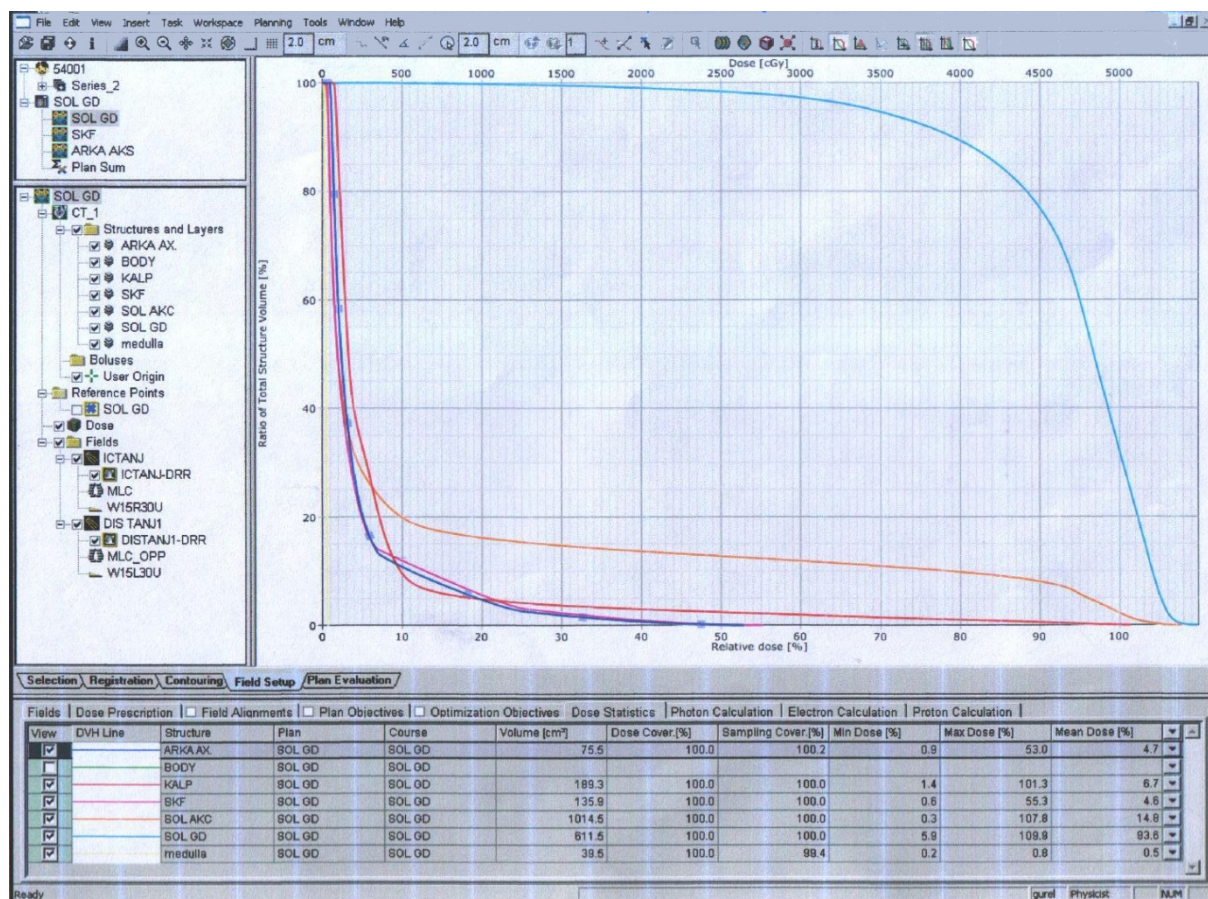
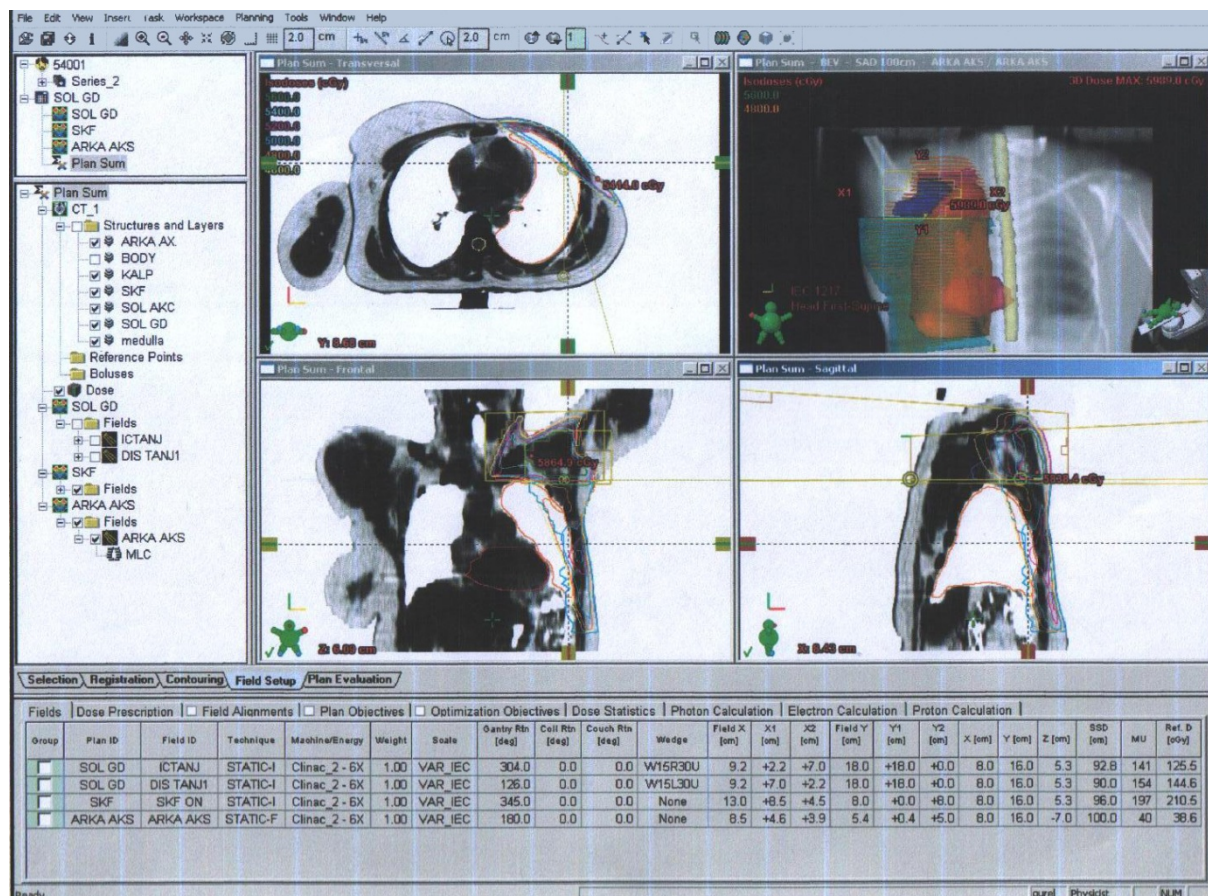
Teşhis: Patoloji: Mixt. İnvaziv ca (duktal+lobüler)

