

**FARKLI İKİ LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ ELEKTRON
DOZİMETRİK PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Hikmettin DEMİR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Şubat 2008
ANKARA**

Hikmettin DEMİR tarafından hazırlanan FARKLI İKİ LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ ELEKTRON DOZİMETRİK PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI adlı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

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

Doç. Dr. Şeref OKUDUCU
Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof. Dr. Ayşe Güneş TANIR
Fizik Anabilim Dalı, G.Ü.

Yrd. Doç. Dr. Niyazi MERİÇ
Fizik Müh. Anabilim Dalı, A.Ü.

Tarih : 08 / 02 / 2008

Bu tez ile Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Nermin ERTAN
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

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

Hikmettin DEMİR

**FARKLI İKİ LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ ELEKTRON
DOZİMETRİK PARAMETRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

Hikmettin DEMİR

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Şubat 2008

ÖZET

Bu çalışmamda radyoterapide kullanılan farklı marka iki doğrusal hızlandırıcının elektron enerjilerinin yüzde derin doz, doz profili, en olası enerji, ortalama enerji, pratik mesafe, yarı değer derinliği ve maksimum doz derinliği parametreleri wellhöfer su fantomu sistemi ve iyon odaları kullanılarak ölçüldü. Bu çalışma sonucunda farklı marka doğrusal hızlandırıcıların saçıcı foiller, monitör odaları, kolimasyon çeneleri ve konlar gibi farklı kolimasyon sistemlerinden kaynaklanan farklılıklardan dolayı bazı dozimetrik parametrelerinde farklılıklar olabileceği görüldü. Bu nedenle bu cihazları kullanan radyoterapi fizikçilerinin gerekli kontrolleri yaparak dozimetrik parametrelerinin uluslararası protokollerin öngördüğü değerlere getirilmesi gerekmektedir.

Bilim Kodu : 202.1.108
Anahtar Kelimeler : Elektron, %DD, Doz Profili, Enerji
Sayfa Adedi : 74
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. Güneş TANIR

**COMPARING DOSIMETRIC PARAMETERS OF ELECTRON
ENERGIES OF TWO DIFFERENT LINEAR ACCELERATOR
MACHINES**

(M.Sc. Thesis)

Hikmettin DEMİR

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

February 2008

ABSTRACT

In this study; percentage depth dose, dose profile, most probable energy, average energy, practical range, half-value depth and maximum dose depth parameters of electron energies of two different linear accelerators used in radiotherapy are obtained by using Wellhöfer water phantom system and ion chambers. Finally it has been seen that some dosimetric parameters of different accelerator brands may vary by several reasons. These differences arise as a result of different collimation system, such as, scattering foil, monitor chambers, jaws and cones. For this reason, radiotherapy physicists who operate those devices need to make adjustments on dosimetric parameters values to make them equal to the values given by international protocols.

Science Code : 202.1.108
Keywords : Electron, %DD, Dose Profile, Energy
Page number : 74
Adviser : Prof. Dr. Güneş TANIR

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren ve destekleyen değerli Hocam Prof. Dr. Güneş TANIR'a, meslektaőlarım Mustafa Hicabi Bölükdemir, Nisanur Aktı, Adil Demir, Necla Tarpıcı, Murat Aşar'a, ayrıca tezi hazırlamamda bana yardımcı olan Ayhan Akkaő, Serdar Badoęlu, Rohat Melik, Baver Okutmuőtur ve Fulya Tokkuő'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. RADYOTERAPİ.....	4
2.1. Radyobiyojoloji.....	5
2.1.1. Radyasyonun hücre üzerine etkisi	6
2.1.2. Radyasyonun doku üzerine etkisi	7
2.1.3. Radyoduyarlılık	8
2.1.4. Radyoterapinin tümör üzerine etkisi	13
2.1.5. Radyoterapinin sağlam dokulara etkisi	14
3. RADYASYON	16
3.1. İyonlaştırıcı Radyasyonlar.....	16
3.2. Elektromanyetik Radyasyonlar	17
3.3. X-Işınları	18
3.4. Parçacık Radyasyonu.....	21
3.4.1. Alfa parçacıkları	22
3.4.2. Nötronlar	22

	Sayfa
3.4.3. Protonlar	23
3.4.4. Betalar	23
3.4.5. Elektronlar	23
3.4.6. Ağır yüklü iyonlar	24
3.5. Radyasyon Kaynakları	24
3.6. Radyasyonun Etki Mekanizmaları	25
3.6.1. Elektron madde etkileşimi	25
3.6.2. Foton madde etkileşimi	27
4. RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOĞRUSAL	
HIZLANDIRICILAR.....	32
4.1. Doğrusal Hızlandırıcı Cihazının Elemanları	34
4.2. Elektron Demetlerinin Oluşumu	37
4.3. Elektronların Merkezi Eksen Derin Doz Eğrileri	38
4.4. İzodoz Eğrileri	40
4.5. Demet Düzgünlüğü ve Simetrisi	41
4.6. Demet Kolimasyonu	42
4.7. X-Işını Katkısı	43
5. GEREÇ VE YÖNTEM	44
5.1. Gereçler	44
5.2. Yöntem	46
5.3. Yüzde Derin Doz (%DD)	47
5.4. Doz Profilleri	57
5.5. Enerji Tayini	64

	Sayfa
5.5.1. En Olası Enerji ($E_{p,0}$)	66
5.5.2. Ortalama Enerji (\bar{E}_0)	67
5.5.3. Herhangi Bir Derinlikteki Ortalama Enerji (\bar{E}_z)	67
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	70
6.1. Yüzde Derin Dozların (%DD) karşılaştırılması	70
6.2. Doz Profillerinin Karşılaştırılması	71
6.3. Enerji Parametrelerinin Karşılaştırılması	71
KAYNAKLAR.....	72
ÖZGEÇMİŞ.....	74

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 5.1. 6 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerleri	48
Çizelge 5.2. 9 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DDdeğerleri.....	49
Çizelge 5.3. 12 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DDdeğerleri	50
Çizelge 5.4. 15 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DDdeğerleri...	51
Çizelge 5.5. Suda z derinliğindeki ortalama enerji ($\overline{E_z}$) ile doku yüzeyindeki ortalama enerji ($\overline{E_0}$) arasındaki ilişki	68
Çizelge 5.6. Siemens'in enerji parametreleri çizelgesi	69
Çizelge 5.7. Varian'in enerji parametreleri çizelgesi	69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Hücre sağkalım grafiği	9
Şekil 2.2. Hücre siklusu	12
Şekil 3.1. Elektromanyetik radyasyon	17
Şekil 3.2. X-Işını tüpü	19
Şekil 3.3. Molibdenin X ışınları spektrumu	20
Şekil 3.4. Fotoelektrik olay	28
Şekil 3.5. Compton olayı	29
Şekil 3.6. Çift oluşumu	30
Şekil 3.7. Koherent saçılma	31
Şekil 3.8. Fotodisintegrasyon	31
Şekil 4.1. Hızlandırıcı cihazı çalışma diagramı	33
Şekil 4.2. Magnetron diagramı	34
Şekil 4.3. Klystron	35
Şekil 4.4. X-Işını (A) ve elektron (B) modunda tedavi kafası	37
Şekil 4.5. Elektron demetinin oluşumu	38
Şekil 4.6. Elektron yüzde derin doz grafiği	39
Şekil 4.7. Farklı elektron enerjileri için yüzde derin doz eğrileri	40
Şekil 4.8. Farklı elektron enerjilerinin izodoz eğrileri	41
Şekil 4.9. Merkezi eksene dik düzlemde izodoz eğrilerinin görünümü	42
Şekil 5.1. Wellhöfer RFA300 üç boyutlu su fantomu	45
Şekil 5.2. CC13-S iyon odası	46

Şekil	Sayfa
Şekil 5.3. 6 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması	53
Şekil 5.4. 9 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması	54
Şekil 5.5. 12 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması.....	55
Şekil 5.6. 15 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Şekil 5.7. Doz profilinin şematik gösterimi.....	58
Şekil 5.8. Alan boyutunun şematik gösterimi	59
Şekil 5.9. 6 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması	61
Şekil 5.10. 9 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması	62
Şekil 5.11. 12 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması	63
Şekil 5.12. 15 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması	64
Şekil 5.13. Elektron enerji değişimi	65
Şekil 5.14. Elektronların su fantomundaki absorbe dozdağılımı ve parametreleri	66

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklama

$E_{P,0}$	En Çok Olası Enerji
E_0	Ortalama Enerji
E_z	z Derinliğindeki Ortalama Enerji
%DD	Yüzde Derin Doz
Gy	Gray (Soğurulan Doz Birimi)
MV	Mega (Milyon) Volt
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt
Rad	Absorbe Edilen Doz Birimi
Rem	Bir İnsana Eşdeğer Röntgen Dozu
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi

1. GİRİŞ

Cerrahiden farklı olarak radyoterapinin kanser tedavisinde kullanılmasının kesin tarihi bellidir. On dokuzuncu yüzyılın sonlarında elektrik ve katot tüpü alanında çalışmalar artmış ve 1895 yılında Wilhelm Roentgen x-ışınlarını bulmuştur. X-ışınları önce tanı amaçlı olarak kullanılmaya başlandı fakat şaşırtıcı denecek kadar kısa bir sürede kanser tedavisinde kullanılabilceğine dair potansiyeli olduğu fark edildi [15].

Roentgen'in Almanya'da Würzburg Üniversitesinde x-ışınlarını keşfinden sonra x-ışınlarının uluslararası alanda kullanımı çok hızlı bir yayılma göstermiştir. Bundan sonra bir çok fizikçi x-ışınlarının üretimi ve kullanımı ile ilgili prensipleri anlamak için çalışmaya başladı. Geçtiğimiz yüzyılda radyasyon fizikçileri radyasyonun madde ile etkileşimine dair uzun soluklu çalışmalar yaptılar. Radyasyon-madde etkileşmesinin temelini anlamadan radyoterapi hekimleri (pratisyenleri) çeşitli kanser hastalarını tedavi edemiyor ve acılarını hafifletemiyorlardı [16].

Radyoterapinin önemli bir disiplin olarak gelişmeye başlamasında ışınlanma biriminin tanımlanması büyük oranda etkili oldu. Üretilen radyasyon miktarı genel kabul görülürken, 1920'li yılların sonuna kadar bir ölçüm birimi kabul edilmiş değildi. Bu zamana kadar nicelikler değişik şekillerde kestirilebiliyordu fakat uluslararası bir standart geliştirilememişti. Bu nedenle elde edilen ölçümleri karşılaştırmak imkansızdı. Rontgen'in ışınlanma birimi olarak benimsenmesi 1928 Stockholm Kongresi ile başlamıştır. Fakat radyoterapide rontgen'in kullanımında sıkıntılar oluyordu. Çünkü rontgen soğurulan dozdan ziyade ışınlanmayı ölçmede kullanılıyor ve ölçümler havada alınıyordu. 1953 yılında kabul edilen soğurulan doz birimi rad mevcut kısıtlamaları ortadan kaldırdı ve radyoterapinin standart bir birimi oldu. 1980 yılında ise 100 rad'a eşit olan gray soğurulan doz birimi olarak benimsenmiştir.

1920 yılının sonlarında Seitz ve Wintz'in çalışmaları küçük günlük dozların büyük tek dozlardan daha faydalı olduğunu göstermiş ve bu çalışmalar radyoterapide yol

gösterici olmuşlardır. 1930 yılında ise Coutard uzatılmış, aralıklara bölünmüş (fraksiyone) tedavinin prensiplerini açıklamış ve bu açıklamalar hala fraksiyone tedavinin temelini oluşturmaktadırlar.

Tanı amaçlı kullanılan tüplerin gelişmesinden doğrusal hızlandırıcılara geçiş evrimi ise radyoterapinin önemli bir model haline gelmesine büyük katkıda bulunmuştur. Erken kilovoltaj skalasındaki cihazlar cilt reaksiyonlarında, yüksek kemik doz soğurulmalarında ve derine zayıf doz bırakma konularında ciddi sıkıntılara yol açıyorlardı.

Radyoterapide megavoltaj tedavi cihazları 1951 yılında Kanada'da ilk kobalt 60 cihazının kurulmasıyla başladı. Yaklaşık bir yıl kadar sonra ilk medikal doğrusal hızlandırıcı Londra'da Hammersmith Hastanesindeki Radyasyon Araştırma Merkezin'de kuruldu. Bu cihazlar eskilerine göre cildi daha çok koruyor, kemik dokuda fazla doz soğurulmasını azaltıyor ve daha derine istenen yüzdede doz vermeyi kolaylaştırıyorlar. Böylece eski cihazlardan kaynaklı sorunlar bu yeni doğrusal hızlandırıcılarla aşılmış oldu.

Doğrusal hızlandırıcıların kobalt birimlerine göre sızıntı olmaması, daha yüksek enerji elde edilebilmesi ve radyasyon alan kenarlarında daha keskin sınırlara sahip olması gibi avantajları vardır. Buna ek bir avantaj olarak ise bir çok doğrusal hızlandırıcı cihazı elektron modunda tedavi yapabilmekte ve buda onları oldukça çok yönlü yapmaktadır [15].

Doğrusal hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili elektronların tedavi alanında kullanılması için dozimetrik parametrelerinin uluslararası protokollerin belirlediği sınırların içinde olması gerekmektedir. Bu parametreler farklı doğrusal hızlandırıcılar için farklılıklar gösterse de doğrusal hızlandırıcılar parametreleri istenen değerlere getirebilecek şekilde ayarlanabilmektedir. Böylece tedavi dozları, farklı doğrusal hızlandırıcı cihazlar kullanılsa da aynıdırlar [15].

Bu alışmada Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Siemens Primus Plus marka çok enerjili doğrusal hızlandırıcı ile zel Konya Radyasyon Onkolojisi Merkezinde bulunan Varian DMX2100 çok enerjili doğrusal hızlandırıcı cihazlarının 6, 9, 12 ve 15 Mev'lik elektron enerjilerinin yüzde derin doz, doz profili ve enerji parametreleri ölçüldü. Bu lmler Wellhöfer marka RFA230 model su fantomu sistemi ile wellhöfer marka CC13-S model iyon odaları kullanarak elde edildi. Elde edilen ölçümler izelge ve grafiklere taşınarak karşılaştırılmıştır. Ortaya çıkan sonuçtan farklı doğrusal hızlandırıcıların farklı parametre değerleri olduğu görüldü.

2. RADYOTERAPİ

Radyoterapi (RT) esas olarak 2 hedefe yöneliktir. Hastalığı tedavi etmek amacı ile küratif olarak, veya hastalığı tamamen yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağ kalımı uzatmak amacı ile palyatif olarak kullanılır. Her iki durumda tedaviye genellikle cerrahi ve kemoterapi yöntemleri de eşlik eder [1].

Küratif Radyoterapi

Önleyici (prevantif) RT : Amaç, lokal yeniden ortaya çıkmanın (nüksün) veya muhtemel yayılmanın (metastazın), mikroskobik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların ışınlanması ile önlenmesidir. Kullanılan dozlar 18 ile 60 Gy arasında değişir. En sık rastlanılan uygulamalar şunlardır: Akut lenfoblastik lösemilerde (ALL) tüm beyin ışınlanması, testis seminomlarında diyafragma altı paraaortik ve ilyak lenf bezlerinin (ganglionlarının) ışınlanması ve genelde cerrahi olarak primer tümörün çıkartıldığı tümör yatağına, veya ganglion kürajından sonra metastatik lenf bezi görüldüğü durumlarda (meme kanseri, baş-boyun tümörleri, rektum kanseri, yumuşak doku sarkomları, medulloblastonlar vs.) lokorejyonel ışınlamalar [1].

Ameliyat öncesi (preoperatuar) RT : 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 [1].

Adjuvan RT - Postoperatuar RT : Cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılamadığı veya kemoterapi ile birincil tümör odağının yok olduğu durumlarda (komplet remisyon), tümör yatağında muhtemel mikroskobik kalıntıların yok edilmesi (konsolidasyon) amacıyla yapılan ışınlamalardır (embriyoner tümörler, akciğer küçük hücreli kanseri gibi) [1].

Primer (eksklüzif - definitif) RT : Küratif amaçla yalnız RT'nin kullanıldığı küçük hacimli baş boyun, serviks ve deri kanserlerinde veya ışına çok duyarlı (radyosensitive) ve/veya ameliyat edilmemiş kanserlerde uygulanır. Bu gibi durumlarda konvansiyonel RT (2 Gy/fraksiyon, 5 fraksiyon/hafta) kullanılır [1]. Medikal kontrendikasyon nedeniyle cerrahi ve kemoterapi (KT) uygulanamayan ileri yaştaki hastalarda tek tedavi yöntemi radyoterapidir[1].

Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi

Palyatif ve Semptomatik radyoterapi endikasyonları içinde önemli bir yer tutmaktadır. Şu amaçlarla uygulanır;

Ağrı giderici : Kemik ve karaciğer metastazlarında;

Bası azaltıcı (dekompresyon): Beyin ve omurilik metastazlarında, vena kava superior sendromlarında (VKSS);

Kanamaya karşı (hemostatik): Tümör nedeniyle hematüri veya metroraji varsa ve durdurulamıyorsa;

Küratif tedavi yapılamayan, ileri yaşta ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek, tümör küçülmesini temin etmek amacı ile uygulanır.

Bu gibi durumlarda konvansiyonel tedavi yerine, hem küratif hastalara yer açmak, hem daha çabuk sonuç alabilmek amacı ile tedavi tercih edilir: 10 x 3 Gy/2 hafta, toplam 30 Gy; 5 x 4 Gy/hafta, toplam 20 Gy gibi [1].

2.1. Radyobioloji

İyonlaştırıcı radyasyonlar, α , β , γ , nötronlar gibi nükleer radyasyonlar ve x-ışınlarından oluşur ve enerjileri birbirlerinden farklıdır. İçinden geçtikleri maddelerde iyon çiftleri oluşturma özellikleri vardır ve bu iyon çiftlerinin (özellikle su molekülünün hidrosil -OH köklerine ayrışması) moleküler seviyede canlı dokular için tahrip edici özellikleri vardır. Hücre içi metabolizma bozuklukları ve hücre zarında bir takım tahribatlar yanında en önemli etki, hücrenin canlılığını ve

bölünerek çoğalmasını kontrollü bir şekilde temin eden hücre çekirdeğinde, yani kromozomlarda meydana gelir. İyonlaştırıcı radyasyonlar bu etkileri ile tıp ve biyolojide önemli uygulama alanları bulmuşlardır. Radyoterapi ve nükleer tıpta kanser tedavisi için kullanılan bu iyonlaştırıcı radyasyonlarla seçici olarak tümör hücreleri tahrip edilirken, sağlam dokuların zarar görmesi mümkün olduğu kadar azaltılmalıdır [1].

2.1.1. Radyasyonun hücre üzerine etkisi

En önemli etki hücre çekirdeğindeki DNA da oluşan hasarlardır. Ribozomlardaki ribonükleik asit hasarları veya hücre zarında permeabilite değişikliği yapan lezyonlar o kadar önemli değildir ve daha az rastlanır. İyonlaştırıcı radyasyonların etkisi ile hücrede oluşan hasarlar üçe ayrılır:

Ölümcül (letal) hasar : Hasar tamir edilemez ve hücrenin yaşamsal fonksiyonları etkilenir. Ani hücre ölümü için bir defada 200-300 Gy'lık bir doz gereklidir. Klinikte uygulanan 2 Gy civarındaki 1 seanslık dozlarda ise, hücre bir kaç mitoz gösterdikten sonra bölünme yeteneğini kaybeder. Bu olay, zaman içinde nispeten gecikmiş bir ölüm olarak tarif edilir. Işın tedavisine başladıktan ancak bir süre sonra tümörde küçülme görülmesi bu nedendir.

Yarı ölümcül (subletal) hasar : Tek başına ölümcül değildir ve tamir edilebilir. Ancak subletal hasarın çok sayıda olması hücre ölümüne neden olabilir.

Potansiyel ölümcül hasar : Eğer hücre bölünmesi kısa bir zaman içinde meydana gelirse ölüme yol açan, ancak bölünme gecikirse tamir edilebilen hasarlardır.

Hasarların tamiri her zaman tam olmayabilir. Genetik maddenin (kromozom) hasarının tamir edilmemesi veya yanlış tamiri, hücre karakterlerinde değişme meydana getirir (mutasyon). Bu değişim sıklıkla olumsuz yöndedir ve üreme hücrelerinin (sperm, ovum) bu gibi hasarlara uğraması, meydana gelecek canlının sakat doğmasına veya fark edilmese bile hücre seviyesinde bozukluklara yol açar.

Böyle bir dölleme sonrası sıklıkla düşük meydana gelir, yada hiç dölleme olamaz. Bazı kanser nedenlerinin arasında radyasyon sonucu oluşan mutasyonların bulunduğu bilinmektedir (akut lenfoblastik lösemi, cilt kanserleri vs...) [1].

2.1.2. Radyasyonun doku üzerine etkisi

Radyasyonun bir doku üzerine etkisi, o dokuyu oluşturan hücre gruplarının bölünerek çoğalma (proliferasyon) veya denge halinde bulunma durumlarına göre değişir.

Gelişme halindeki dokular : Bazı istisnalar dışında en hızlı büyüme gösteren doku habis tümörlerdir. İkilenme zamanı hücrenin bölünerek 2 hücreye dönüşmesi için geçen zamandır. Farklı dokulardaki hücreler için bu süre birkaç günden, birçok seneye kadar değişmektedir ve o dokudaki ikilenme zamanı, bir bölünme fazına girebilen hücre oranına bağlıdır. bir seans çok yüksek olmayan dozlarda yapılan ışınlama sonrası, dokudaki hücre gruplarında bölünmekte olanlar büyük oranda ölürlür. Ancak diğerleri sağ kalır ve bölünmeye devam ederek doku büyümesini-gelişmesini temin ederler.