Bu hasta küratif amaçlı tedaviye alınmıştır. Tedavi bölgesi sol göğüs duvarı, iç-dış tanjansiyel iki alan, sol skf+aksilla ön arka iki alan 6 MV foton enerjisi kullanılarak ışınlama yapılmaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken organ akciğerdir. Akciğer hacminin ışın alanına en az girmesi gerekmektedir. Bu yüzden skf+aksilla bölgesinde akciğer dokusu fazla girdiğinden düşük enerji kullanılmaktadır.

Doz miktarı: Günlük doz: 200 cGray Tedavi gün sayısı: 25

Toplam doz: 5000 cGray





7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tezimde Özel Konya Radyasyon Onkolojisi Merkezinde bulunan Varian DMX doğrusal hızlandırıcı cihazı ile yapılan tedavilerde çalışma imkânı bulup, konu ile ilgili kaynaklardan da yararlanarak bilgi vermeye çalıştım.

X-ışınlarının keşfiyle bilim ve teknolojiye önemli gelişmeler meydana gelmiştir. X-ışınlarını tıpta röntgen, BT, mamografi gibi birçok görüntüleme yöntemlerinde kullanılmakla birlikte, kanser hastalarını tedavi amaçlı radyoterapide de yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde üç boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi teknikler uygulanmakta ve geliştirilmeye devam edilmektedir.

Kanser vücudumuzda normal hücreler dışında büyüyen, çoğalan ve gelişen hücrelerin meydana getirdiği bir hastalıktır. Kanser tedavisinde başarı oranı arttıkça yaşam kalitesi ön plana çıkmaktadır. Kanser tedavisinden sonra yaşam kalitesi çok önemlidir ve tedavinin başarısıyla yaşam süresi uzatılmaktadır.

Günümüzde kanser hastalığından ölümler kalp-damar hastalıklarından sonra ikinci sırada yer almaktadır. Bu durum kanser hastalığının araştırılması ve incelenmesine, tedavi yollarının geliştirilmesine ne kadar önem verilmesi gerektiğini göstermektedir. Bu tedavi yöntemlerinden radyoterapi de oldukça önemlidir ve gelişmeye devam etmektedir.

Radyoterapide başarıyı elde etmenin en önemli aşaması tedavi planlarının doğru bir şekilde yapılması ve hastaya uygulanmasıdır. Tedavi planlama sistemlerinde yapılan verilerin cihaza ölçülerek doğru bir şekilde aktarılması gerekmektedir. Tedavi planlamasında hastada tanımlanan hedef hacme belirlenen dozun verilmesi büyük önem taşımaktadır. Radyoterapide kullanılan cihaza ait parametrelerin ölçümü suya eşdeğer homojen fantomlarda yapılır. Temel doz dağılımları genellikle kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunlukta olduğu için suda ölçülür. Suyun tercih edilmesinin bir diğer nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır.

Radyoterapide elektron demetlerinin enerjilerinin alanı derin dokulara hasar vermeden yüzeysel tümörlerin tedavisinde, X-ışını demetleri ise daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılardan elde edilen elektronlar doğrudan ışınlamada kullanılabilirler. Elektron bir parçacık olduğundan, bir elektromanyetik dalga olan foton gibi ışık hızı ile ilerlemez. Hızını kazandığı enerji seviyesinden tayin eder. Kliniklerde en çok kullanılan enerji seviyesi 4-18 MeV arasındadır. Tümör ile hedef hacme verilen doz birbirine yakın ilişkili olduğundan hastaya verilen dozun doğru bir şekilde uygulanması çok önemlidir. Vücudumuzu meydana getiren organların yoğunluklarının birbirinden farklı olması

bazen hasta dozimetresinde sıkıntı yaratmaktadır. Hasta dozimetresinde, tedavi alanının içine giren organlar, özellikle akciğer, kemik gibi yoğunlukları normal yumuşak dokudan ve kas dokusundan oldukça farklı olan organların aldıkları doz dikkatle incelenmelidir. Son yıllarda yüzeysel lezyonların tedavisinde elektron ışınları kullanılmaktadır. Göz gibi kritik organlarla çevrili yüzeysel lezyonların tedavisi dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Bu tür tedavilerde daha küçük marjinler yani küçük tedavi alanları kullanılmalıdır. Hedef hacim yüzeysel olduğu için bu tür tedavilerde elektronların kullanılması tedavide başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlar.

Radyoterapide yüksek enerjili ışınlar, yüzde derin doz, izodoz dağılımları gibi dozimetri parametreleri ele alınarak kullanılmaktadır. Tedavi planlaması sırasında bu parametrelerdeki hata oranını en aza indirilmesi hedef hacme verilecek doz açısından oldukça önemlidir.

Lineer hızlandırıcılarda hem foton hem de elektron enerjileri ölçümleri yapılmaktadır. Foton enerjisi için kalibrasyon ölçümleri günlük alınmalıdır. Elektron enerjisi için ise kalibrasyon ölçümleri haftada en az iki defa yapılmalıdır. Yapılan ölçümler ile out-put'taki değişimler kontrol edilmelidir. Medikal lineer hızlandırıcılarda yüksek enerjili foton ve elektron demeti üretilirken günlük doz verimindeki değişimler, hızlandırıcıların tasarımı, sıcaklık, basınç ve nemdeki değişimlerinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle lineer hızlandırıcılarda günlük doz verimleri kontrolü düzenli olarak yapılmaktadır.

Medikal fizikçi dört ana konudan sorumludur; dozimetri, radyasyon güvenliği, kalite kontrolü ve tedavi planlaması. Hastaya minimal zararlar en uygun tedavinin seçilmesi için fizikçi dozimetrik olarak tedavi planlamalarını gözden geçirmelidir. Medikal fizikçi cihazların kalibrasyon ve fiziksel verilerin doğruluğundan ve belli aralıklarla kontrolünden sorumludur. Bütün personel ve hastaların radyasyondan korunması, bunun için gerekli önlemlerin alınması fizikçinin sorumluluğundadır. Medikal fizikçinin diğer bir görevi ise kalite kontrol programı hazırlamak ve uygulamaktır.

Günümüzde bilim ve teknolojiye paralel olarak görüntüleme ve tedavi yöntemleri de hızla gelişmeye devam etmektedir.

KAYNAKLAR

- Arya, A.P., 1968 “Fundamentals of Nuclear Physics”, USA, 19-40.
- Baysal, A., Criss, W., 2004, Kanseri Tanıyalım, 13-20.
- Biggs, P., 1994, Therapy Physics Review Course AAPM.
- Carol, MP., 1995, Peacock: A system for plannig and rotational delivery of intensity modulate fields, International Journal of Imaging Systems and Technology 6, 56-61.
- Demir, A., 2005, Lineer hızlandırıcılarda elde edilen X-ışınlarıyla kanser tedavisi, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5-6, 11.
- Derici, N., 2005, Radyoterapide dış ışınlamada kullanılan çeşitli elektron enerjilerinin dozimetresi ve kanser tedavisindeki yeri, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 13-17.
- Elekta, 2003, ‘Precise MLC 80 model Lineer Accelerator Brochure’, Elekta Medical System England, 12: 3-36.
- Ercan, T., 2002, UROK 2002 Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu Kuşadası, 83-92.
- Günalp, B., 2003, İyonize radyasyonun biyolojik etkileri, Gülhane Askeri Tıp Akademisi ve Tıp Fakültesi Nükleer Anabilim Dalı.
- Goitein, M., 1983, A multidimensional treatment planning system. In Ling CC, Rogers CC, Morton RJ, eds. Computed Tomography in Radiation Therapy, New York, 175.
- Görpe, A., Cantez, S., 1992, Pratik Nükleer Tıp, İstanbul Nobel Tıp Kitapevleri 10-11.
- Gürdallı, S., 2002, UROK 2002 Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu Kuşadası, 45-52.
- Johns, H.E. and Cunnigham John Robert, 1992, The Physics of Radiology.
- Johns, H.E. and Cunnigham, J.R., 1983, : The Physics of Radiology 4.Ed. Charle, C. Thomas, Springfield.
- Hendee, W.R., 1984, Radiation Therapy Physics.
- Horton, J.L., 1987, Handbook of Radiation Therapy Physics.
- ICRU Report 29 Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons, 1987.
- ICRU Report 50 Prescribing, recording and reporting photon beam therapy.