Denge halindeki dokular : Sağlam dokuların büyük bir kısmı bu sınıfa dahildir. Yeni oluşan hücre sayısı ile ölen hücre sayısı dengededir. Tüm doku hücrelerinin yenilenmesi için gereken zaman, ince barsak hücreleri için bir kaç gün iken, karaciğer, böbrek gibi organlarda bu süre birkaç ay veya yıl olabilir. Beyin hücreleri ise doğumdan sonra bölünmezler.

Bu sağlam dokular 2 hücre grubundan oluşur.

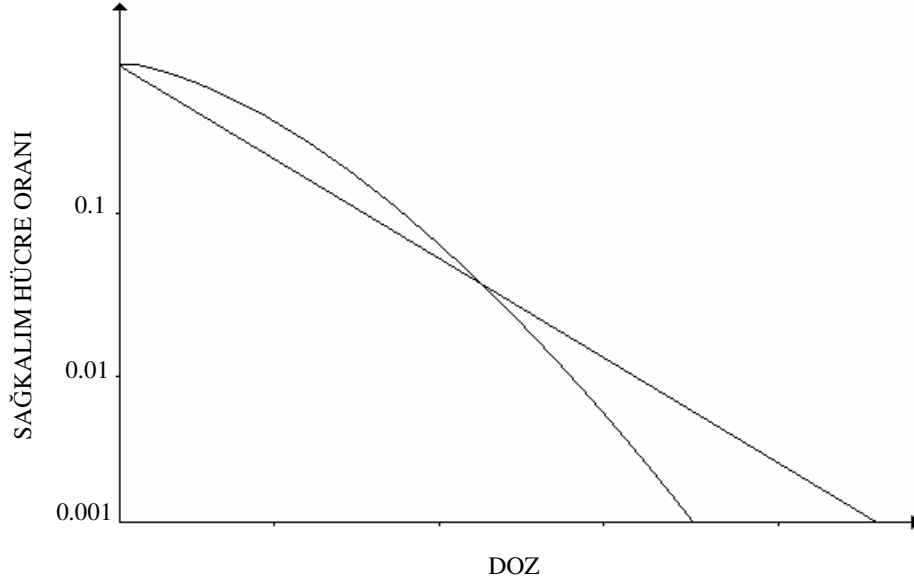
Farklılaşmamış (indiferansiye) kök hücreleri ki, bunlar devamlı bölünerek hem yeni kök hücreleri oluşturur, hem de önemli bir kısmı farklılaşarak belli bir fonksiyonu olan olgun hücreleri oluşturur.

Farklılaşmış (diferansiye) hücreler ki, bunlar çoğalma yeteneklerini yitirmişlerdir. Hızla kan hücreleri oluşturan kemik iliği gibi bazı dokularda üçüncü bir grup hücre vardır. Burada ara hücreler farklılaştıktan sonra çoğalırlar.

Işınlama sonrası bu iki hücre grubunu içeren dokularda şu değişiklikler oluşur; kök hücrelerde azalma (iyonlaştırıcı radyasyondan etkilenmiş olanların ölmesi), olgun hücrelerin hızlanmış ölümleri (deri dökülmesinin hızlanması gibi). Radyasyon etkisi ile normalden daha hızlı kaybedilen olgun hücrelerin eksikliği, zaten sayıca azalmış olan kök hücrelerin olgunlaşması ile tam olarak giderilemez. Sağ kalan kök hücrelerinde bölünme oranında artış, olgun hücrelerin yeniden oluşturulmasında hızlanma olayları bize, olgun hücre oranındaki azalma ne kadar hızlı olursa reaksiyonların o kadar çabuk görüleceğini göstermektedir. Olgun hücrelerin yaşam süresi kısa olan, dolayısı ile yenilenme süresi de kısa olan dokularda bu reaksiyonlar diğer dokulara göre daha erken gözükcektir. Deri hücresinde bu süre üç hafta iken ince barsak mukozasında üç gündür. Aynı dozda verilen ışın ile, bu dokularda meydana gelen erken reaksiyonlar bu sürelerle uymaktadır.

2.1.3. Radyoduyarlılık

Verilen doz arttıkça sağ kalan hücre sayısı (dolayısıyla sağkalım oranları) düşmektedir. Sağkalım eğrisi bu doz-etki ilişkisinin grafik olarak gösterilmesidir.



Şekil 2.1. Hücre sağkalım grafiği

Sağkalım eğrisinin düz bir çizgi olmadığı, başlangıçta bir omuz bölgesinden sonra düz çizgiye dönüşen bir eğri olduğu görülmektedir (Şekil 2.1.). Eğer yalnız ölümcül hasarlar bu sağkalım eğrisini oluştursaydı, bu düz bir çizgi şeklinde olmalıydı. Başlangıçta oluşan omuz bölgesi, tamir edilemeyen subletal hasarların birikerek belli bir dozdan sonra hücre ölümüne yol açmasına bağlıdır. Böylece direk letal hasarla ölen hücrelere, subletal hasarlarla meydana gelen ölümleri de eklenince, sonuçta sağ kalan hücrelerin subletal hasarı tamir edebilmiş hücreler olduğu görülür. Dozlar arttıkça bu omuz daha dar ve dik bir şekilde oluşur. Bunun nedeni tamiri temin eden enzimlerin aslında sonsuz sayıda hasarı gidermek için yeterli olmamaları, belli bir düzeyin üstündeki hasarların bu nedenle tamir edilememeleridir. Bu da omuz bölgesinden sonra sağkalım eğrisinin neden düz bir çizgi haline geldiğini açıklamaktadır. Tamir mekanizmalarının tümünün kullanılmasından sonra hücrede meydana gelen her yeni hasar letaldır, yani ölüme yol açar [1].

Hücrenin kendini tamir etme kapasitesi ne kadar yüksekse, sağkalım o kadar fazla olacaktır. Tamir kapasitesi düşük olan hücrelerde ise sağkalım oranı düşüktür ve bu durumda ışına duyarlı hücrelerden bahsedilir. Bu hücrelerde eğrinin başındaki omuz

kısmı dar ve diktir. Kanser hücrelerinin birçoğu ve erken reaksiyon gösteren doku hücreleri (ince barsak, kemik iliği, testis, saç folikülü, mukoza) bu gruba dahildir. Tamir mekanizması güçlü olan ışına dirençli (radyorezistant) hücreler ise geniş omuzlu bir eğri gösterir. Geç reaksiyon veren vücut dokuları (omurilik, merkezi sinir sistemi, kas, yumuşak doku, kemik) veya glioblastom, melanom gibi kanser tipleri bu grubu oluşturur [1].

Doz zaman ilişkisi

Her ışın tedavisi üç parametre ile tanımlanır:

- 1) Toplam doz (Gy olarak)
- 2) İlk ve son tedavi seansı arasında geçen zaman (gün olarak)
- 3) Toplam tedavi seansı (fraksiyon) sayısı

Fraksiyon dozu (toplam doz/fraksiyon sayısı) ışın tedavisinin en önemli kriteridir. Sağlam ve tümörlü dokular arasında farklı ışın etkisi ancak belli bir doz aralığında görülmektedir.

Işın tedavisinin belirli bir süre içinde eşit dozda fraksiyonlara bölünerek verilmesi üç biyolojik olayı ön plana çıkarır.

- 1) Hücre tamiri (restorasyon): Fraksiyonlar arasında subletal hasarın tamiri gerçekleşir
- 2) Sağ kalan hücrelerin çoğalmasındaki artış (repopülasyon)
- 3) Hipoksik tümör hücrelerinin daha fazla oksijenle temasa geçmesi (reoksijenasyon)

Tamir kapasitesi yüksek olan ve sağ kalan hücrelerin daha çok çoğaldığı dokular, fraksiyone tedaviden (diğer dokulara nazaran) daha az etkilenirler. Örnek olarak bu şekilde ışınlanmış cilt ve mukoza hücrelerinin çoğalması, bir çok kanser hücrelerinin çoğalmasından daha hızlıdır. Ancak her seans arasındaki sürede tümör hücrelerinde meydana gelen subletal hasarın tamiri ve sağ kalan tümör hücrelerinin çoğalması, tümörün ortadan kaldırılması için gerekli toplam dozun arttırılması sonucunu doğurur.

Klinik deneyim sonucunda klasik fraksiyon tedavisi şu şekilde olmuştur; (konvansiyonel tedavi): 5 x 2 Gy/hafta (haftada 5 gün 2 Gy'den toplam 10 Gy) [1].

Oksijen etkisi

Işınlama esnasında hücre içindeki oksijen oranı ışının etkisini arttırmaktadır. Işınlama ile oluşan serbest radikallerle birleşen oksijen, hiperoksijenli moleküller oluşturur (HO₂, peroksit R₁-OOR₂, hidroperoksit ROOH). Işının etkisi bu toksik maddelerle birlikte daha da artmış olur [1].

Bir dokunun iyi oksijenlenmesi (kanlanması) veya hipoksik olması (az kanlanması) durumunda, aynı etkiyi elde etmek için verilecek dozlar, bu nedenle, farklı olmaktadır. Hipoksik dokular ışına daha dirençlidir ve aynı biyolojik etkiyi elde etmek için normal kanlanan dokulara göre daha fazla doz verilmesi gerekir (OER: Oxygen Enhancement Ratio). Foton ve elektron ışınlamasında bu oran 2,5 - 3 arasındadır. Yani hipoksik hücreleri yok etmek için gerekli doz, normal kanlanan hücreye nazaran 3 kat fazladır. Normal dokularda kanlanma normal iken tümörlü dokularda kanlanma bozuktur. Kendisini besleyen kapillerden uzaklaştıkça o hücrenin oksijenlenmesi azalır. Kapillerden uzaklaştıkça, iyi oksijenlenmiş hücrelerden hipoksik hücrelere geçiş olur, daha uzakta ise ölü (nekrotik) hücrelere rastlanır. Tümörün histolojik tipine göre bu hipoksik hücre oranları % 1 ile % 50 arasında değişir. Tümör volümü arttıkça, bu oran da artar. Işın tedavisinin fraksiyone şekilde yapılması, hipoksik hücrelerin daha fazla oksijenlenmesine imkan tanır. Oksijenlenmesi iyi olan tümör dokuları ışından daha fazla zarar görür. Onlardan boşalan yerlere, çevredeki hipoksik hücreler göç eder veya kanlanmaları daha iyi olur [1].

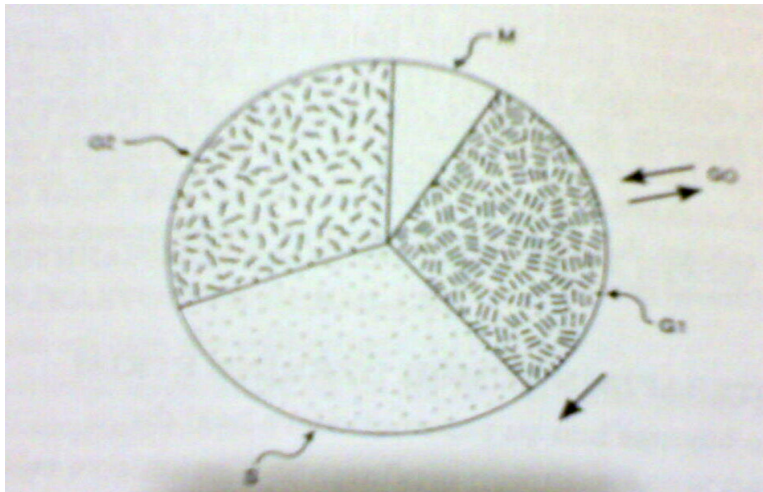
Işın kalitesi

Aynı dozda verilmesine rağmen ışınlar arasında görülen biyolojik etki, kullanılan ışının özelliğine göre farklı olmaktadır. Işın kalitesi denilen bu faktör, biyolojik rölatif etkinlik (RBE) ile ifade edilir. RBE, referans olarak seçilen yüksek enerjili x-

ışınlarında belli bir biyolojik etkiyi (% 50 hücre ölümü) elde etmek için gerekli doz (D_{ref}) ile, ele alınan ışın için gerekecek doz (D_{test}) arasındaki orandır. $RBE = D_{ref}/D_{test}$. RBE esasında lineer enerji transferi (LET) ile ilgili bir orandır. LET ortama her birim mesafede transfer edilen enerjidir (yani iyonlaştırma sayısıdır). Foton ve elektronlar düşük LET yapan ışınlar iken, ağır iyon, nötron, proton ışınları ise yüksek LET yapan ışınlardır. Bu sonuncuların özelliği de RBE değerinin yüksek olmasıdır. Bu gibi ışınlamalarda sağkalım eğrisi daha değişiktir ve dar bir omuz bölgesinden sonra hızlı bir düşüş çizgisi görülür. Bu da göstermektedir ki letal etkinin subletal etkiye oranı bu ışınlarda daha yüksektir [1].

Hücre bölünme aşamaları (siklus)

Hücre siklusu dört faza bölünür. G1 fazı, mitozdan (hücre bölünmesinden) sonra gelir ve süresi en değişken olan fazdır. S fazı, DNA ikilenmesi (replikasyonu) safhasıdır. G2 dinlenme fazı ve M mitoz (bölünme) fazlarıdır. Geçici olarak bölünme göstermeyen hücreler G0 fazında olarak tanımlanır. G2 ve M fazları radyoduyarlılığın en yüksek olduğu fazlardır. S fazı ise ışına en dirençli fazdır. Işın etkisi ile DNA sentezi yavaşlar yani S fazı uzar ve G2 fazında geçici bir blokaj meydana gelir (Şekil 2.2.). Böylece mitoz gecikir ve hücreler arasında bir senkronizasyon meydana gelir [1].



Şekil 2.2. Hücre siklusu

Doz debisi (Doz hızı)

Sürekli ışınlama altında hücrenin ışınduyarlılığı doz debisine göre değişmektedir. Çeşitli hücre kültürlerinde, saatte 12 Gy veya daha yüksek doz debilerinde ışın duyarlılık farklılık göstermez, yani sabittir. Ama bunun altındaki değerlerde, doz debisine bağlı duyarlılık, şu üç biyolojik olay ile ortaya çıkar.

- 1) Hücre tamiri, 6 Gy/saatin altındaki debilerde önemli hale gelmektedir.
- 2) 0.3 Gy/saatin üstündeki debilerde hücre siklusunda ilerleme durmaktadır.
- 3) Hücre bölünmesi ise ancak 0.06 Gy/saat gibi çok düşük seviyedeki debilerin altında gerçekleşebilir [1].

Isı (hipertermi)

42 derecenin üstündeki sıcaklıklar hücre için öldürücüdür. Işınlanan dokuların ısıya maruz bırakılmaları halinde letal etki artmaktadır ve sinerjik bir etki görülmektedir. $(ısı+RT) > (ısı) + (RT)$. Isı, hücrelerdeki subletal hasarın tamirini önler ve oksijene bağımlılığı (OER) büyük ölçüde azaltır. Yüzeysel tümörlerde ışın sahasını 42-43 dereceye kadar ısıtarak ışınlama denemektedir. Ancak tümör üstündeki etki düşük dozlarda dahi artarken, sağlam dokularda reaksiyonlar şiddetlenmektedir ve toplam dozun düşürülmesi gerekir [1].

2.1.4. Radyoterapinin tümör üzerine etkisi

Tümörün büyüme hızı şu parametrelere bağlıdır.

- 1) Hücre siklusunun süresi, ortalama 2-4 gündür ve sağlam dokulardaki hücrelerden çok farklı değildir. Ancak aynı tümör içinde çok daha kısa sikluslu hücreler bulunmaktadır.
- 2) Bölünme halindeki hücrelerin oranı, %0.3 ile %100 arasında değişir (bölünme katsayı).

3) Hücre kaybı katsayısı, % 90'lara ulaşabilir. Hücre farklılaşmasına, mitoz halindeki hücrelerin ölmelerine ve tümör dışına hücre göçüne bağlıdır.

Esas sorunu sonsuz bölünme yeteneğine sahip olan tümör hücreleri oluşturmaktadır. Bunlar klon hücreleri olarak adlandırılırlar ve oranları % 0.1 ile % 1 arasındadır. Yerel kontrol ancak bu hücrelerin çoğalma yetenekleri kaybolduğu zaman elde edilebilir. Tüm klon hücrelerinin yok edilmesi birçok faktöre bağlıdır.

Doz: Doz-etki deneyimleri sonucunda, bir anda tüm tümör hücrelerinin yok olduğu bir dozdan bahsedilemeyeceği, artan dozlarla tümörün küçülmesinin söz konusu olduğu görülmüştür (aynı şekilde sağlam dokulardaki reaksiyonlarda doz ile artmaktadır). Yine klinik deneyim göstermiştir ki, belli bir dozdan sonra ilave edilen bir kaç Gy, bir tümördeki hücre ölümünü % 50'den % 90'lara çıkartabilmektedir.

Tümör hacmi: Klinik deneyimler büyük hacimli tümörlerin daha zor kontrol edildiğini göstermiştir (hipoksi etkisi). Ayrıca, hücresel düzeydeki metastazların, klinik olarak teşhis edilebilenlerden daha düşük dozlarda kontrol edilebildiği bilinmektedir.

Tümörün histolojik tipi: Klinik deneyimler sonucu ışına duyarlı tümörler (seminom, habis lenfomalar), orta duyarlılıkta tümörler (epidermoid karsinomlar) ve ışına dirençli tümörler (melanom, glioblastom) birbirlerinden ayırt edilmişlerdir. Bir tümörün tedavi edilebilmesi (kürabilite) ile ışınlama sonrasındaki küçülme hızı arasında direk bir ilişki yoktur ve bu daha çok hücre bölünmesi oranı ile ilgilidir [1].

2.1.5. Radyoterapinin sağlam dokulara etkisi

İki tip yan etkiden söz edilebilir:

- i) Radyoterapi uygulanırken ya da bir iki hafta içinde görülen akut yan etkiler (komplikasyonlar).
- ii) Bir kaç ay ile bir kaç yıl içinde geç görülen kalıcı yan etkiler (sekeller).

Akut yada geç yan etkilerin ortaya çıkış süresini ve şiddetini ışınlanan sağlam doku hacmi, verilen toplam doz, tedavi süresi ve fraksiyon şekli belirler.

3. RADYASYON

Tıpta kanser tedavisinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar 50-400 keV ile 1,25-25 MeV seviyeleri arasındadır ve iki yöntemle elde edilir [1].

- i) Yapay veya doğal radyoaktif maddelerin atom çekirdeklerinin bozunması ile elde edilen α , β ışınları ve en önemlisi Co-60 ve Cs-137 gibi radyoaktif elementlerden elde edilen γ ışınları.
- ii) Nötron, proton, ağır iyonlar ve yaygın olarak kullanılan elektron hızlandırıcıları ile elde edilen yüksek enerjili parçacık ve en önemlisi hızlandırılan elektronların, tungsten gibi atom ağırlığı yüksek plakalara çarptırılması ile elde edilen yüksek enerjili x-ışınları.

3.1. İyonlaştırıcı Radyasyonlar

X veya γ ışınları bir ortama girdiğinde ilk aşama soğuran materyale enerji aktarırlar ve yeterli enerjiye sahipseler girdikleri materyalden elektron koparmaya başlarlar. Bu yüksek enerjili elektronlar aldıkları yol boyunca uyarılma ve iyonlaştırmalara sebep olurlar. Eğer içine girdikleri ortam bir doku ise enerjilerini hücrenin atomlarına aktarırlar ve hücrenin kendini tekrar yenilemesini engellerler. Bunun yanında soğurulan enerjinin bir kısmı ısı enerjisine dönüşür ve hiçbir biyolojik etki yaratmazlar.

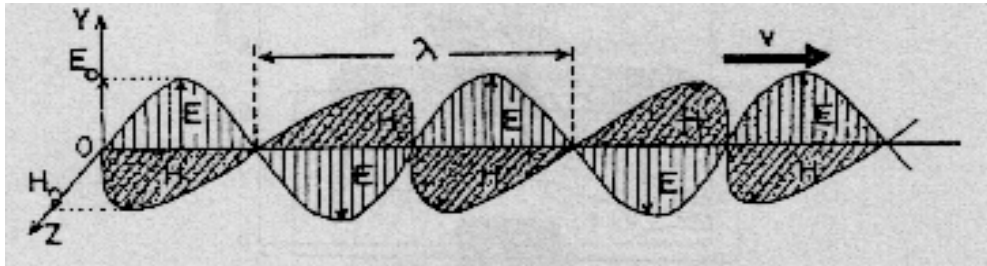
Elektron, proton ve alfa gibi parçacıklar doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon olarak bilinirler. Materyale girdiklerinde sahip oldukları kinetik enerji dolayısıyla çarpışma ile iyonlaştırmaya yol açarlar. Foton ve nötron gibi yüksüz parçacıklar ise doğrudan olmayan iyonlaştırıcı radyasyonlardır. Girdikleri ortamla etkileşerek doğrudan iyonlaştırıcı parçacıkları koparırlar. Enerjileri iyonlaştırmaya yeterli değilse uyarılmalar yol açarlar [9].

3.2. Elektromanyetik Radyasyonlar

İvmesi olan bir elektrik yükü enerji yayınlar. Tabii ivme pozitif yada negatif olabilir. Ve bu sebeple ortalama bir durum etrafında devamlı bir şekilde salınan bir yük mükemmel bir elektromanyetik radyasyon kaynağı olarak hareket eder. Mesela radyo dalgaları yayınlama antenindeki yüklerin ileri-geri salınmasından ve görünen ışık, ışığı yayınlayan cismin atomlarındaki elektronların titreşiminden oluşur [3].

Elektromanyetik radyasyonlar çok geniş bir dalga boyu aralığına sahiptirler. Bir çok ortak özelliklerinin yanı sıra farklı dalgaboyunda olanlar arasında önemli farklılıklar vardır [2].

İlk kez Maxwell, elektromanyetik radyasyonların birbirine dik yönde hareket eden elektrik alan (E) ve manyetik alan (H) bileşenine sahip ve hareket yönünün bu bileşenlere dik eksen boyunca olan radyasyonlar olduğunu göstermiştir (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Elektromanyetik radyasyonun şematik gösterimi

X ve gamma ışınları, radyo dalgaları, radar, ultraviyole ışınları elektromanyetik radyasyonlardandır. Hızları ışık hızına eşit ($c = 3 \times 10^{10}$ cm/s), dalga boyları (λ), frekansları ve enerjileri farklıdır. X ışınları çekirdek dışında bulunan elektronlar tarafından meydana gelir. Gama ışınları ise atom çekirdeğinin içinde oluşan, foton adı verilen enerji paketleridir. Her bir fotonun taşıdığı enerji $E = h\nu$ dir. E fotonun enerjisi, h planck sabiti (6.625×10^{-34} joule/s) ve ν frekanstır [9].

3.3. X-Işınları

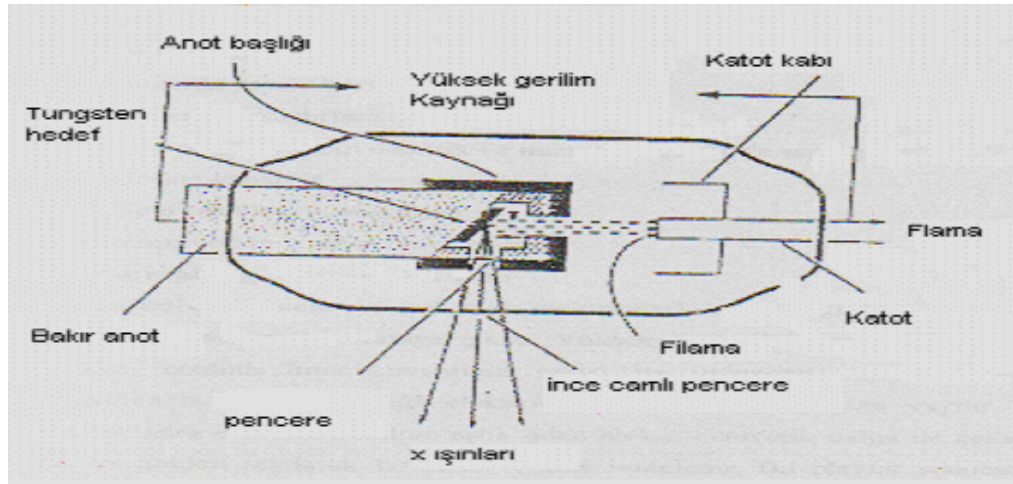
X-ışınları 1895'de Alman fizikçisi Roentgen tarafından keşfedilmiş ve o zaman için doğası bilinmediğinden bu isim verilmişti. Normal ışıktan farklı olarak, bu ışınlar görünmüyor, doğru çizgiler boyunca yayılıyor ve fotoğraf plağını ışığın etkilediği şekilde etkiliyordu. Diğer taraftan ışıktan çok daha fazla girici idi ve insan vücudu, tahta, oldukça kalın metal parçaları ve diğer “saydam olmayan” cisimler içinden kolayca geçebiliyordu.

Bir şeyi kullanmak için onu daima anlamak zorunlu değildir, ve x- ışınları hemen doğrudan doğruya saydam olmayan cisimlerin iç yapısını tetkik etmek isteyen fizikçiler ve biraz daha sonra da, mühendisler tarafından kullanılmaya başlandı. Cismin bir tarafına bir x-ışınları kaynağı ve diğer tarafına da fotoğraf filmi koyarak, cismin daha az yoğun kısımları daha yoğun kısımlarına nazaran daha çok x-ışınları geçmesine izin verdiğinden bir gölge fotoğraf veya radyograf elde edilebildi. Bu şekilde kırılan bir kemikteki kırık veya bir metal dökümündeki çatlığın yeri tespit edilebildi.

Bu özelliklerle radyografi kullanılan radyasyonun açık bir anlayışına sahip olunmadan başlamıştı, çünkü 1912'ye kadar x-ışınlarının gerçek doğası belirlenmiş değildi. O yıl, x-ışınlarının kristallerden difraksiyonu keşfedildi ve bu keşifle hem x-ışınlarının dalga tabiatında olduğu ispatlandı ve hem de maddenin ince yapısını tetkik için yeni bir metot oluşmasına neden oldu. Her ne kadar radyografinin kendisi çok önemli bir araç olup geniş bir kullanım alanı var ise de açıklayabildiği veya ayırabildiği iç özellikler sınırlıdır ve mertebesi 10^{-1} cm dir. Halbuki difraksiyon, büyüklüğü 10^{-8} cm mertebesinde olan iç yapının detaylarını dolaylı olarak ortaya çıkarır [3].

X-ışınları tüpleri elektronların temin edilmesi bakımından iki kısma ayrılırlar: elektroların kaynağı sıcak bir filaman olan filamanlı tüpler, ve elektronları tüpün içindeki az miktarda gazın iyonlanmasından elde edilen gazlı tüpler.

Filamanlı tüpler, Coolidge tarafından 1913 de keşfedilmiştir, ve en çok kullanılan tüplerdendir. Bunlar havası boşaltılmış ve bir ucundaki anodu diğer ucundaki katottan izole eden cam ampullerdir, katot bir tungsten filamanıdır ve anot, bir ucuna istenilen metal hedef yerleştirilmiş su ile soğutulan bakır bloktur (Şekil 3.2.). Filaman yaklaşık 3 amperlik filaman akımı ile ısıtılır ve elektronları yayınlar. Bu elektronlar tüp içinde mevcut yüksek potansiyel farkı ile hedefe çekilir. Filamanın etrafında filamanla aynı yüksek (negatif) voltajda tutulan bir küçük metal kutu vardır: bu kutu elektronları iter ve hedefin odak noktası denilen dar bir bölgesinde toplanmalarına yardım eder. X-ışınları odak noktasından bütün doğrultularda yayılırlar ve tüpün iki veya daha çok penceresinden dışarı çıkar. Bu pencerelerin hava sızdırmayacak şekilde sağlam fakat aynı zamanda x-ışınları için iyice saydam olması gerektiğinden, bu pencereler genellikle berilyum, alüminyum veya mikadan yapılıdır [3].



Şekil 3.2. X Işını Tüpü [9]

X ışını oluşumunda iki ayrı olaya rastlanır [9].

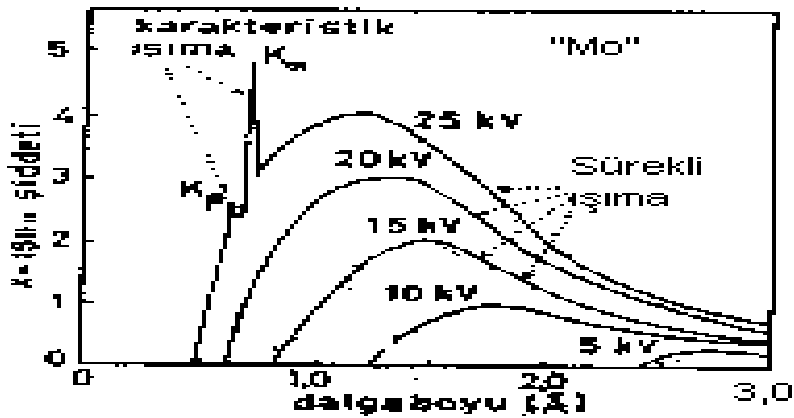
i) Bremsstrahlung (frenleme) Işını

Bu tip x-ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana

gelir.Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik dalga olarak yayılır. De Broglie dalga modeline göre elektron kendine karşılık gelen elektromanyetik dalga ile çekirdeğin çevresinden geçer ve aniden saçılarak farklı bir yönde ivmelenir. Bu olaylar sonucunda enerjisinin bir kısmını ya da tamamını kaybeder ve bu enerji elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremsstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan x-ışınları spektrumu süreklidir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) değişir [9].

ii) Karakteristik X-Işınları

Elektrotlar arasına uygulanan V potansiyeli hedef metal için kritik olan potansiyel değerini üzerine çıkarılırsa yeterince hızlandırılmış olan elektronlar hedef metalin atomlarındaki atom çekirdeği etrafında bulunan yörüngelerdeki elektronları uyararak bu elektronları buldukları yerden sökebilir. Oluşan boşluklar Bohr atom modeline göre daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulurlar. Bu esnada ortaya çıkan radyasyon sürekli spektrum çizgileri üzerinde keskin şiddet maksimumları ortaya çıkarır. Bunlara karakteristik X-ışınları denir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Molibdenin x-ışınları spektrumu [3]

Bir x-ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak bremsstrahlung x-ışınlarının oluşturduğu sürekli bir tayf , anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür [3].

X-Işınlarının özellikleri

- 1) Elektromanyetik dalgalarıdır.
- 2) Dalgaboyları 0.1- 100 Å⁰ arasındadır.
- 3) Işık hızı ile hareket ederler.
- 4) Yüksüz oldukları için manyetik ve elektrik alanlardan etkilenmezler.
- 5) Kırınım , girişim ve kutuplaşma yapma özelliği gösterirler.
- 6) Floresans ve fotoğrafik filmlere etki ederek değişikliğe neden olurlar.
- 7) Giriciliği 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.
- 8) Maddeyi iyonize ederek , biyolojik ve kimyasal hasarlar meydana getirebilirler. Rölatif biyolojik etkinlik değeri (RBE=1) birdir. Madde içinden geçerken enerjilerini fotoelektrik, compton ve çift oluşumu olayları şeklinde kaybederler.
- 9) X-Işınlarının şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak değişir.

Düşük enerjili x-ışınları (50-500KV) değişik gerilimli 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-Işınları ayrıca ; maddenin yapısının incelenmesinde (örneğin; kristal düzeni, karmaşık organik maddelerin molekül yapıları), teknik malzeme kontrolünde, kimya ve fizik araştırmalarında kullanılmaktadır.

3.4. Parçacık Radyasyonu

Parçacık radyasyonları sahip oldukları hız ve kütlelerinden dolayı bir kinetik enerjiye sahiptirler. Yüklü oldukları için de elektrik ve manyetik alanlardan etkilenirler.

3.4.1. Alfa parçacıkları

Alfa parçacıkları içinden geçtikleri gazları daima iyonlaştırır ve bu iyonlaştırma esnasında enerji ve hızlarını kaybederler. Sonunda termal hızlara ulaştıkları zaman , ki bu daha fazla iyonlaşmaya sebep olmadıkları andır, elektronlar yakalayarak nötr hale gelirler [4].

Alfa parçacıkları, doğal radyoaktif maddeler tarafından yayınlanan ışınımlar içinde delme gücü en zayıf olanıdır. Alfa parçacığı, çok kararlı ve sıkıca bağlı yapısı nedeniyle, ayrı ayrı bileşenlerinin toplam kütesine kıyasla daha küçük bir kütleyle sahiptir. Eğer mümkün olduğu kadar hafif parçalanma ürünlerine ve dolayısıyla mümkün olan en büyük kinetik enerjiye sahip olmayı istersek, α parçacığını tercih ederiz. Bir çok ağır çekirdek, özellikle doğal radyoaktif seri üyeleri α yayınlamaya bozunurlar. Alfa yayınlaması bir Coulomb itmesi olayıdır [5].

3.4.2. Nötronlar

Nötronlar nükleonların yüksüz üyesidirler. Çok küçük enerjili nötronlar bile Coulomb engelinden etkilenmeden, çekirdeğe girerek çekirdek reaksiyonlarının başlatabilirler. Belli bir enerjiye sahip nötron demetinin seçilip yönlendirilmesi ve odaklanması zordur. Madde içinden geçen nötronların atomdaki elektronlarla etkileşmesini ihmal edersek nötronlar dedektörlerde birincil iyonlaşma olayları yapmazlar [15].

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili nötronlar doğrusal hızlandırıcılarda döteron-trityum üreteçlerinden elde edilirler. Döteron-trityum üreticilerinde trityumun hedef olarak kullanılması hariç bombardımanı yapan parçacıklar döteron veya proton hedef materyal ise berilyumdur [9].

Nötron aynı kütlede olduğu hidrojen çekirdeği ile çarpışmasında enerji transferi çok etkili olur. Fakat daha ağır çekirdekler ile etkileştiğinde çok küçük enerji kayıpları oluşur. Bu nedenle nötronları soğurmak için en etkili yol parafin balmumu ve polietilen gibi hidrojenli materyallerdir [9].

3.4.3. Protonlar

Terapide kullanılan proton enerjileri 150-250 MeV aralığındadır. Proton demetleri cyclotron veya doğrusal hızlandırıcılarda elde edilir. Yüksek enerjili protonların diğer ağır parçacıklardan en büyük avantajı derinlikle bıraktığı dozdur. Doku içine bırakılan doz belli bir derinliğe kadar yaklaşık sabit kalır fakat o derinlikten sonra birden bir pik oluşturur ve enerjisini o noktada dokuya bırakarak keskin bir şekilde sifıra düşer [9].

3.4.4. Betalar

Beta parçacıkları parlak flüoresan meydana getirir. Bu flüoresanın rengi flüoresant olarak kullanılan maddenin doğasına bağlıdır ve iyice tetkik edilirse ayrı pırıltılardan meydana geldiği görülür. Alfa parçacıklarından daha az yoğunlaşmaya sebep olurlar, ancak onlardan yaklaşık olarak yüz kere daha giricidirler. Beta parçacıklarının ince bir kağıt durduramaz ama ince bir alüminyum levha büyük bir kısmını durdurur. Çünkü bu parçacıklar alfa parçacıklarına kıyasla çok hafiftirler ve hava molekülleriyle çarpıştıklarında yönlerini değiştirebilirler. Beta parçacıklarının hızları, c ışık hızı olmak üzere $0,99 c$ 'ye kadar ulaşabilir ($c=3 \times 10^{10}$ cm/s). Verilen bir radyoaktif element değişik enerjilerde beta parçacıkları üretir. Netice olarak beta parçacıkları alfa-parçacıklarının tersine ne homojen hızlara ne de homojen enerjilere sahiptirler. Beta parçacıklarının elektrik ve magnetik alandaki sapmaları alfa parçacıklarınıninkinden çok büyüktür. Yükün kütleyle oranı (e/m) ve yük ölçümleri beta parçacıklarının hızlı-hareket eden elektronlar olduklarını gösterir [4].

3.4.5. Elektronlar

Yüksek enerjili elektronlar 1950'li yıllarda Van de Graaff jeneratörleri ile 1970 ve sonraki yıllarda ise doğrusal hızlandırıcı cihazlarda üretilmişlerdir. Klinikte en sık kullanılan elektron enerjileri 6-20 MeV arasındadır . Enerjilerini su ve canlı doku gibi düşük atom numarasına sahip maddelerle iyonizasyon, kurşun gibi yüksek atom numarasında bremsstrahlung şeklinde kaybederler. Enerjisi suda her cm'de 2MeV azalır. giricilik yetenekleri fotonlara göre çok az, buna karşılık iyonizasyon yetenekleri

fotonlardan daha fazla olup, benzer biyolojik etkileri vardır(RBE=1). Elektron saçılması atom ağırlığının karesi ile doğru orantılı, elektron enerjisi ile ters orantılıdır. Derin dokuların korunmasına karşılık cilt koruması minimumdur. Cilt dozu elektron enerjisi arttıkça artmaktadır. Elektronların bir ortamdaki derinlik doz dağılımı yoğunluğa bağlıdır. Küçük yoğunluklu ortamdaki geçen elektronların giricilikleri daha çöktür. Küçük hava kavimleri veya kemik dokuların bulunduğu bölgelerde bu yapıların kenarlarında elektron saçılmaları 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 ışınlanmasında, baş-boyun tümörlerinde medulla korumasında, tüm vücut ışınlanmalarında kullanılır [9].

3.4.6. Ağır yüklü iyonlar

Yüklü parçacıkların çekirdek tarafından uğrattıkları Coulomb saçılması nükleer fizikte önemli bir olaydır. Fakat yüklü parçacığın dedektör materyali içerisinde uğradığı bu olayda enerji kaybı çok küçüktür. Dedektör materyalinin çekirdekleri, atom hacimlerinin sadece yaklaşık yüzde 10^{-15} ini işgal ettikleri için parçacığın çekirdeklerden çok elektronlarla çarpışması olasılığı 10^{15} kez daha fazladır. Bu nedenle yüklü parçacığın enerjisini kaybetmesi için baskın olan mekanizma, dedektörün atom elektronlarıyla yaptığı Coulomb saçılmasıdır [5].

3.5. Radyasyon Kaynakları

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay kaynaklar olabilirler. Doğal radyasyon kaynakları dünyaya ulaşan kozmik ışınlar, dünya kabuğu, havada ve suda tabii olarak bulunan radyoaktif izotoplarla birlikte vücudun tabii bileşiminden olan radyoizotoplardır. Örn; ^{40}K , ^{87}Rb , ^{14}C gibi.

Yapay radyasyon kaynakları ise elektron, nötron, proton, gibi parçacıkların hızlandırılmaları sonucu elde edilen radyasyonlar ve yapay radyoizotoplardır. Örneğin Co-60, Cs-137, Sr-90, Ir-192 gibi.

3.6. Radyasyonun Etki Mekanizmaları

3.6.1. Elektron madde etkileşimi

Farklı parçacıklar maddeyle farklı biçimlerde etkileşirler. Protonlar , döteronlar ve alfa parçacıkları gibi yüklü ağır parçacıklar madde içinden geçerken enerji kaybederler. Bunun en basit yolu atomların elektronlarıyla yaptıkları elektriksel etkileşmelerdir. Elektronlar ya uyarılmış durumlara çıkarılırlar ya da atomdan tamamen koparılırlar. Gelen parçacığın kütlesi elektronunkinden çok büyük olduğundan etkileşmelerden dolayı yolundan hemen hemen hiç sapmaz ve hızı gittikçe azalarak durur veya yolu üzerindeki bir çekirdekle çekirdek tepkimesi yapar.

Elektronun kütlesinin küçük olması , madde içinden geçerken gerçekleşen bazı olayların ağır parçacıklar için önemsiz olmasına rağmen, elektronlar için önemli olmasını sağlar. Örneğin; ağır bir parçacık elektron ile etkileşmesinde enerjisinin küçük bir kesrini kaybederken elektronda bunun tam tersidir. Başlangıç enerjileri aynı olan elektronların gittikleri yolların uzunlukları farklı olabilir. Aynı zamanda elektronlar ağır parçacıklara oranla çok daha kolay yollarından saparlar.

Elektronlar bir ortamda hareket ederken Coulomb kuvvetine bağlı olarak farklı yöntemlerle etkileşirler. Elektron ve çekirdek ile olan Coulomb etkileşmelerinde, çekirdek tesir kesiti ile elektronların tesir kesitleri birbirinden farklıdır. Elektronlarla etkileşme olasılığı çok daha büyük olduğundan parçacıklar elektronlarla etkileşerek enerji kaybederler.

- i) Atom elektronlarıyla inelastik çarpışma(iyonlaşma ve uyarılma)
- ii) Çekirdek ile inelastik çarpışma (bremsstrahlung)
- iii)Atom elektronlarıyla veya çekirdekle elastik çarpışma

İnelastik çarpışmada kinetik enerji kaybı olur. Bu kayıp enerji; iyonlaşma için veya foton enerjisi, uyarılma enerjisi gibi farklı bir formda kendini gösterir. Elastik çarpışmada kinetik enerji kaybı olmaz ama çarpışma sonrası paylaşımı olabilir.

Elektromanyetik kurama göre; ivmeli hareket yapan bir elektrik yükü ışıma yapar. Aniden durdurulan hızlı bir elektron gibi. Bu şartlarla oluşan ışınım bremsstrahlung ışınıdır. Bu yolla olan enerji yitimi elektronlar için önemlidir çünkü yolları üzerindeki çekirdeklerin yakınından geçerken daha fazla ivmelenirler. Bir elektronun enerjisi ve rastladığı çekirdeğin atom sayısı ne kadar büyükse bu kaynaktan enerji kaybı o kadar hızlı olur.

Bir ortamda hareket eden elektron demeti çevredeki atomlar tarafından yakalanana kadar enerjisinde azalma görülür. Atom numarası düşük olan ortamlarda (su, doku) atomun elektronlarıyla etkileşimde iyonlaşma sebebiyle enerji kaybı daha baskın; atom numarası yüksek olan ortamlarda (kurşun gibi) bremsstrahlung yoluyla enerji kaybı baskındır.

Enerji kaybı oranı ($\text{Mev}/\text{g}/\text{cm}^2$), atom numarası Z düşük olan materyallerde, yüksek atom numaralılara oranla daha yüksektir. Bunun sebepleri yüksek Z 'li materyallerde gram başına düşen elektron sayısı düşük Z 'lilere oranla daha azdır ve yüksek Z 'li materyallerde sıkıca bağlı elektron sayısı fazladır. Bu oran ; parçacık kütlelerinden bağımsızdır, parçacık yükünün karesi ile orantılıdır, parçacık hızına bağlıdır, malzemenin yoğunluğuna bağlıdır. Örneğin X-ışını tüpünü göz önüne alırsak elektronlar hedefe ulaştığında şu olaylar olabilir.

i) Dış kabukta elektronu olan bir atomla etkileşerek onun elektronunu bir üst enerjiye geçirebilir yani uyarabilir. Birkaç eV'luk bir enerjiyse geri dönerken enerjisi ısı olarak kendini gösterir.

ii) Atomun dış kabuğundaki elektronu tamamen kopararak iyonlaşma oluşturabilir. Uyarılma veya iyonizasyon sonucu oluşan elektronlar ikincil elektronlar olur ve enerji az olduğundan yine ısı olarak kendini gösterir.

iii) İçerdeki elektronların koparılması için daha yüksek enerjiler gereklidir. Bu enerji bağlanma enerjisine eşit veya daha yüksek olmalıdır. Bir elektron boşluk doldurmak

için daha içerdeki bir enerji seviyesine geçerken ışınım yapar. Bu karakteristik X-ışını fotonudur.

iv) Elektronlar çekirdeğin yakınından geçerken elektron pozitif yüklü çekirdek ile etkileşip elektromanyetik radyasyon yayar ve elektron kayıp enerjisi X-ışını fotonu şeklinde salar. Çekirdeğin çok yakınından elektron geçerse hızdaki azalma çok büyük olur hatta elektron durgun hale geçebilir. Bu durumlarda farklı enerjilerde salınımlardan oluşan sürekli spektrum meydana gelir.