- ICRU 62, 1999: Supplement to ICRU Report no.50. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Kenneth S. Krane, 2002, "Nükleer Fizik 2. Cilt", Şarar B., *PalmeYayıncılık*, Ankara, 559, 588-589.
- Khan, F.M., 1992, "The Physics of Radiation Therapy 3rd", Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309.
- Kuter, S., 1984, Radyoterapide Eksternal Işın Tedavisinde Kullanılan Cihaz Sınıflandırılması Özellikleri ve Yenilikler.
- Lauger, A., 1995, "Radiation Technics at Cancer", Dr.Uzal, C., Ankara, 40-42.
- Ling, CC, Burman, C, Chui, CS, Kutcher, GJ, Leibel, SA, LoSasso, T, Mohan, R, Reinstein, L, Spiro, S, Wang, XH., 1996, et al., Conformal Radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photons beams produced with dynamic multileaf collimation, *IJROBP* 35-721-730.
- Mackie, TR, Holmes, TW, Swerdloff, S, Reckwerdt, PJ, Deasy, JO, Yang, J, Paliwal, B.R. and Kinsella, T.J., Tomotherapy: A new concept for the delivery of conformal radiotherapy, *Med. Phys.* (1993) 20, 1709-1719.
- McShan DL, Silverman A, Lanza DM., 1979, et al: A computerized three dimensional Treatment planning system utilizing interactive colour graphics. *Br.J.Radiol*;52: 478.
- Mijheer B.J., 1999, Teaching course on conformal radiotherapy in practise, Amsterdam The Netherlands 20- 24 June.
- Mohan R. and Leibel SA., 1997, Intensity modulation of the Radiation Beam, in *Cancer: Principles and Practise of Oncology* (eds. De Vita, VT, Hellman, S. & Rosenberg, SA) 3093-3106 (Lippincott-Raven, Philadelphia, PA).
- Mohan R., 1996, Intensity modulation in radiotherapy, *Proceeding of AAPM Summer School*, Vancouver, BC, Canada, Published by advanced Medical Publishing, Madison, WI, (eds. Palta, JR and Mackie, TR) pp 761-792.
- Mohan R, Wang, X, Jackson, A, Bortfeld, T, Boyer, AL, Kutcher, GJ, Leibel, SA, Fuks, Z and Ling, CC., 1994, The Potential and Limitations of Inverse Radiotherapy Technique *Radiother Oncol*, 32, 232-248.
- Özalpan Atilla, 1980, Radyobiyooloji, İstanbul, İ.Ü. Fen Fakültesi Basımevi.
- Özet, A., 2010, Türkiye’de ve Dünya’da Kanser Epidemiyolojisi, GATA Dahili Bilimler, Onkoloji.
- Öztürk, Dr.Nural, Eksternal Radyoterapide Kullanılan Sabit SSD ve SAD Teknik Dozimetri Parametreleri ve Doz Hesaplamaları Sunumu.

- Perez, C.A., Luther, 1998; W.B., “Department of Radiation Oncology ^{3rd}”, 29-35.
- Purdy James A., 1994, Ph.D. Treatment planning dose distributions lecture Radiation Oncology Physics Course.
- Siemak Shahabi, Ph.D., 1989, Blackburn’s Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics, Medical Physics Publishing Corporation.
- T.C. Sağlık Bakanlığı Kanserele Savaş Dairesi Başkanlığı, 2009.
- Tunçel, N., 2002, UROK 2002 Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu Kuşadası, 57-82.
- Van Dyk, J., 1999, “The Modern Technology of Radiation Oncology 1”, Medical Physics Publishing, USA, 349-431, 437-448.
- Wang, X, Spirou, S, LoSaaao, T, Chui, CS and Mohan, R., 1996, Dozimetric Verification of Intensity Modulated Treatment , Med. Phys. 23, 317-328.
- Wang, XH, Mohan, R, Jackson, A, Leibel, SA, Fuks, Z and Ling, CC., 1995, Optimization of Intensity Modulated 3D Conformal Treatment Plans Based on Biological Indices, Radiother. Oncol. 37, 140-152.
- Williams JR., 2000 Radiotherapy physics in practice. Oxford, Oxford University Press 6-7, 61-32.
- Vikipedi, 2007. Kanseri, kanserin nedenleri ve tedavisi, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.
- Yu, C.X., 1995, Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy, Phys. Med. Biol. 40, 1435-1449.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Gökçen ÇOBANOĞLU
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara – 18.08.1985
Telefon : 05053013830
Faks :
e-mail : gokcen_coglu@hotmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Dolapoğlu Anadolu Lisesi, Konya, Selçuklu	2004
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Fen Fakültesi, Selçuklu, Konya	2009
Yüksek Lisans	: Selçuk Üniversitesi, Fen Bil. Ens., Selçuklu, Konya	2009- Devam

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
10.2009	Konya Özel Radyasyon Onkolojisi Merkezi	Stajyer Fizikçi

UZMANLIK ALANLARI: Sağlık ve Nükleer Tıp Fiziği, Tıpta Nükleer Teknikler, Lineer Hızlandırıcılar

YABANCI DİLLER: İngilizce