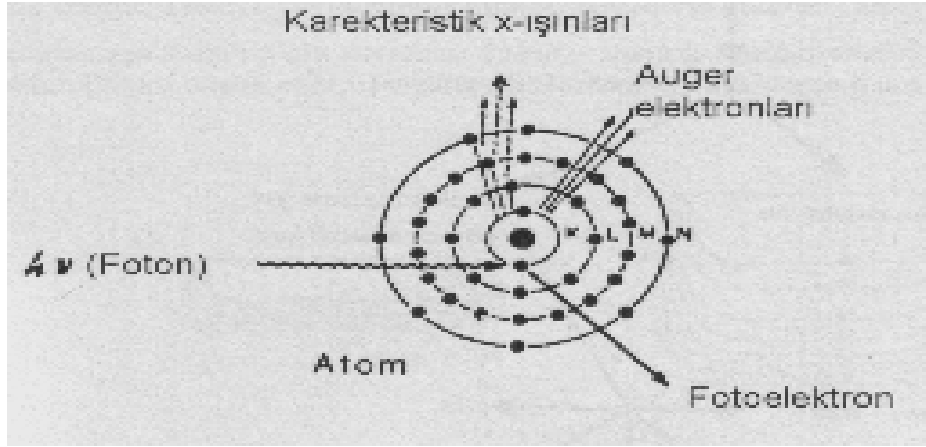
3.6.2. Foton-madde etkileşimi

Fotonların madde ile etkileşmesinin farklı mekanizmaları vardır. Bu etkileşmeler fotoelektrik olay, Compton olayı, çift oluşumu, kohorent saçılma ve fotodisintegrasyon şeklindedir.

Fotoelektrik olay

Düşük enerjili fotonların içinden geçtikleri ortamın atomları tarafından soğurulmasında en sık görülen etkileşim fotoelektrik olaydır. 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.

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 enerjili elektronların oluşması ihtimali vardır, bu elektronlara Auger elektronları denir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Fotoelektrik Olay

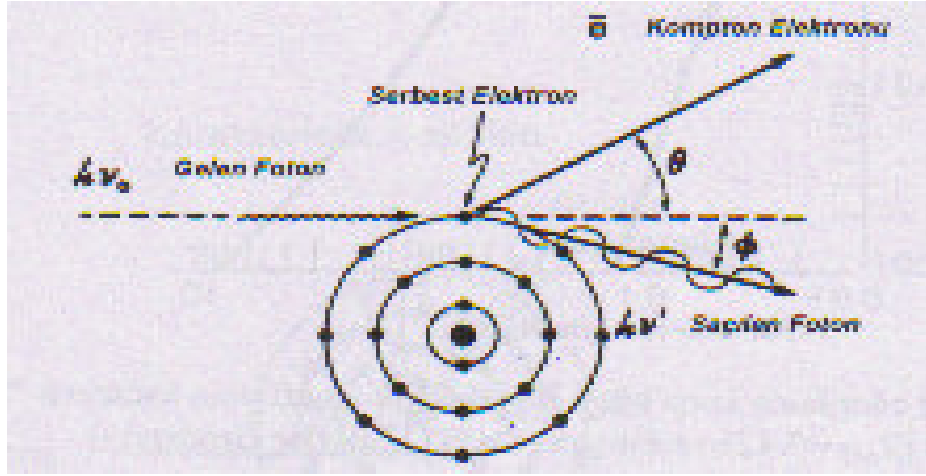
Çeşitli metaller için fotoelektrik soğurma katsayısı (π) düşük enerjili fotonlarda materyalin atom numarasına , madde yoğunluğuna bağlıdır.

$$\pi \propto Z^3 \quad (3.1)$$

Bu bağıntı diagnostik radyolojideki birçok uygulamanın temel formudur. Kemik, kas ,yağ gibi farklı atom numaralı çeşitli materyallerin x-ışını soğurması farklıdır.

Compton olayı

Compton olayı, serbest elektron ve foton arasındaki etkileşimdir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük olmalıdır. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük veya eşit ise fotoelektrik olayın oluşma olasılığı daha çoktur. Bu nedenle fotonun enerjisi K yörüngesi bağlanma enerjisinden çok fazla arttığında fotoelektrik olay hızla azalırken compton olayı daha çok önem kazanır. Etkileşimde gelen fotonun enerjisinin bir bölümü elektrona kinetik enerji olarak verilir. Elektron θ açısı ile yayınlanırken , foton azalan enerjisiyle yön değiştirerek ϕ açısıyla saçılır (Şekil 3.5).

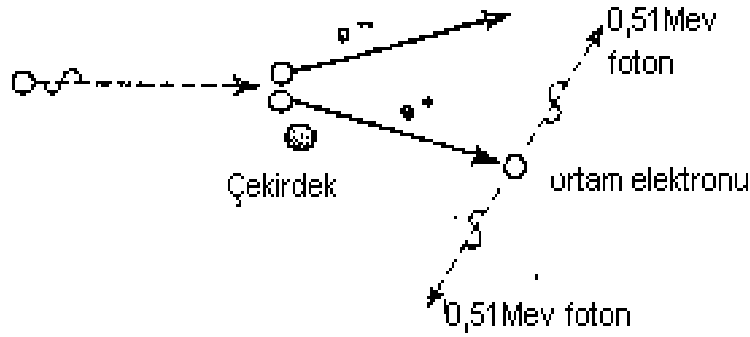


Şekil 3.5. Compton Olayı

Compton olayı soğurucu materyalin özellikle serbest elektronlarıyla olduğundan Z atom numarasından bağımsız ve kütle soğurma katsayısı gram başına elektron sayısına bağlıdır. Örneğin; Co-60 gama ışını için compton olayı etkileşiminde g/cm^2 başına azalma kemik ve yumuşak doku için yaklaşık olarak aynıdır.

Cift oluşumu

Fotonun enerjisi 1.02 MeV 'den büyük ise foton, madde ile çift oluşum olayı şeklinde etkileşir. Bu olayda foton, atomun çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile kuvvetlice etkileşir ve tüm enerjisini vererek negatif ve pozitif elektronlardan oluşan bir çift meydana getirir. Elektronun serbest kütle enerjisi 0.511 MeV 'dur (Şekil 3.6). 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. Enerjinin ideal olarak dağılıma olasılığı, her iki parçacığın enerjisi eşit paylaşmasıdır; fakat bazı durumlarda enerjinin tamamını parçacıklardan biri alırken diğeri hiç enerji almayabilir.



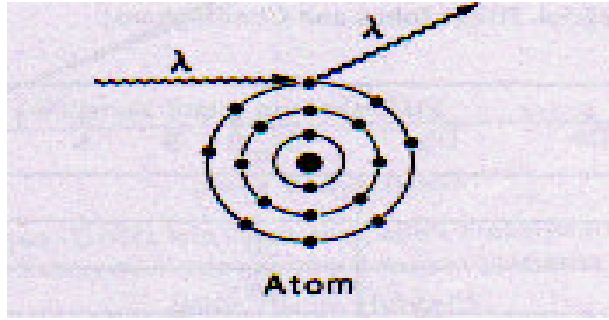
Şekil 3.6. Çift Oluşum

Çift oluşumu ile ortaya çıkan elektron bundan önceki olaylardaki gibi diğer atomlarda iyonlaşma olayına yol açar. Pozitron da maddenin içinden geçerken elektronun yaptığı iyonizasyon, uyarılma ve bremsstrahlung gibi aynı tip etkileşimler yaparak enerjisini kaybeder. Azalan enerjisiyle yavaşça hareket eden pozitron çevresindeki serbest elektronların biri ile karşılaşırsa 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.

Çift oluşumu olayı, fotonun çekirdeğin elektromanyetik alanı ile etkileşimi sonucudur. Bu olayın olma olasılığı Z atom numarası ile hızla artar.

Koherent saçılma

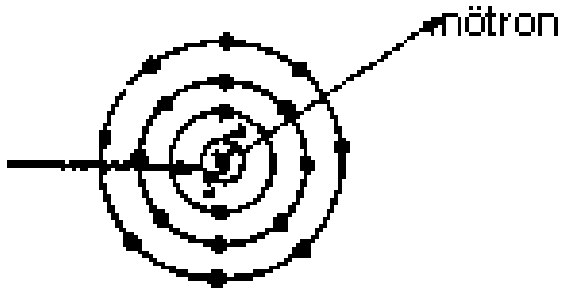
Klasik saçılma veya Rayleigh saçılması olarak da bilinir. Bu etkileşim, elektronun yakınından geçen ve onu titreştiren elektromanyetik dalgadan ibarettir. Titreşen elektron, gelen elektromanyetik dalga ile aynı frekansta enerji yayar. Böylece enerji değişmez ve ortamda enerji soğurulmaz. Sadece foton küçük açı ile saçılır(Şekil 3.7). Koherent saçılma düşük enerjili fotonlar ve yüksek atom numaralı maddeler arasında meydana gelir.



Şekil 3.7. Koherent saçılma

Fotodisintegrasyon

Bu etkileşme foton ve atom çekirdeği arasında olur. Bu reaksiyon çok yüksek foton enerjilerinde oluşur. Nükleer reaksiyona bir veya birçok nükleonun yayınlanmasına yol açabilir. Çoğu durumda çekirdekten nötronların yayınlanmasına neden olur.

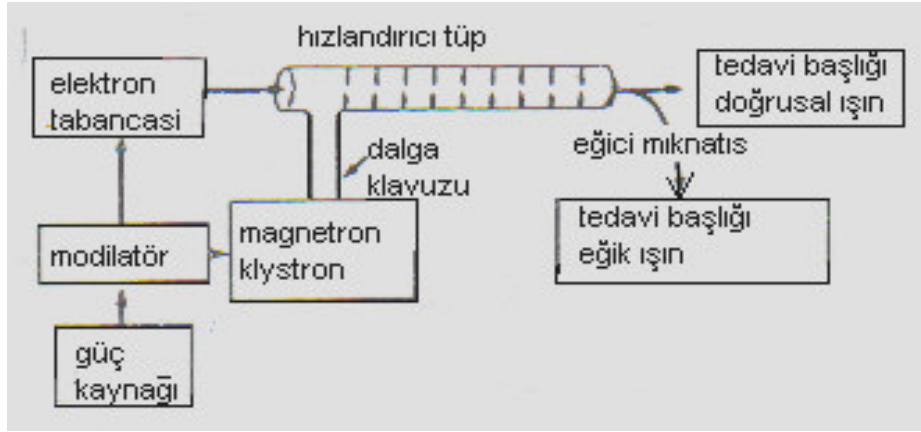


Şekil 3.8. Fotodisintegrasyon

4.RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOĞRUSAL HIZLANDIRICILAR

Elektron doğrusal hızlandırıcıları 1950'li yılların başından beri kullanılmaktadır. Radyoterapide bu enerjilerin kullanım şekilleri belli limitler içinde olur. Doğrusal hızlandırıcılar üretilirken klinik kullanım alanları göz önünde bulundurulur. Radyoterapide kullanışlı enerji aralığı 4-40 MeV aralığındadır [6].

Elektron doğrusal hızlandırıcıları yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere kadar hızlandıran cihazlardır. Bu yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Bu cihazın çalışma prensibi basit olarak şu şekilde özetlenebilir: Bir dc güç kaynağı tarafından güçlenen ve ismine modülatör denilen birimin oluşturduğu yüksek gerilim atmaları bir kontrol sistem aracılığı ile elektromanyetik dalgayı oluşturan ve ismine magnetron veya klystron denilen dalga üreticisi ile elektron tabancasına aynı zamanda olarak uygulanır. Hızlandırıcı yapı iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan bir bakır tüpten meydana gelir (Şekil 4.1). Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Hızlandırıcı yapıya gelen elektronların ilk enerjileri yaklaşık 50 keV'dir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşme olur. Bu etkileşme sonucunda elektronlar sinüsoidal hareket yapıp enerji kazanırlar. Hızlandırılarak yüksek enerjiye erişen bu yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi hedefe çarptırılması sonucu elde edilen x-ışınları ile de derin tümör tedavilerinde kullanılırlar.



Şekil 4.1. Hızlandırıcı cihazı çalışma diagramı [9]

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı yapının penceresinden çıkarken çapı yaklaşık 3mm olan ışın demeti şeklindedir. Düşük enerjili elektronlar da (6MeV'den düşük) hızlandırıcı tüp boyunca düz olarak ilerlemeye bırakılıp, hedefe çarparak x ışını oluştururlar. Hedefe çarpmaları için saptırıcıda uygun açılarla gönderilirler. Oluşan x-ışınları yine tedavi kafasındaki pencereden çıkarlar.

İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapide kullanılanlar elektromanyetik spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga kılavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda dalga kılavuzunun sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için soğurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte varılması ile duran dalga oluşturulur. Duran dalga modelinde, mikrodalga gücü yapıya eklenir ve yandan eklem kovukları ışın geçirir. Kovuklar deliklere göre daha çok tercih edilir. Böyle bir model ilerleyen dalga modeline göre daha verimli olmasına rağmen güç kaynağından gelen yansımaları engellemek daha pahalıdır. Ayrıca yapı ile güç kaynağı arasında izolasyon sistemi gerektirir. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur: Elektron tabancası, mikrodalga üretici ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga kılavuzu, mikrodalga üreticisi,

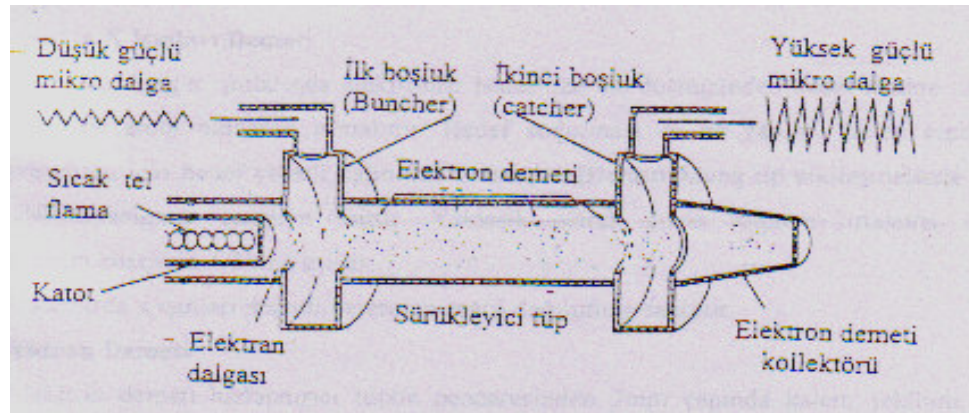
modülatör ve x-ışınlarını üretebilmek için hedef materyal. Ayrıca pek çok hızlandırıcı eşmerkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine sahiptir [9].

4.1.DOĞRUSAL HIZLANDIRICI CİHAZININ ELEMANLARI

Doğrusal hızlandırıcılar klystron yükseltici veya magnetron üretici olarak kullanılırlar. Mikrodalgalar radyodalgaları gibidirler fakat çok daha yüksek kullanım frekansına sahiptirler. Doğrusal hızlandırıcı uygulamaları için genelde 3 GHz frekansı kullanılır. Mikrodalgaların dalgaboyları ise birkaç santimetre civarındadır [7].

Magnetron

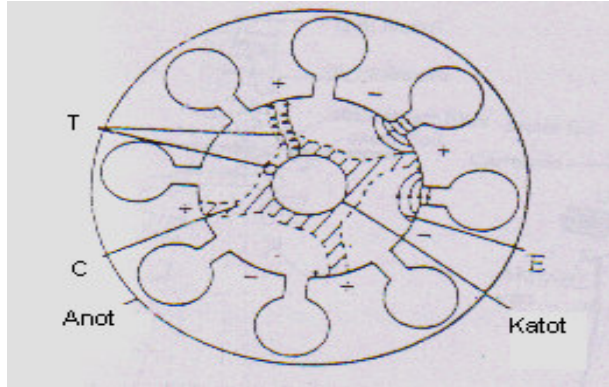
Mikrodalga üreten cihazdır. Birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyali üretir. Saniyede birkaç yüz sinyali tekrar edebilme hızına sahiptir. Frekansı 3000MHz civarındadır. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır, merkezinde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki filamanın ısıtılması ile elektronlar oluşur. Anot ve katot arasındaki elektrik alan durgun manyetik alan oluşturur. Elektrik alan ile anottan hızlandırılan elektronlar katottan dışarı verilir. Manyetik alan mikrodalgaları ve elektronları aynı anda etkisi altına alır. Elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral doğrultuda hareket ederler ve radyasyon oluştururlar. Mikrodalgalar ise hızlandırıcı dalga kanalından geçerek oluşturulurlar. Genellikle magnetronlar düşük enerjili doğrusal hızlandırıcılarda 2mW çıkış gücüyle çalışırlar [9].



Şekil 4.2. Magnetron diagramı [9]

Klystron

Klystron mikrodalga üretici değil, amplifikatördür. Klystronda gücü düşük mikrodalga osilasyonuna ihtiyaç duyar. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle toplayıcı boşluğa girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür yanına geçerler. Bu geçişte elektronların hızları elektrik alan etkisiyle değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. İkinci tutucu boşlukta yüksek güçlü mikrodalgalar oluşur. Yüksek güçlü mikrodalgaların içerisinde enerjinin korunumundan dolayı elektronun kinetik enerjisi giderek artar [9].



Şekil 4.3. Klystron diagramı [9]

Dalga Klavuzu (waveguide)

Doğrusal hızlandırıcı kılavuzları elektriksel iletkenliği yüksek olan bakırdan yapılmaktadırlar. Bu daha az güç kaybına neden olur. 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.

Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca ilave edilen hareketli elektronlar elektrik alan boyunca

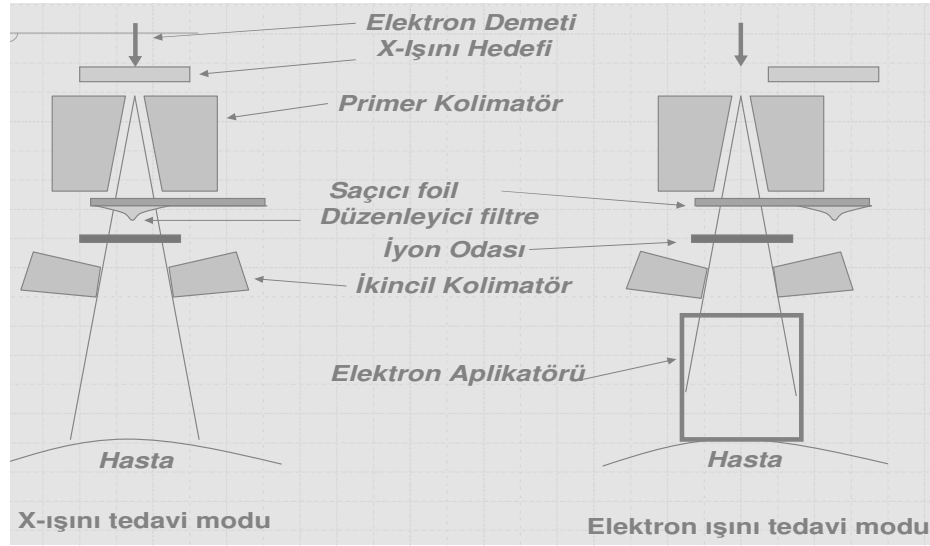
odacıktan odacığa dalganın tepesine binmiş olarak ilerledikçe hızlanır. Silindir çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir.

Doğrusal hızlandırıcıda x-ışınları elde etmek için elektronlar tungsten gibi yüksek atom numaralı malzemeler üzerine düşürülmelidir. Hedef soğutma sistemi su ile yapılır. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Doğrusal hızlandırıcılarda x-ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir.

Doğrusal hızlandırıcı elektron modunda çalışırken saçıcı foile (yaprağa) gelen demetler yayılırlar ve aynı enerjili elektronlar tedavi alanında elde edilir (Şekil 4.4). Saçıcı foil ince bir metaldir ve genellikle kurşundur. Saçıcı foil'in kalınlığı önem taşır. Çünkü saçıcı foile gelen elektronların bir kısmı bremsstrahlung etkisi ile x-ışını oluşturabilirler. Bu nedenle saçıcı foil çok ince olmalıdır.

Tedavi kafası, kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu metaryel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. Tedavi kafası x-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve lokalize ışık sistemini kapsar. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarasına sahip tungstendir. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri x ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Bu nedenle hedef maddenin erime sıcaklığı yüksek olmalı ve cihazın soğutma sistemine sahip olması gerekir. Işın çapını tayin etmek amacıyla hedef, altındaki sabit kolimatör ile kolime edilir. Cihazın elektron modunda bu kolimatörler dışarı yönde çekilir ve düzgün bir elektron akısı oluşturmak için demet, saçıcı foile çarpar. Demeti homojen hale getiren düzleştirici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından oluşur. Düzeltilmiş x-ışınları yada elektron demeti doz monitör odalarına gelir. Monitör sistemi birkaç yada tek iyon odasından veya metal kaplı çok yönlü levhalardan oluşur. Bu iyon odaları genellikle iletme tipli, düz paralel levhalı odalardır. Bazı doğrusal hızlandırıcılarda ise silindirik iyon odaları kullanılır. Bunlar monitör doz oranını, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır. İyon odalarının dizaynı uçlarına 300V-1000V arasında voltaj uygulanacak şekilde yapılır. Işın iyon odasını geçtikten sonra hareketli x-ışını kolimatörüne gelir. Hareketli

kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan söz konusu hedefe 100 cm'de 40x40'a kadar dik açılı olarak açılarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun yayılma alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için ışın ayarlayıcıları (aplikatörler) kullanılır [9].



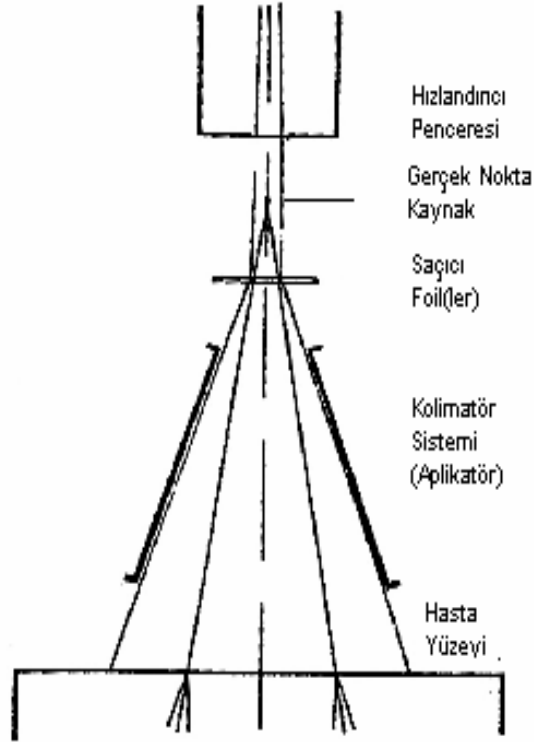
Şekil 4.4. X-ışını (A) ve elektron (B) modunda tedavi kafası [9]

Doğrusal hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili, daha keskin alan kenarlı ve daha büyük alan boyutlu ışınlar elde etmek mümkündür. Doğrusal hızlandırıcılarda güvenlik sistemleri ve uyarı ışıkları kullanıcının kolay anlayabilmesi ve fark edebilmesini öngörecektir şekilde yapılırlar. Teslim alınan her hızlandırıcı için mekanik kontrollerinin yanı sıra bu güvenlik sistemlerinin de kontrol edilmesi gerekmektedir [8].

4.2. Elektron Demetlerinin Oluşumu

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili elektronlar lineer hızlandırıcılardan elde edilirler. Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen termal elektronlar hızlandırıcı kılavuz içerisine gönderilirler. Vakumlu hızlandırıcının penceresinden bir kalem ucu demeti

şeklinde çıkan elektronlar manyetik alanla saptırılıp,foillerden saçılarak monitör odaları ve hava içerisine girdikten sonra bir kaynak noktadan çıkıp uzaklaşan bir demet şeklinde yayılırlar (Şekil 4.5) [9].

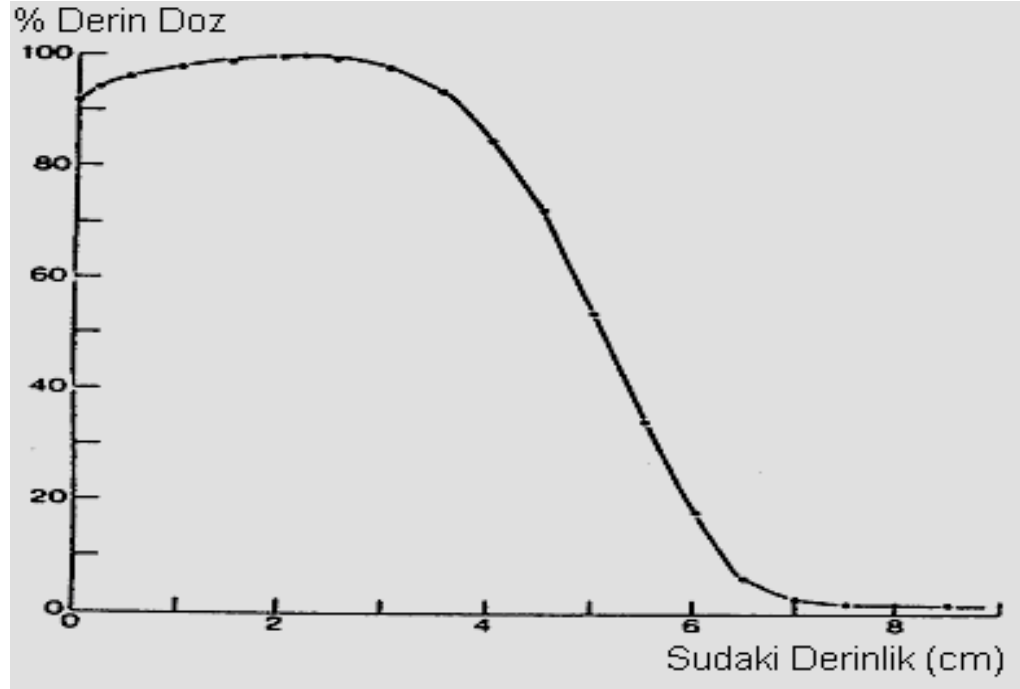


Şekil 4.5. Elektron Demetinin Oluşumu

4.3. 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 faydalıdırlar. 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 bu da istemediğimiz

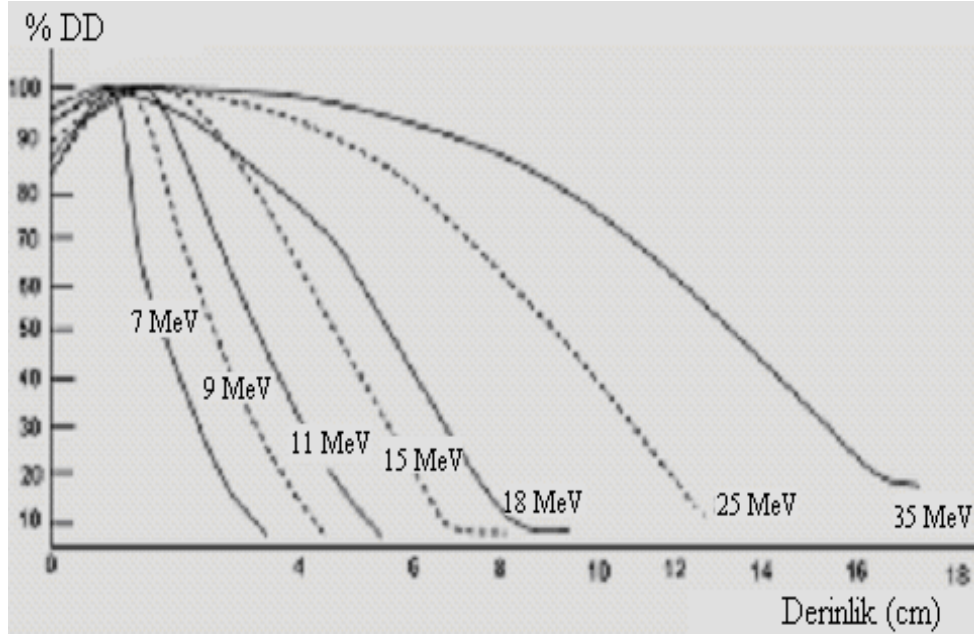
derinliklerde oluşacak fazla dozları engellemiş olur (Şekil 4.6). Su ve yumuşak dokuda elektronların %80 ile %90 izodoz seviyeleri sırasıyla E/3 ve E/4 cm derinliktedir. Örneğin 12 MeV lik elektron demeti 3 ile 4 cm derinliğindeki tümörlerin tedavisi için uygundur [9].



Şekil 4.6. Elektron Yüzde Derin Doz Grafiği [9]

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 4.7. Farklı elektron enerjileri için yüzde derin doz eğrileri

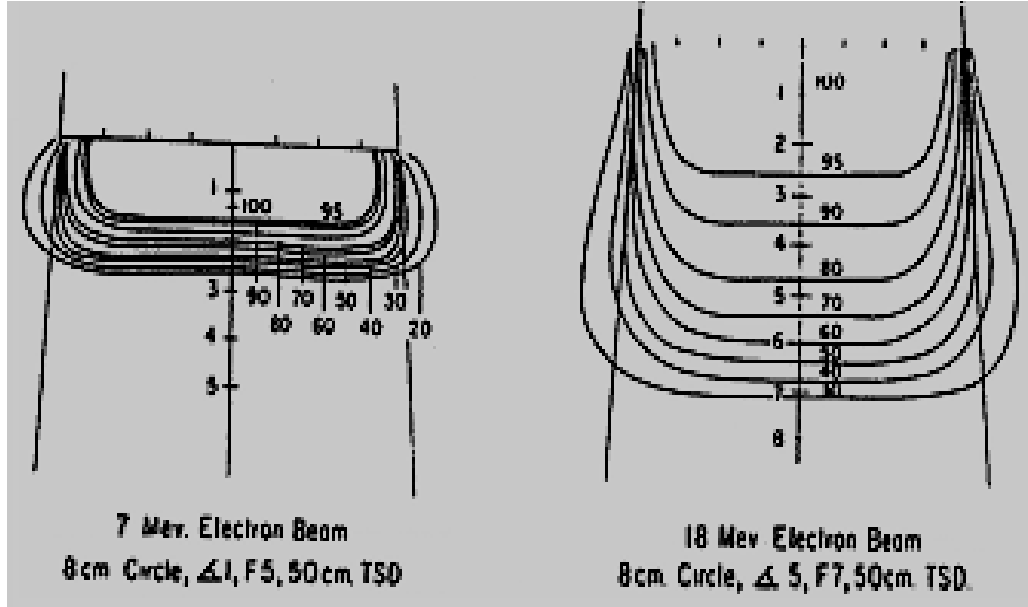
Şekil 4.7'de farklı enerji demetleri için merkezi eksen derin doz eğrilerinin karşılaştırılması görülmüyor. Şekilden de görüldüğü gibi enerji arttıkça yüzey dozu artmaktadır.

Demet oluşumundaki demet saptırma ve kolimasyon sistemlerinin farklılıklarından dolayı derin doz dağılımı ve yüzey dozu her cihaz için özellikle farklı markalardaki cihazlar için farklıdır [9].

4.4. İzodoz Eğrileri

Merkezi eksen doz eğrileri elektron tedavisi kararında çok önemli yere sahiptirler. Alan kenarlarından kaynaklanan saçılmalar merkezi eksen doz dağılımına önemli ölçüde etki eder. Farklı cihazlar için izodoz eğrilerinin şekilleri arasında farklılıklar vardır. Bu farklılıklar hızlandırıcılarda kullanılan kolimasyon sistemlerinin farklılığından kaynaklanmaktadır. Tedavi cihazından çıkan elektron demeti bir ortama girerken yüzeydeki saçılmalarından dolayı hızlı bir şekilde aşağıya doğru

genişler. Ayrıca her izodoz eğrisi enerji, alan açıklığı ve kolimasyona bağlı olarak değişiklik gösterir.

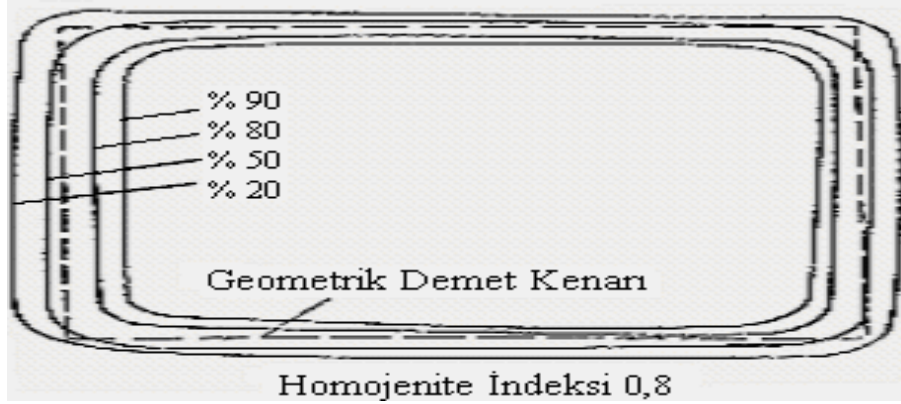


Şekil 4.8. Farklı elektron enerjilerinin izodoz eğrileri [9]

Şekil 4.8’de farklı elektron enerjilerinin izodoz eğrileri görülmektedir. Yüksek enerjili demetlerde 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 [9].

4.5. Demet Düzgünlüğü ve Simetrisi

Elektron demetinin homojenitesi genelde referans derinlik ve merkezi eksene dik düzlemde tanımlanmıştır. ICRU nun uniformity indeksine göre demet düzgünlüğü; referans bir derinlik ve referans bir düzlemde, ölçüm yüzeyindeki demet geometrisinin kesit alanının merkezi eksendeki dozun %90 ını aştığı alana oranı olarak tanımlanmıştır. Bununla birlikte referans yüzeydeki herhangi bir noktadaki doz merkezi eksen dozunun %3 ünü aşamaz [14].



Şekil 4.9. Merkezi eksene dik düzlemden izodoz eğrilerinin görünümü [9]

Şekil 4.9’de merkezi eksene dik konmuş film üzerindeki izodoz eğrileri görülmektedir.

Demet simetrisinde merkezi eksenin her iki tarafındaki doz eğrileri karşılaştırılır. AAPM e göre merkezi eksenin sağında ve solundaki simetrik noktalarda eğriler arasındaki fark %2’yi aşmamalıdır [11].

Demet simetri ve düzgünlüğünde tedavi cihaz parametreleri dışında ölçüm sistemlerinin de sonuçlara önemli etkisi olabilir. Bu nedenle ölçümler çok dikkatle hazırlanmış ve kalibre edilmiş sistemlerle yapılmalıdır.

4.6. Demet Kolimasyonu

Demet simetri ve düzgünlüğünün limitler dahilinde olması için demet kolimasyonunun çok iyi ayarlanmış olması gerekir. Bunun için saçıcı foiller ve düzleştirici filtreler kullanılır. Saçıcı foiller saçılmalarla demeti genişletmek ve homojen bir hale getirmek için kullanılırlar .

Merkezi eksen doz dağılımları aynı zamanda alan boyutuna da bağlıdır. Alan boyutu arttıkça gelen demetin kolimasyonu yapan sistemle etkileşimi artar ve bu da toplam

dozu artırır. Ayrıca alan boyutunun artmasıyla ışımlanacak dokunun alanı arttığından doku içindeki saçılmalar da artar ve bu da toplam dozu artırır.

Alan boyutunun artmasıyla derin doz artar ancak belli bir alan açıklığından sonra sabit kalır [9].

4.7. X-Işını Katkısı

Şekil 4.6'deki grafikte görülen kuyruk kısmı x-ışını katkısını göstermektedir. Bu katkıyı kolimasyondaki çene yapısı, saçıcı foiller, iyon odaları ve bremsstrahlung frenleme ışınları oluştururlar. Farklı hızlandırıcılar için kolimasyon sistemlerinin farklılığı ve kullanılan malzemenin yapısından dolayı bu katkılar da farklı olur.

Modern bir doğrusal hızlandırıcı da x-ışını katkısı;

- i) 6-12 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık %0.5 ile %1 arasında
- ii) 12-15 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık %1 ile %2 arasında
- iii) 15-20 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık %2 ile %5 arasında olarak bulunmuştur [9].

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Radyoterapinin kanser tedavi alanında kullanımının yaygınlaşmasından sonra ticari amaçla bir çok doğrusal hızlandırıcı üreticisinin farklı modellerde bir çok ürünü bu alanda kullanılmaya başlandı. Cilt ve cilde yakın tümörlerin tedavisinde doğrusal hızlandırıcılardan elde edilen elektronlar kullanılmaktadır. Farklı üreticilerin dizaynı ve kullanılan malzemelerindeki farklılıklar oluşan elektron enerjilerinin dozimetrik parametrelerinde farklılığa neden olmaktadır.

Tezimde, Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Siemens Primus Plus doğrusal hızlandırıcı cihazı, Konya Özel Radyasyon Onkolojisi Merkezinde bulunan Varian DMX doğrusal hızlandırıcı cihazı, Wellhöfer RFA300 üç boyutlu su fantomu ve Wellhöfer CC13-S iyon odası kullanılmıştır.

5.1. Gereçler

Siemens Primus Plus Doğrusal Hızlandırıcı Cihazı

Siemens Primus Doğrusal Hızlandırıcı Cihazı 6, 18 MV enerjili foton ile 6, 9, 12, 15, 18, ve 21 MeV enerjili elektronlar üretmektedir. Kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm de iken açılabilen radyasyon alan açıklığı foton tedavileri için $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ile $40 \times 40 \text{ cm}^2$ arasındadır. Elektron tedavi modunda ise standart 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 ve $25 \times 25 \text{ cm}^2$ lik aplikatörler kullanılmaktadır. Bu alan açıklığı dışındaki alanlara ihtiyaç duyulan tedaviler için ise kurşun korumalar potalarda eritilip kalıplarda ayarlanarak elde edilmektedir. Alan açıklıkları kare alan açılabilmenin yanında asimetrik alanlar olarak da açılabilirler [16].

Varian DMX Doğrusal Hızlandırıcı Cihazı

Varian Doğrusal Hızlandırıcı Cihazında 6 ve 15 MV enerjili fotonlar ile 6, 9, 12 ve 15 MeV enerjili elektronlar elde edilebilmektedir. Kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm de iken açılabilen radyasyon alan açıklığı foton tedavileri için $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ile 40×40

cm² arasındadır. Elektron tedavi modunda ise standart 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm²'lik aplikatörler kullanılmaktadır. Bu alan açıklığı dışındaki alanlara ihtiyaç duyulan tedaviler için ise yine kurşun korumalar, potalarda eritilip elde edilmektedir. Alan açıklıkları kare alan açılabilmenin yanında asimetrik alanlar olarak da açılabilirler.

Wellhöfer RFA300 Üç Boyutlu Su Fantomu

Wellhöfer RFA300 üç boyutlu su fantomu, doğrusal hızlandırıcılardan elde ettiğimiz demetlerin yüzde derin doz, profil, enerji, yüzey enerjisi, ortalama enerji gibi dozimetrik parametrelerini elde ettiğimiz ölçüm sistemidir. İnsan vücudunun büyük çoğunluğunun sudan oluşması, kolay bulunması ve yeniden kullanılabilirliği açısından ölçümler suda alınır. RFA300 su fantomu sistemi içerisinde, su geçirmez iyon odası ve bu iyon odasının su içerisinde istediğimiz hareketini sağlamak için kullanılan kontrol sistemi ve elektrometre bulunmaktadır. Su fantomu eni, boyu ve yüksekliği 495 mm, duvar kalınlığı ise 15 mm olan plexiglass (acrylic) dan yapılmıştır. Hareket hassasiyeti $\pm 0,5$ mm'dir. RFA300 farklı tarama hızlarında üç boyutta ölçüm alabilecek kabiliyettedir (Şekil 5.1.) [17].



Şekil 5.1. Wellhöfer RFA300 üç boyutlu su fantomu [17]

Wellhöfer CC13-S İyon Odası

Wellhöfer CC13-S iyon odasının hacmi $0,13 \text{ cm}^3$ 'tür. İyon odası duvar kalınlığı $0,154 \text{ g/cm}^2$ ve kavite uzunluğu 5,8 mm dir. CC13-S peek/C₅₅₂ malzemesinden yapılmıştır. Ayrıca su içerisinde de ölçüm alınabilmesi için su geçirmez özelliğe sahiptir (Şekil 5.2.) [18].



Şekil 5.2. CC13-S iyon odası [18]

5.2. Yöntem

Çalışmamda Özel Konya Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Varian marka DMX model doğrusal hızlandırıcı ile Kocaeli Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Siemens marka Primus Plus model doğrusal hızlandırıcılardan elde edilen elektronların; yüzde derin doz, doz profilleri, R_{max}, R₅₀, R_p, R₈₅, E_{p0} ve E₀ ölçümlerini üç boyutlu Wellhöfer marka RFA300 model su fantomu yardımıyla elde ettim. Bu ölçümler cihazlar kaynak cilt mesafesi 100 cm iken $15 \times 15 \text{ cm}^2$ lik radyasyon alan açıklığında 6,9,12 ve 15 MeV elektron enerjileri için alındı.

Ölçümler alınmadan önce cihazlara ait bütün mekanik ve dozimetrik kontroller servis mühendisleri eşliğinde uygun değerlere ayarlandı. Elde edilen veriler iki farklı marka doğrusal hızlandırıcı için karşılaştırıldı.

5.3. Yüzde Derin Doz (%DD)

Yüzde derin doz; belirlenen kaynak cilt mesafesinde radyasyon alanına dik merkezi eksen boyunca su veya su eşdeğeri bir ortamda ölçülen dozların elde edilen en yüksek doz değerine oranı olarak tanımlanır. Elde edilen ölçümler bu en yüksek doz değerine normalize edilir. En yüksek doz değerinin elde edildiği derinliğe maksimum doz derinliği (Dmax) denir.

Yüzde derin dozlar her cihaz, enerji, kaynak cilt mesafesi ve radyasyon alanı için derinliğe bağlı olarak tablo veya eğriler şeklinde bulunmaktadır. Enerji SSD ve radyasyon alanının açıklığının artmasıyla yüzde derin doz (%DD) artmaktadır. Yüzde derin doz değerleri maksimum doz noktasına kadar artış gösterirken bundan sonra azalır.

Yüzeyden maksimum doz derinliğine kadar olan mesafeye doz oluşma bölgesi (build up region) denir. Enerjinin artmasıyla maksimum dozun olduğu derinlik artacağından doz oluşma bölgesi de genişler.

Çizelge 5.1. 6 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerleri

Derinlik (mm)	%DD	
	varian	Siemens
-0.5	77,8	79,0
0	78,1	79,4
1	79,0	80,0
2	80,5	81,2
3	81,8	82,6
4	84,2	84,7
5	86,1	87,4
6	88,4	90,1
7	90,4	91,7
8	92,7	94,4
9	94,4	96,4
10	96,5	98,2
11	98,1	99,4
12	99,3	100,0
13	100,0	99,7
14	99,8	98,2
15	98,8	95,5
16	96,9	92,2
17	94,1	89,2
18	90,2	81,6
19	85,4	77,2
20	79,7	70,2
21	73,1	58,4
22	66,3	53,8
23	58,8	44,6
24	50,8	32,7
25	42,5	28,0
26	34,7	20,5
27	27,8	12,9
28	20,7	8,3
29	14,5	4,7
30	10,5	2,6
31	6,6	1,6
32	4,1	0,9
33	2,4	0,5
34	1,5	0,4
35	1,0	0,4
36	0,7	0,3
37	0,6	0,3
38	0,5	0,3
39	0,6	0,3
40	0,6	0,3
41	0,6	0,3
42	0,5	0,3
43	0,6	0,3
44	0,5	0,3
45	0,6	0,3
46	0,5	0,3
47	0,5	0,3
48	0,5	0,3
49	0,5	0,3
50	0,5	0,3

Çizelge 5.2. 9 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerleri

Derinlik(mm)	% DD		Derinlik(mm)	% DD	
	varian	siemens		varian	Siemens
-0.5	83,0	84,3	39	33,8	22,6
0	83,2	84,4	40	28,7	18,1
1	83,7	84,7	41	22,9	13,9
2	84,4	85,1	42	18,5	10,4
3	85,3	86,0	43	14,0	7,6
4	86,3	87,1	44	10,9	5,3
5	87,4	88,3	45	7,8	3,6
6	88,3	89,4	46	5,7	2,6
7	89,2	90,3	47	3,9	1,8
8	90,1	91,3	48	2,8	1,3
9	91,0	92,2	49	2,0	1,0
10	91,8	93,3	50	1,5	0,9
11	92,7	94,5	51	1,2	0,8
12	93,7	95,3	52	1,1	0,8
13	94,7	96,1	53	1,0	0,7
14	95,7	97,2	54	0,9	0,7
15	96,6	98,1	55	0,9	0,7
16	97,6	98,7	56	0,9	0,7
17	98,4	99,5	57	0,9	0,7
18	99,1	99,8	58	0,9	0,7
19	99,6	100,0	59	0,9	0,7
20	99,9	100,0	60	0,9	0,7
21	100,0	99,5	61	0,9	0,7
22	99,5	99,1	62	0,9	0,7
23	99,1	97,7	63	0,9	0,7
24	98,1	95,8	64	0,9	0,7
25	96,7	94,1	65	0,8	0,6
26	95,0	91,5	66	0,8	0,7
27	92,3	88,3	67	0,9	0,7
28	89,9	84,8	68	0,9	0,7
29	86,3	82,4	69	0,8	0,7
30	82,6	75,4	70	0,8	0,6
31	78,1	71,2	71	0,8	0,7
32	73,5	67,5	72	0,8	0,6
33	68,2	59,5	73	0,8	0,7
34	63,3	55,5	74	0,8	0,6
35	56,9	46,9	75	0,8	0,6
36	51,8	42,3	76	0,8	0,6
37	45,5	34,5	77	0,7	0,6
38	40,1	30,2	78	0,8	0,6

Çizelge 5.3. 12 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerleri

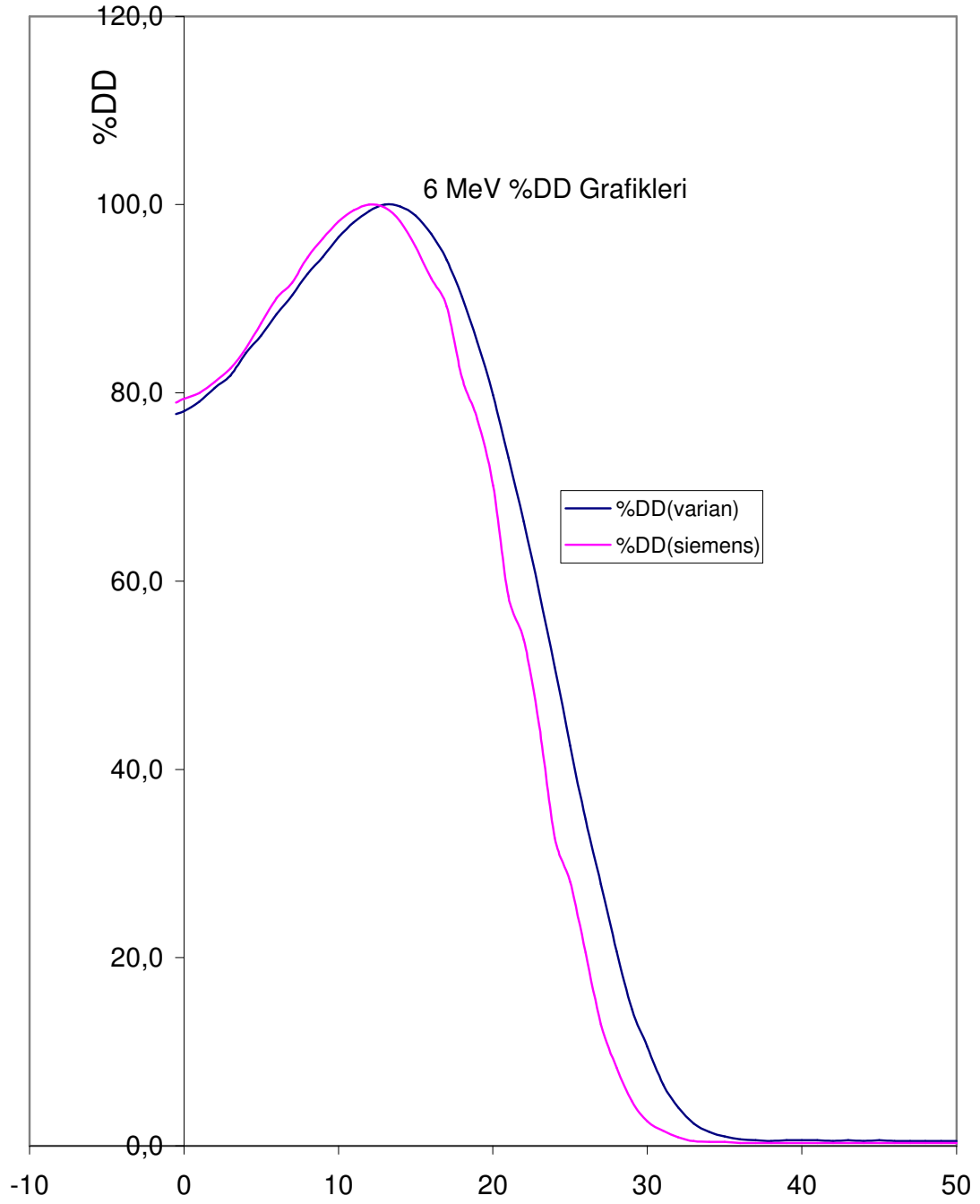
derinlik(mm)	%DD		derinlik(mm)	%DD	
	varian	siemens		varian	Siemens
-0,5	89,1	89,2	50	52,1	32,0
0	89,3	89,3	51	48,0	27,7
1	89,5	89,5	52	42,8	23,7
2	89,9	89,7	53	38,3	19,5
3	90,6	90,4	54	33,6	16,6
4	91,3	91,1	55	29,4	13,4
5	92,1	92,0	56	25,4	10,6
6	92,8	92,7	57	21,4	8,4
7	93,4	93,4	58	17,8	6,6
8	93,9	94,0	59	14,8	5,0
9	94,3	94,4	60	12,0	3,8
10	94,8	94,8	61	9,5	3,0
11	95,0	95,2	62	7,6	2,4
12	95,4	95,8	63	5,9	2,0
13	95,8	96,1	64	4,7	1,8
14	96,3	96,6	65	3,8	1,6
15	96,6	97,0	66	3,0	1,5
16	96,8	97,5	67	2,5	1,4
17	97,0	97,9	68	2,2	1,4
18	97,5	98,3	69	2,0	1,4
19	98,1	98,6	70	1,9	1,4
20	98,2	99,0	71	1,8	1,4
21	98,6	99,3	72	1,8	1,3
22	98,9	99,5	73	1,8	1,4
23	99,3	99,8	74	1,8	1,3
24	99,4	99,9	75	1,8	1,3
25	99,5	100,0	76	1,7	1,3
26	99,9	99,9	77	1,7	1,3
27	100,0	99,9	78	1,7	1,3
28	100,0	99,5	79	1,7	1,3
29	99,9	99,2	80	1,7	1,3
30	100,0	98,2	81	1,7	1,3
31	99,4	97,3	82	1,6	1,2
32	99,1	96,5	83	1,6	1,3
33	98,4	95,0	84	1,6	1,3
34	97,5	93,0	85	1,6	1,3
35	96,6	91,1	86	1,7	1,2
36	95,5	88,9	87	1,6	1,2
37	94,0	86,1	88	1,6	1,2
38	92,2	82,9	89	1,6	1,2
39	90,3	79,9	90	1,5	1,2
40	87,8	76,0	91	1,6	1,2
41	85,7	72,6	92	1,5	1,2
42	82,9	68,5	93	1,5	1,2
43	79,8	64,2	94	1,5	1,2
44	76,5	59,4	95	1,5	1,2
45	73,3	55,0	96	1,5	1,2
46	69,4	50,8	97	1,5	1,2
47	65,6	47,5	98	1,5	1,2
48	61,0	41,1	99	1,5	1,1
49	57,0	36,5	100	1,5	1,1

Çizelge 5.4. 15 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerleri

derinlik(mm)	%DD		derinlik(mm)	%DD	
	varian	siemens		varian	siemens
-0,5	93,5	94,0	60	61,4	47,4
0	93,6	94,0	61	57,9	44,0
1	93,7	94,2	62	54,4	40,3
2	94,2	94,5	63	50,8	36,2
3	94,7	94,8	64	47,3	33,0
4	95,4	95,6	65	43,6	29,4
5	96,1	96,4	66	39,9	26,1
6	96,9	97,2	67	36,3	23,1
7	97,1	97,5	68	32,6	20,4
8	97,3	98,0	69	29,3	17,6
9	97,7	98,4	70	25,9	15,2
10	98,1	98,7	71	23,0	13,1
11	98,4	98,9	72	19,9	11,2
12	98,5	99,2	73	17,4	9,4
13	98,6	99,2	74	14,9	8,2
14	98,9	99,3	75	12,8	7,0
15	98,9	99,6	76	10,8	5,9
16	99,1	99,7	77	9,2	5,3
17	99,2	99,7	78	7,6	4,7
18	99,5	99,8	79	6,5	4,2
19	99,4	99,8	80	5,4	3,9
20	99,5	99,7	81	4,9	3,7
21	99,5	100,0	82	4,1	3,5
22	99,7	100,0	83	3,7	3,3
23	99,9	99,9	84	3,4	3,3
24	99,8	99,9	85	3,2	3,2
25	99,9	99,9	86	3,0	3,2
26	100,0	99,9	87	2,9	3,1
27	100,0	99,9	88	2,8	3,1
28	100,0	99,9	89	2,8	3,1
29	99,9	100,0	90	2,8	3,1
30	99,9	99,6	91	2,7	3,1
31	100,0	99,6	92	2,7	3,1
32	99,7	99,4	93	2,7	3,1
33	99,7	99,1	94	2,7	3,1
34	99,5	98,6	95	2,7	3,0
35	99,5	98,2	96	2,7	3,0
36	99,2	97,8	97	2,6	3,0
37	99,1	97,3	98	2,6	3,0
38	98,7	96,6	99	2,6	3,0
39	98,4	95,9	100	2,6	3,0
40	98,0	95,0	101	2,5	2,9
41	97,5	94,0	102	2,6	2,9
42	96,8	93,0	103	2,5	2,9
43	96,0	91,6	104	2,5	2,9
44	95,2	90,2	105	2,5	2,9
45	94,3	89,0	106	2,5	2,8
46	93,1	87,3	107	2,5	2,8
47	92,0	85,5	108	2,5	2,8
48	90,8	83,6	109	2,5	2,8
49	89,0	81,5	110	2,4	2,8

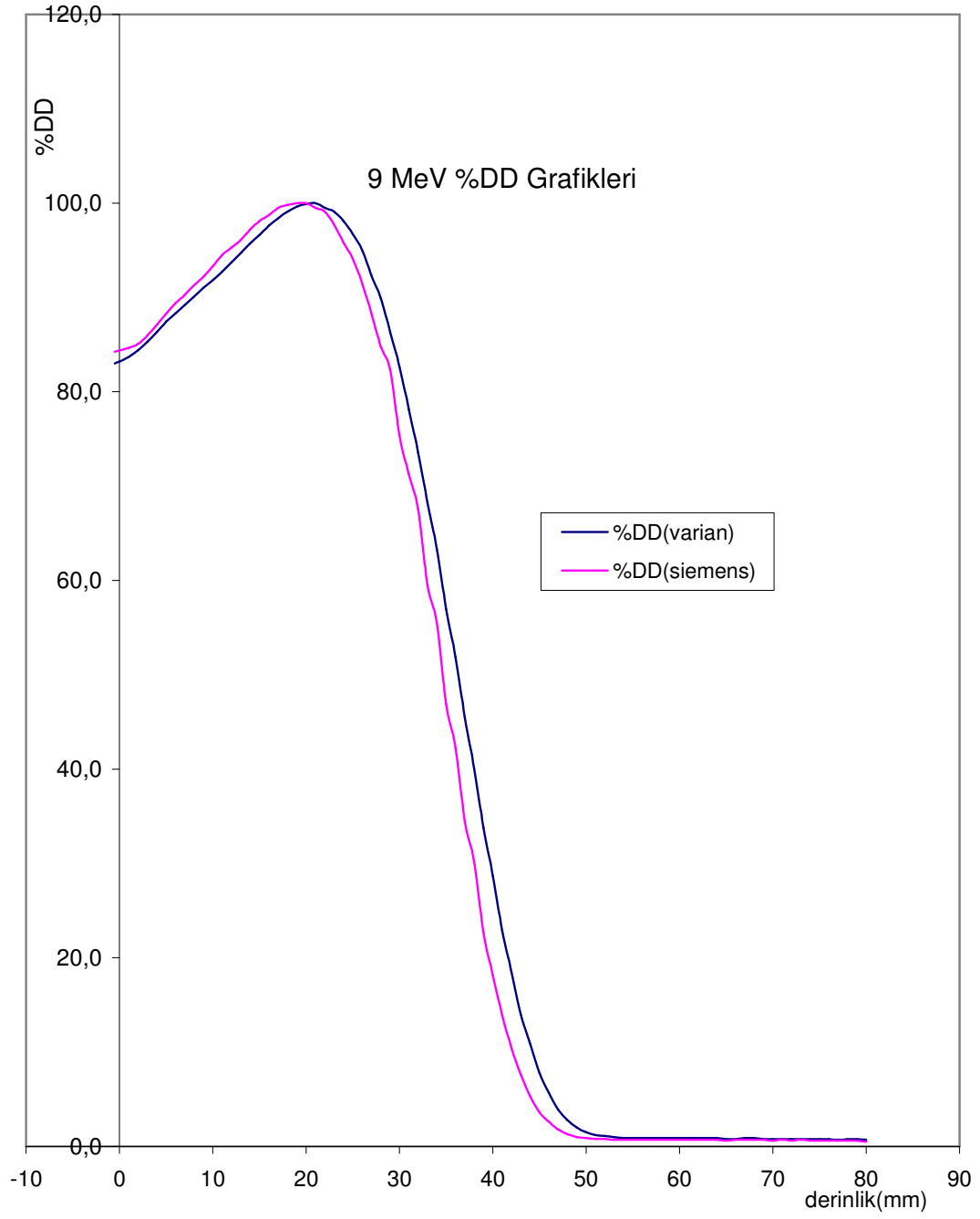
Çizelge 5.4.(Devam) 15 MeV için SSD=100 cm'de Varian ve Siemens %DD değerler

derinlik(mm)	%DD		derinlik(mm)	%DD	
	varian	siemens		varian	siemens
50	87,5	78,9	111	2,4	2,8
51	85,8	76,6	112	2,4	2,8
52	83,6	74,3	113	2,4	2,7
53	81,4	71,1	114	2,3	2,7
54	78,9	68,1	115	2,4	2,7
55	76,1	65,5	116	2,4	2,7
56	73,7	62,0	117	2,3	2,7
57	70,5	58,4	118	2,3	2,7
58	67,8	55,2	119	2,3	2,7
59	64,3	51,6	120	2,3	2,6

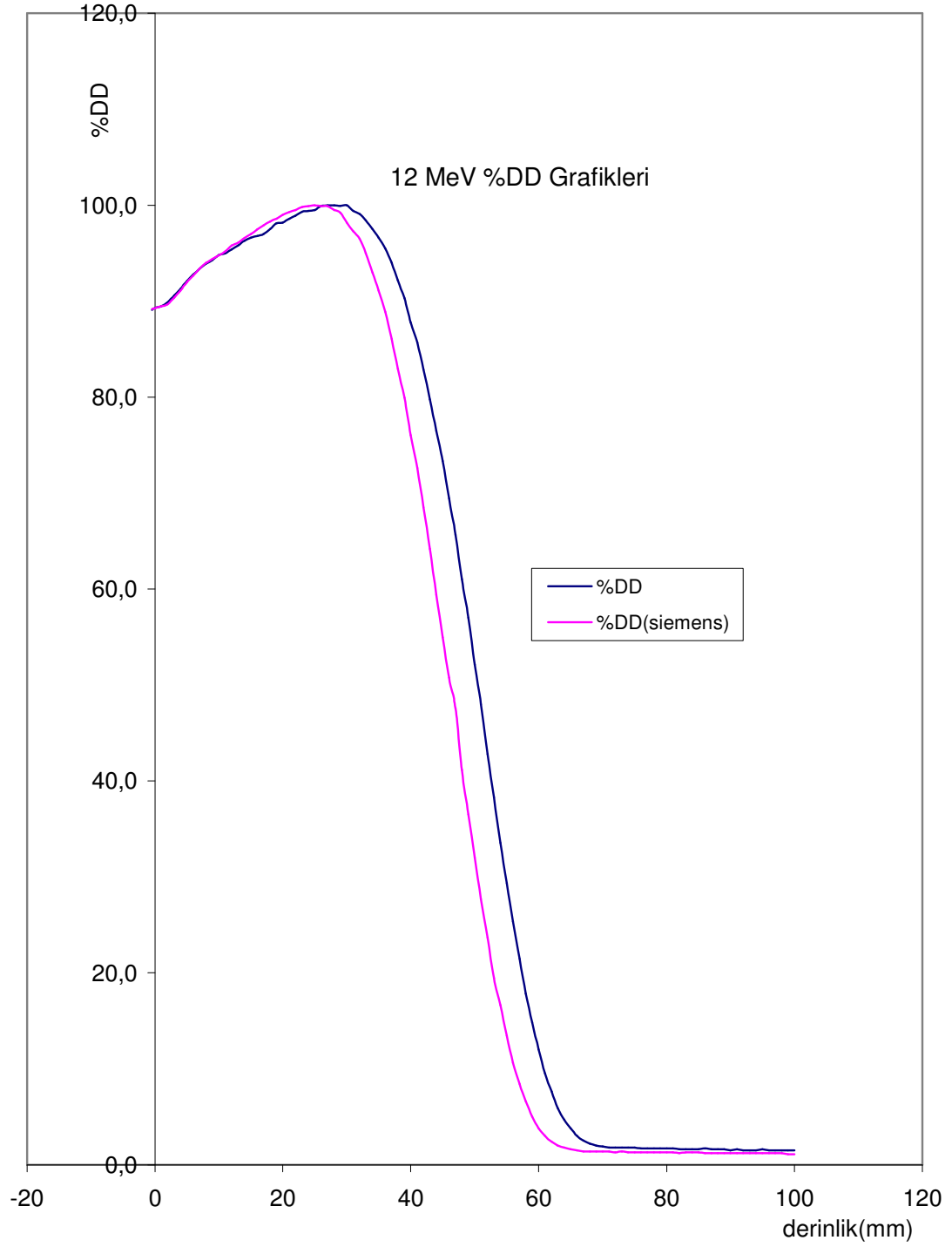


Şekil 5.3. 6 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması

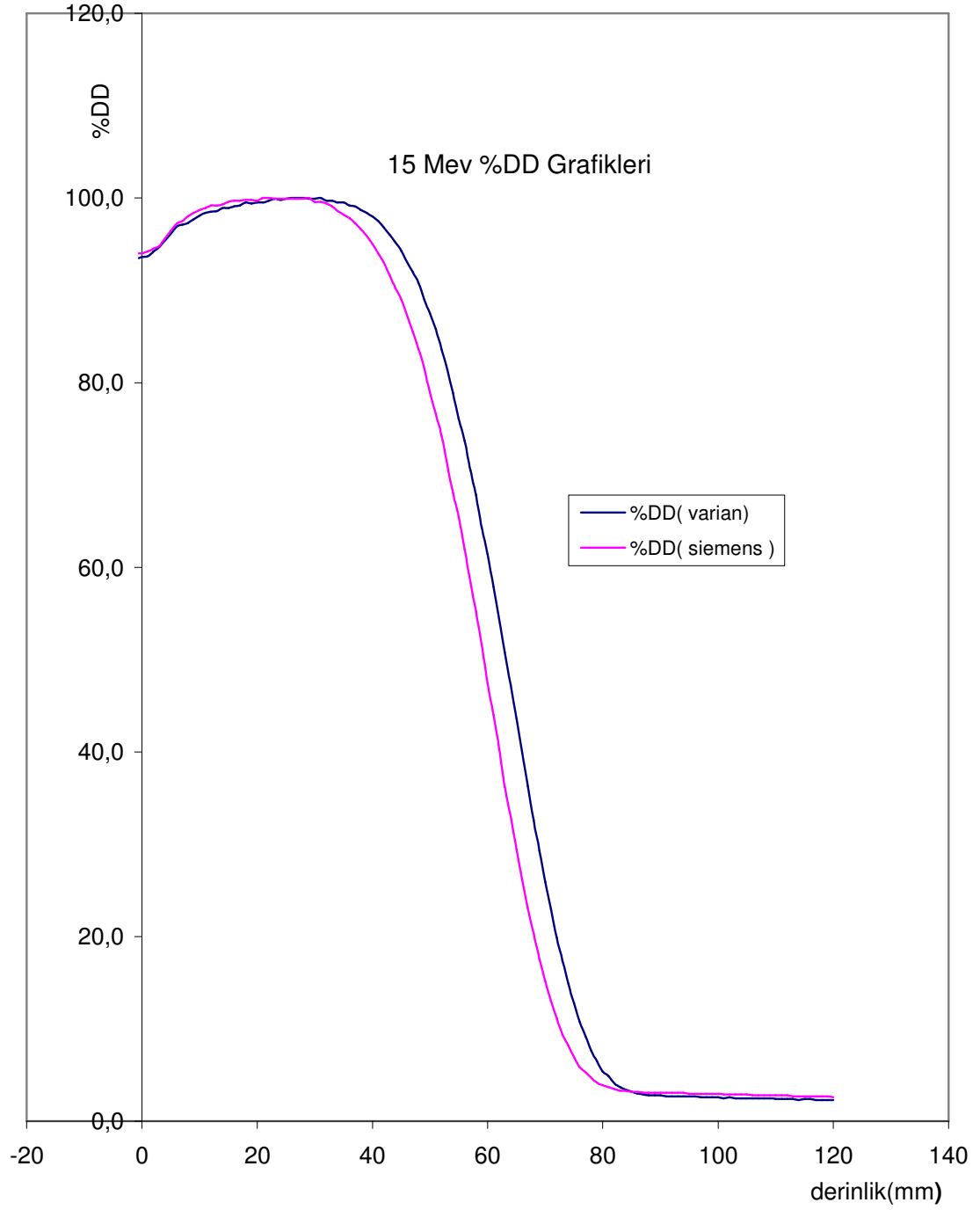
derinlik (mm)



Şekil 5.4. 9 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.5. 12 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.6. 15 MeV %DD değerlerinin karşılaştırılması

5.4. Doz Profilleri

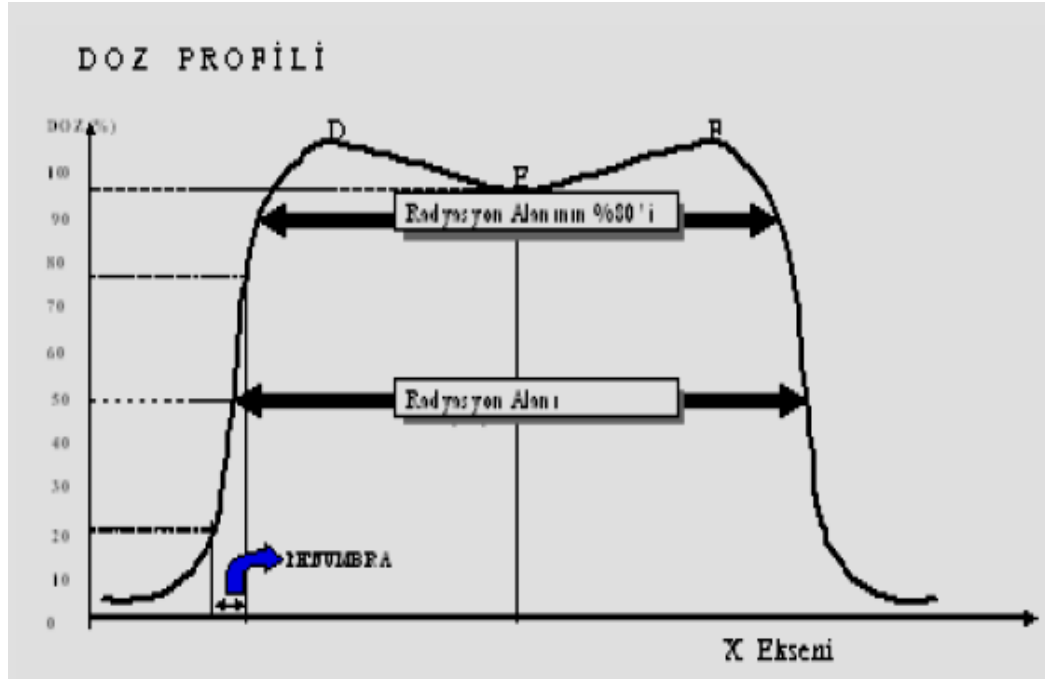
İzodoz eğrisi, eşit doz alan noktaların birleştirilmesinden elde edilir. Merkezi eksenden enine mesafe ve derinliğin bir fonksiyonu olarak dozun değişimini verir. Eğrinin derin doz değerleri, merkezi ekseninde maksimum doz noktasına normalize edildiğinde sabit SSD tedavisinde, merkezi eksen boyunca sabit mesafede normalize edildiğinde izosentrik tedavilerde kullanılır.

Herhangi bir derinlikteki doz, hüzmelin merkezi ekseninde en büyüktür ve ışın alanın kenarlarına doğru yavaş yavaş azalır. Bu kural yüzey yakınında boynuz şeklinde çok yüksek doz alan bölgeler için böyle değildir ve farklı doğrusal hızlandırıcılar için ve bunların farklı enerji değerleri için farklıdır.

Hüzme kenarları yakınında (penumbra bölgesinde) doz hızı hüzmeline ekseninden yanal uzaklığın bir fonksiyonu olarak hızla azalır. Hüzmelin geometrik sınırlarının hem içinde hem dışında var olan geometrik penumbra genişliği, kaynak boyutuna, kaynaktan olan uzaklığa ve kaynak diyafra (alan açıklığı için kullanılan bloklar) uzaklığına bağlıdır.

Hüzme kenarının yakınında hüzmelinin azalması sadece geometrik penumbra ile ilgili değildir. Kenarda saçılmanın azalmasıyla da ilgilidir. Bu yüzden geometrik penumbra kenarın yakınında hüzmeline keskinliğinin en iyi ölçütü değildir. Bunun yerine 'fiziksel penumbra' kullanılabilir. Fiziksel penumbra genişliği, belli bir derinlikte belirlenen iki izodoz eğrisi arasındaki lateral uzaklık olarak tanımlanır (d_{max} derinliğinde %20 ve %90 izodoz eğrileri arasındaki lateral uzaklık) (Şekil 5.7).

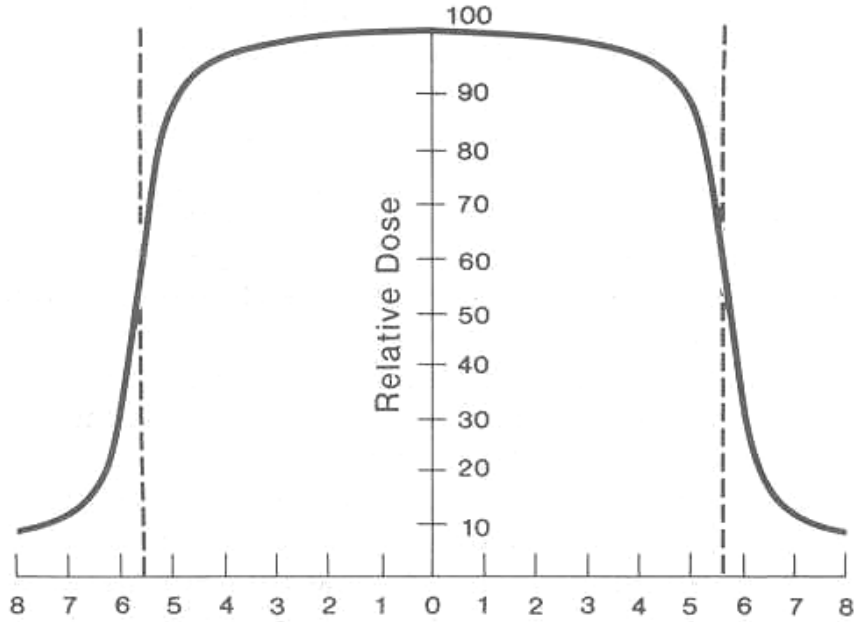
Penumbra ve hüzmelinin geometrik sınırlarının dışında, doz değişimi, kolimatör sisteminden hem saçılma hem de sızıntı ve alanın kenar saçılmasından ileri gelmektedir. Hüzmelinin böyle verilmesine 'hüzme profili' denir.



Şekil 5.7. Doz profilinin şematik gösterimi

Alan boyutu, referans derinlikte %50 izodoz çizgileri arasındaki lateral uzaklık olarak tanımlanır (Şekil 5.7). Alan boyutu tedavi planlamasındaki en önemli parametrelerden biridir.

Tümörün uygun dozimetrisi alan boyutunun doğru belirlenmesine yarar. Bu belirleme daima geometrikten ziyade dozimetrik olmalıdır. Diğer bir deyişle, tedavi hacmini kuşatan belirli izodoz (örn. %90) alanın geometrik boyutundan ziyade alan boyutunun seçimine rehber olmalıdır.



Şekil 5.8. Alan boyutunun şematik gösterimi

Kolimasyon terimi sadece verilen boyutta ışın veya yüzey için değil, düzleştirme filtreleri, hasta ve hedef arasında ışıktan saçılanlar veya diğer soğurucular için kullanılır. Bunlar arasında megavoltaj x-ışını için kullanılan düzleştirme filtreleri izodoz eğrilerinin şekillerini belirlemede en etkili olanıdır.

Bu filtreler olmaksızın izodoz eğrileri, enine hızlı bir azalma ve merkezi eksen boyunca X-ışını şiddetinde dikkati çeken bir artış gösteren konik şekilli olabilirler. Düzleştirme filtrelerinin fonksiyonu ışın şiddetini alan boyunca eş düzeyli yapmaktır. Bu nedenle filtre ortada en kalındır ve kenarlara doğru inceler.

Işın düzlüğü maksimum doz derinliğinde ayarlanan maksimum sınırlarla 10 cm derinlikte belirlenir. Işının doğru yerleştirilmesi ve filtrenin dikkatli dizayn edilmesiyle düzlüğü 10 cm derinlikte merkezi eksen doz değerinin %3'ünde meydana getirmek mümkündür. Bu düzlüğün derecesi alan kenarından 1 cm veya belli derinlikte alan boyutlarının en az %80'le sınırlı merkezi alan civarında yayılmalıdır.

Elektronların saçılması; izodoz eğrilerin şeklinin merkezi eksen dağılımı, alan düzgünlüğü (flattness) ve alan kenarlarındaki eğimlerin tayininde önemli bir rolü vardır. Farklı doğrusal hızlandırıcılar için izodoz eğrilerinin şekilleri arasında büyük farklılıklar mevcuttur. Bu farklılık, kullanılan cihazların kolimasyon sistemlerindeki farklılıktan kaynaklanmaktadır.

Hüzme bir ortama nüfuz ettiğinde saçılmaya bağlı olarak yüzey altında hızla genişler. Yine de, izodoz eğrilerinin şekli kendi başına izodoz düzeyine, enerjiye, alan boyutuna ve kolimasyona bağlı olarak değişir. Düşük enerjide izodozların her biri biraz genişleme gösterirken, yüksek enerjili elektronlarda ise sadece düşük değerdeki izodozlar bir şişkinlik göstermektedir. Daha yüksek değerdeki izodozlar ise lateral daralma göstermektedirler.

Flattness, alan genişliğinin % 80'ni üzerinde merkezi eksenle dozdaki maksimum fark olarak belirlenir.

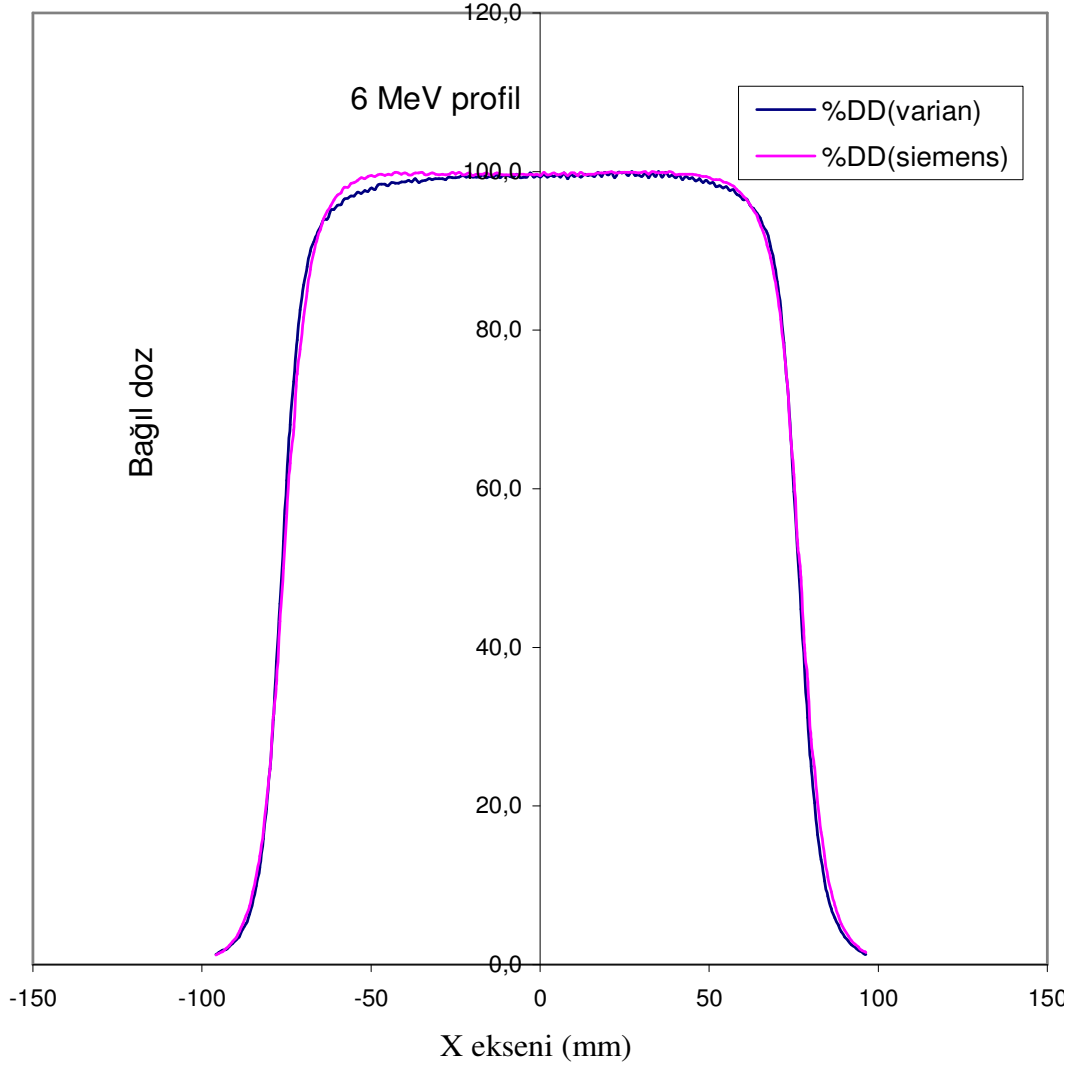
Simetri, merkezi eksenin sağ ve solundaki bölgede dozların homojenitesini gösterir. Alan içinde ve merkezi eksenden eşit uzaklıktaki noktalarda ölçülen doz seviyelerinin oranından hesaplanır. Elektron enerjilerinde ise elektron huzmesinin eş düzeyliliği (uniformitesi) genellikle huzme eksenine dik bir planda ve sabit bir derinlikte tanımlanır. Huzme düzgünlüğü 'Uniformity Index' terimi ile belirlenir.

Tüm enerji çeşitleri için, doz homojenliği, referans bir planda herhangi bir noktadaki dozun merkezi eksendeki doz değerinden %3'den fazla olmamalıdır. Ayrıca merkezi eksenin her iki tarafındaki doz değişimi (simetri) %2'den fazla olmamalıdır.

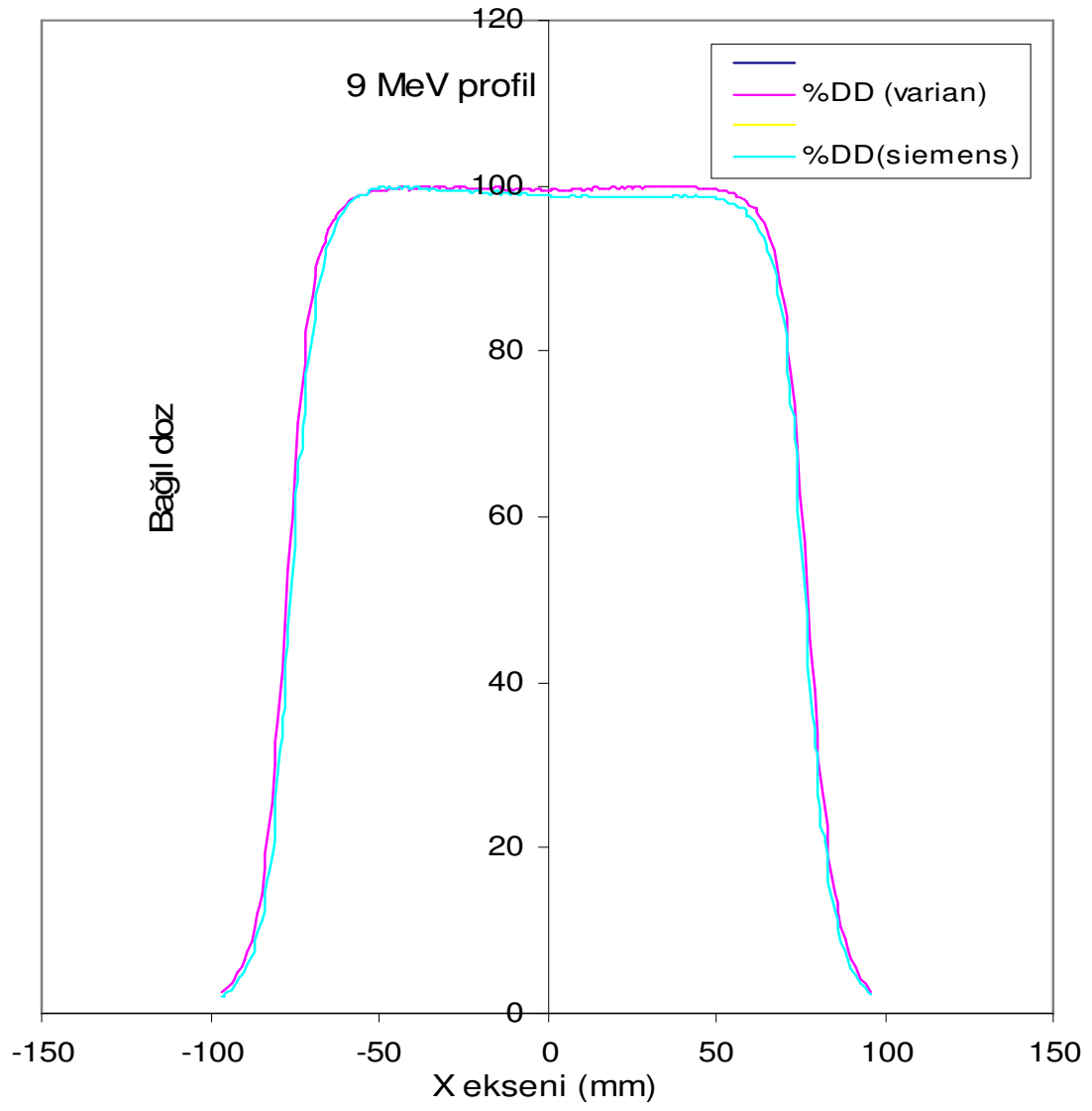
Kolimasyon sisteminin (saçıcı foil, monitörler, diyaframlar ve konuslar) ve hasta üzerinde bulunan hava sütunu hüzmenin açılma ayırılması kadar enerji yayılmasına neden olur.

Her elektron enerjisi için (6, 9, 12, 15 MeV) 15X15 cm² alanda, SSD 100 cm'de, maksimum doz derinliklerinde doz profili ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümde yine

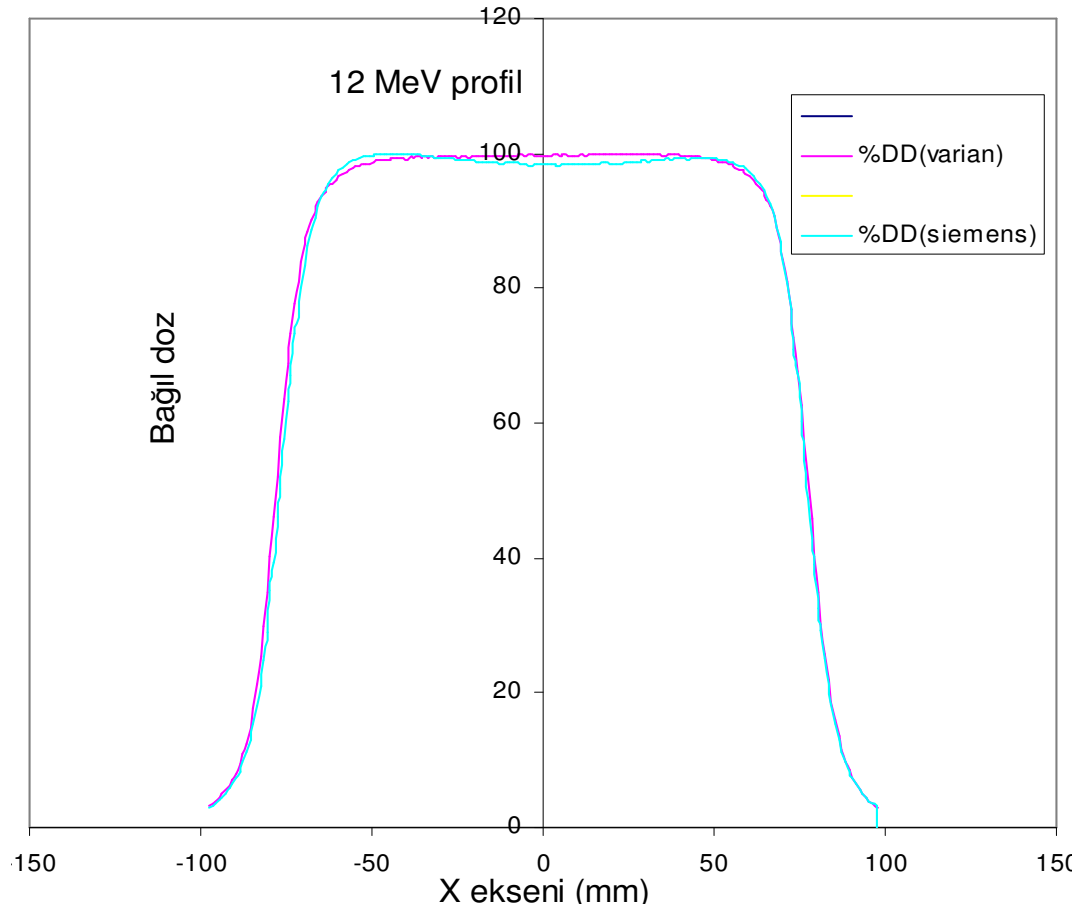
Wellhöfer su fantomu ve iyon odası kullanıldı. Farklı tedavi planlama sistemleri (TPS) hasta tedavisinde kullanılacak doz dağılımlarını göstermek için farklı derinliklerde ölçümlere ihtiyaç duyarlar. Burada en önemli derinlik olan elektronların maksimum doz derinliğinde ölçümler yapılmıştır.



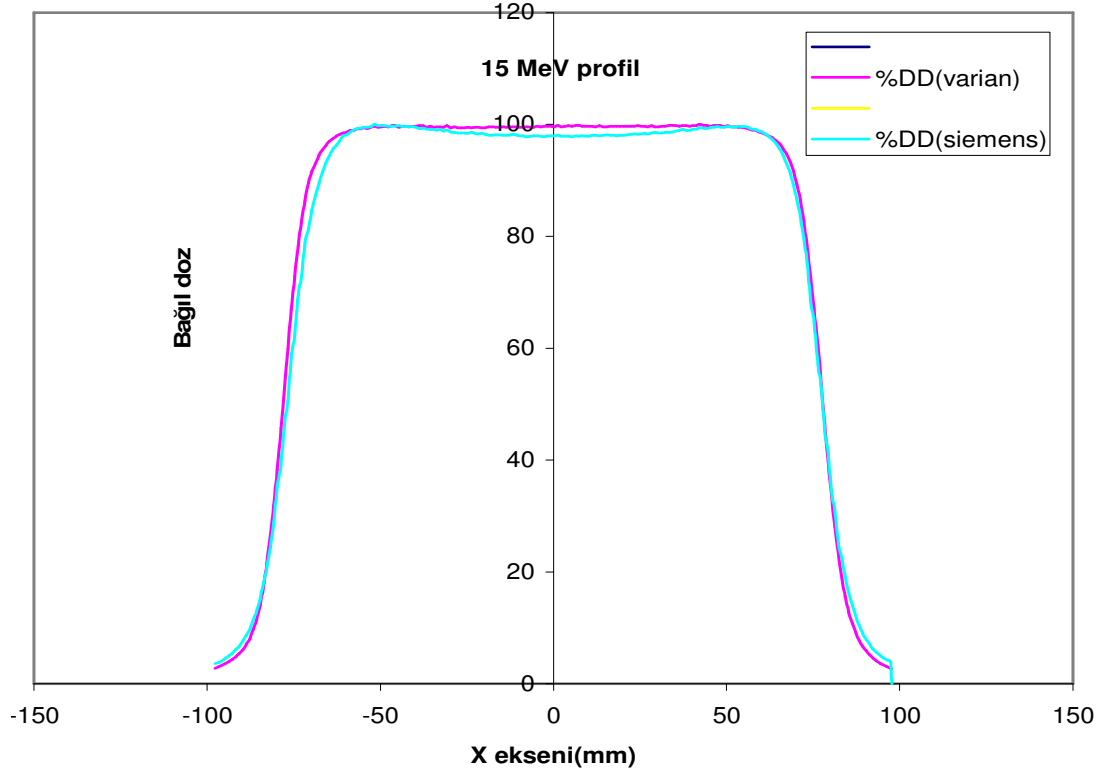
Şekil 5.9. 6 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması



Şekil 5.10. 9 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması



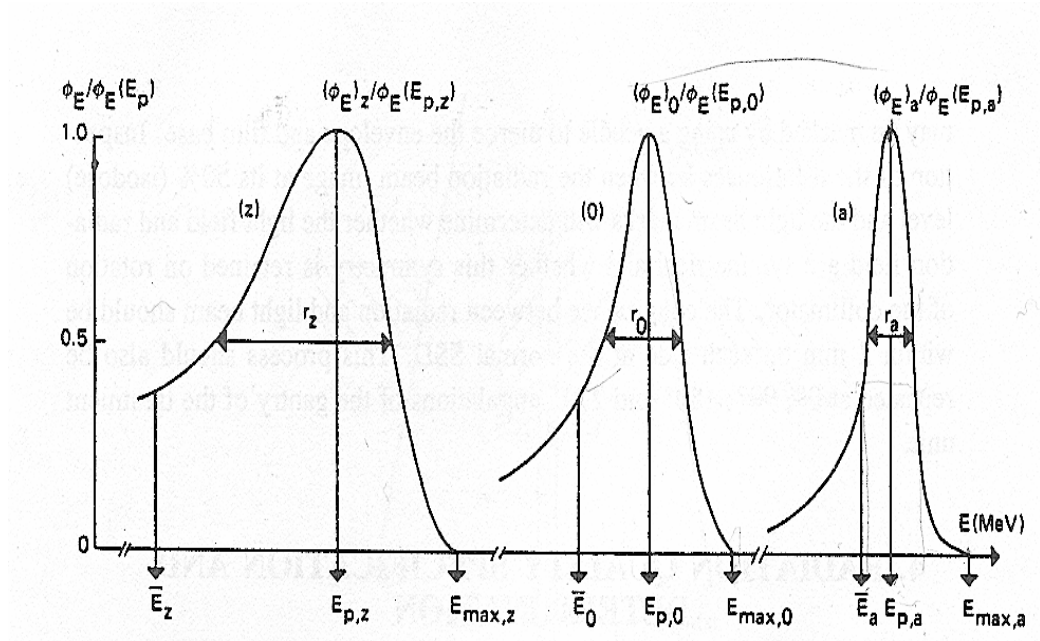
Şekil 5.11. 12 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması



Şekil 5.12. 15 MeV için, d_{max} 'da, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ de doz profili karşılaştırması

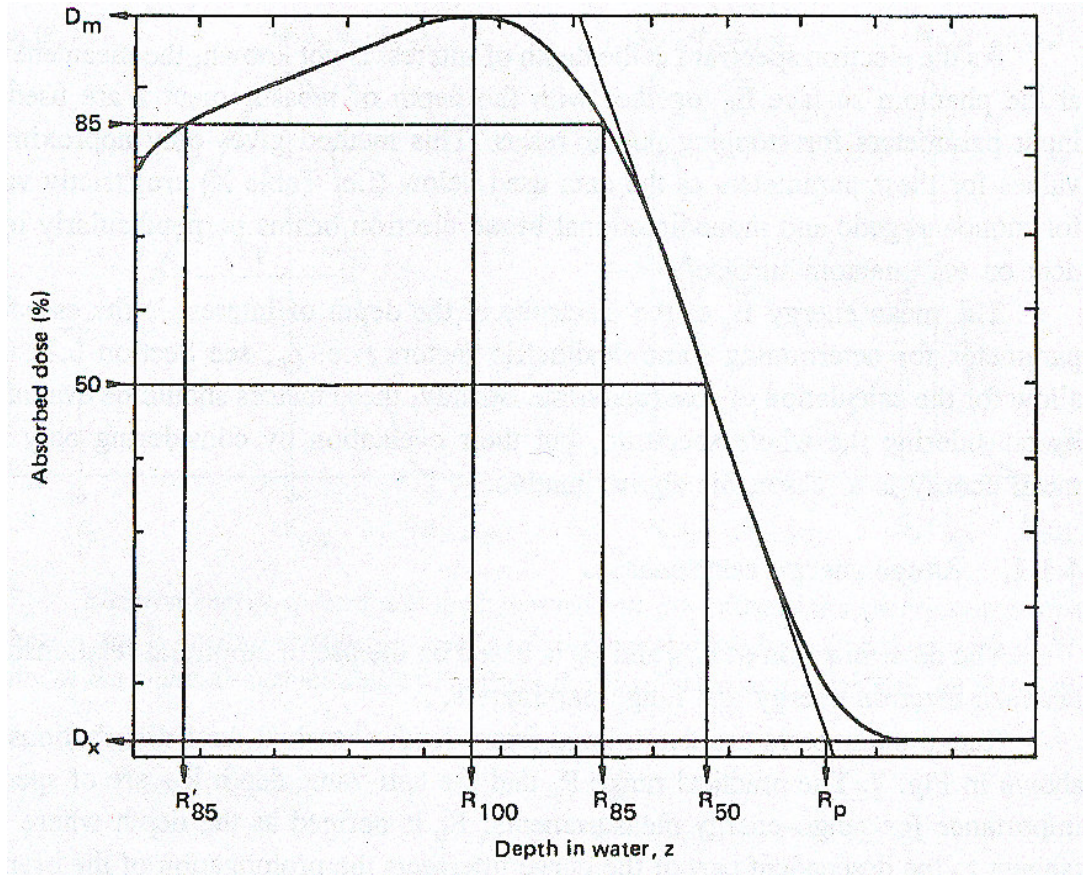
5.5. Enerji Tayini

Doğrusal hızlandırıcılardan elde edilen elektron demetleri hızlandırıcıdan çıktıkları anda hemen hemen aynı hızdadırlar. Fakat dokuya girinceye kadar hızlandırıcının kafasında bulunan saçıcı foiller, iyon odaları daha sonra hava ve kolimasyon sistemi saçılmaları gibi etkileşmelerden dolayı hızlandırıcıdan çıkan birincil enerji değişimleri söz konusu olur. Aşağıdaki şekil 5.13'de (a) kısmında; doğrusal hızlandırıcının çıkış penceresindeki enerji değişimi, (o) kısmında; fantom yüzeyindeki enerji değişimi, (z) kısmında ise fantomda z derinliğindeki enerji değişimi gösterilmiştir [10].



Şekil 5.13. Elektron enerji dağılımı; (a) hızlandırıcı penceresinden çıkmadan önceki enerji dağılımını; (0) doku (fantom) yüzeyindeki dağılımı ve (z) fantomda z derinliğindeki dağılımı göstermektedir [10].

Burada $E_{max,a}$ maksimum enerji, \bar{E}_a ortalama enerji, $E_{p,a}$ en olası enerji, Γ_a doğrusal hızlandırıcının penceresinden önceki enerji yayılımı, Γ_0 fantom yüzeyindeki enerji yayılımı, Γ_z ise z derinliğindeki enerji yayılımıdır. Elektron demetinin kalitesi genellikle $E_{p,0}$ ve \bar{E}_0 ile belirlenir. Klinik kullanımlarda elektron doku girişindeki enerji ile tanımlanır. Bu enerji farklı metotlarla tayin edilir fakat klinik alanda en çok kullanılan menzil ölçümüdür. Elektronun doku içine aldığı pratik mesafe (R_p) ve yarı değer derinliği (R_{50}) mesafesi enerji ölçümü için özel bir öneme sahiptir.



Şekil 5.14. Elektronların su fantomundaki absorbe doz dağılımı ve parametreleri

5.5.1. En olası enerji ($E_{p,0}$)

Elektronların doku yüzeyinde sahip oldukları maksimum enerjiye en olası enerji ($E_{p,0}$) denir. Doku yüzeyinde enerji spektrumunun tepesindeki pik pozisyonu olarak tanımlanır (Şekil 5.14.'daki gibi spektrum tepesinin pozisyonu) ve aşağıdaki denklem kullanılarak bulunması öneriliyor [9].

$$E_{p,0} = C_1 + C_2 \cdot R_p + C_3 \cdot R_p^2 \quad (5.1)$$

burada R_p Şekil 813'deki mesafeler arası pratik menzildir. Su için;

$C_1=0.22$ MeV, $C_2=1.98$ MeV/cm ve $C_3=0.0025$ MeV/cm² dir.

5.5.2. Ortalama enerji (\bar{E}_0)

Dokunun yüzeyindeki elektronların ortalama enerjisidir. Elektron demetlerinin ortalama enerjisi \bar{E}_0 , doku yüzeyindeki maksimum dozun %50'ye indiğindeki derinliğe R_{50} bağlı olarak aşağıdaki denklemlerle ifade edilir [9].

$$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (5.2)$$

Burada su için $C_4 = 2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$ dir.

5.5.3. Herhangi bir derinlikteki ortalama enerji (\bar{E}_z)

Elektron demetlerinin herhangi bir derinlikteki ortalama enerjisi olarak tanımlanır. Spektrumdaki en olası enerji ve yaklaşık olarak ortalama enerji derinlik ile lineer olarak azalır.

Aşağıdaki çizelge 5'den 50 MeV'e kadar olan elektron enerjileri için sudaki z derinliğindeki \bar{E}_z ortalama enerjisinin doku yüzeyindeki \bar{E}_0 enerjisine oranını göstermektedir ve bu tablo yardımıyla tespit edilebilir.

Çizelge 5.5. Suda z derinliğindeki ortalama enerji (\bar{E}_z) ile doku yüzeyindeki ortalama enerji (\bar{E}_0) arasındaki ilişki

z/R _p	Yüzeydeki Ortalama Enerji (\bar{E}_0)					
	5 MeV	10 MeV	20 MeV	30 MeV	40 MeV	50 MeV
0,00	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
0,05	0,943	0,941	0,936	0,929	0,922	0,915
0,10	0,888	0,884	0,875	0,863	0,849	0,835
0,15	0,831	0,826	0,815	0,797	0,779	0,761
0,20	0,772	0,766	0,754	0,732	0,712	0,692
0,25	0,712	0,705	0,692	0,669	0,648	0,627
0,30	0,651	0,645	0,633	0,607	0,584	0,561
0,35	0,587	0,583	0,574	0,547	0,525	0,503
0,40	0,527	0,523	0,514	0,488	0,466	0,444
0,45	0,465	0,462	0,456	0,432	0,411	0,390
0,50	0,411	0,407	0,399	0,379	0,362	0,345
0,55	0,359	0,355	0,348	0,329	0,314	0,299
0,60	0,313	0,309	0,300	0,282	0,269	0,256
0,65	0,270	0,265	0,255	0,239	0,228	0,217
0,70	0,231	0,226	0,216	0,202	0,192	0,182
0,75	0,197	0,191	0,180	0,168	0,159	0,150
0,80	0,164	0,159	0,149	0,138	0,131	0,124
0,85	0,137	0,131	0,120	0,111	0,105	0,099
0,90	0,114	0,108	0,096	0,089	0,084	0,079
0,95	0,091	0,086	0,076	0,069	0,065	0,061
1,00	0,077	0,071	0,059	0,053	0,049	0,045

Siemens ve Varian doğrusal hızlandırıcıları için elektron enerji parametreleri

Farklı marka iki lineer hızlandırıcıda imalatta kullanılan malzeme, tasarım ve dozimetrik ayarlamalardan kaynaklı farklar elektronların dozimetrik parametrelerinde farklılıklara neden olur. Bu farklar hızlandırıcılarda bulunan ayarlama düzenekleri ile uluslararası standartlarda kullanılan değerlere çekilir. Aşağıdaki çizelgede, siemens ve varian doğrusal hızlandırıcılarının elektron enerji parametrelerinden önemli olanları görülmektedir. Bu veriler aynı marka ve model su fantomu sistemi ve iyon odası düzenekleri ile alınmıştır.

Çizelge 5.6. Siemens'in enerji parametreleri çizelgesi

ENERJİ	R _{max} (mm)	R ₅₀ (mm)	R ₈₅ (mm)	R _p (mm)	E ₀ (MeV)	E _{p0} (MeV)
6 MeV	12.0	22.4	17.6	27.5	5.2	5.7
9 MeV	20.0	34.6	27.9	42.1	8.1	8.6
12 MeV	25.0	46.2	37.3	56.7	10.8	11.5
15 MeV	24.0	59.4	47.3	72.1	13.8	14.6

Çizelge 5.7. Varian'in enerji parametreleri çizelgesi

ENERJİ	R _{max} (mm)	R ₅₀ (mm)	R ₈₅ (mm)	R _p (mm)	E ₀ (MeV)	E _{p0} (MeV)
6 MeV	13.0	24.1	19.1	30.3	5.6	6.2
9 MeV	21.0	36.3	25.4	44.8	8.4	9.1
12 MeV	29.0	50.5	41.2	61.1	11.7	12.4
15 MeV	28.0	63.2	51.4	76.5	14.7	15.5

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Radyoterapi tedavisi önemli hesaplamalar ve düzenlemeler gerektiren bir tedavidir. Tedavinin uygulanabilmesi için kullandığımız radyoterapi cihazının bütün mekanik, elektronik kalite kontrollerinin yapılması ve dozimetrik parametrelerin protokol değerlerine getirilmiş olması gerekir. Böylece hasta sağlıklı tedavisi için minimum gereksinimler sağlanmış olur. Daha sonra hastanın sorunlu bölgesi tespit edilir ve bu bölgeye istenen tümör dozu verilecek şekilde tedavi planlaması yapılır. Bu arada hastanın sağlıklı dokularının da minimum doz almasına çalışılmalıdır.

Bu çalışmada Siemens Primus Plus doğrusal hızlandırıcı cihazı ile Varian DMX2100 doğrusal hızlandırıcılarının 6, 9, 12, ve 15 MeV enerjili elektronların yüzde derin doz,profil ve enerji parametrelerinin ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler wellhöfer marka RFA300 model su fantomu sistemi ve wellhöfer marka CC13-S model iyon odası ile alınmıştır.

6.1. Yüzde Derin Dozların (%DD) Karşılaştırılması

Yüzde derin doz değerleri doku girişinde bir doz değeriyle başlar ve maksimum doz derinliğine kadar artış gösterir. Bundan sonra doku içinde derinlikle azalır. Ölçümlerde de görüldüğü gibi elektronların enerjisi arttıkça yüzde derin doz değerleri, maksimum doz derinlikleri ve cilt dozları artmaktadır.

Farklı doğrusal hızlandırıcılar üretilirken farklı malzeme, dizayn, enerji üretim sistemi ve özellikle kolimasyon sistemi kullandıkları için enerji parametreleri de farklılıklar göstermektedir. Bu çalışmada görüldüğü gibi Varian cihazının yüzde derin doz grafiği ile Siemens cihazının yüzde derin doz grafiği benzer olmakla birlikte farklıdır. Varian cihazının maksimum dozu oluşturduğu derinlik Siemens cihazından daha derindedir. Bunun yanında Siemens cihazının doku girişinde oluşturduğu doz bütün enerjiler için Varian cihazından yüksektir (Çizelge 5.1, 5.2, 5.3, 5.4).

6.2. Doz Profillerinin Karşılaştırılması

Doz profillerinin düzgünlüğü ve simetrisi de tedavide çok önemlidir. Eş doz düzeylerinin kullanılması tedavi sağlığı için önemli parametrelerden biridir. Doğrusal hızlandırıcılarda kullanılan düzleştirici ve saçıcı filtreler farklı yapı ve dizayna sahip oldukları için oluşturdukları izodoz eğrileri de farklılıklar göstermektedirler. Ayrıca ölçüm sistemlerinin ölçüm alacak pozisyonlara getirilmesi profil ölçümlerini önemli ölçüde etkilemektedir. Siemens ve Varian doğrusal hızlandırıcılarının doz profilleri arasındaki farklar şekil 5.9, 5.10, 5.11 ve 5.12' de görülmektedir. Hızlandırıcılardan elde edilen profiller protokoller doğrultusunda limitlerin içine getirilmelidir.

6.3. Enerji Parametrelerinin Karşılaştırılması

Siemens ve Varian doğrusal hızlandırıcılarının enerji tayin parametreleri çizelge 7.6 ve 7.7'de görülmektedir. Varian cihazının maksimum doz derinliği, pratik mesafesi, yüzey dozu, en olası enerji ve dozun yarıya düştüğü derinlik değerleri Siemens cihazından yüksek çıktı. Bu veriler ölçüm sisteminin yazılım programında bulunan IAEA TRS277 protokolüne göre elde edildi.

Bu farklılıklarda tedaviyi etkileyecek ölçüde değildirler. Klinikte kullanılan yöntemle bağlı olarak hesaplamalar yapılır ve cihaz farklılıklarından bağımsız olarak hastalara istenen dozlar belirlenen limitler çerçevesinde verilir. Böylece farklı kliniklerde farklı cihazlar kullanılsa da hastaya aynı gerekli doz verilmiş olur. Tabi radyoterapi fizikçilerinin kullandıkları cihazları iyi tanımaları ve ölçümleri belirlenen protokollere göre doğru şekilde almaları gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Uzal C., Sopha Development, "Kanserde Işınlama Teknikleri", *Öncü ltd.*, Ankara, 1-2, 7-9, 13-25, (1995).
2. Yülek, G.G., "Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma", *Semih Ofset Ltd.Şti.*, Ankara, 27 (1992).
3. Cullity,B.D., "X-Işınlarnın Difraksiyonu", *İstanbul Teknik Üniversite Matbaası*, İstanbul, 1-22 (1966).
4. Arya, A.P. "Fundamentals of Nuclear Physics", *John Wiley & Sons*, New York, 19-40 (1968).
5. Krane,K.S., "Nükleer Fizik 1. Cilt", *Palme Yayıncılık*, Ankara, 193-206, 246 (2001).
6. Grene, D., "Preface to the first edition, Linear Accelerators For Radiation Therapy second edition", *Institute of Physics Publishing*, Bristol and Philadelphia, 32-44 (1985).
7. Metcalfe P., Kron T., Hoban P., "Medical Linear Accelerators, The Physics of Radiotherapy X-Rays From Linear Accelerators", *Medical Physics Publishing*, Madison Wisconsin, 1-34 (2002).
8. Societe Francaise des Physiciens D'hospital, "Quality Control of Electron Accelerators For Medical Use", *Societe Francaise des Physiciens D'hospital Institut Curie*, Paris, 11-16 (1986).
9. Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3rd", *Lippincott Williams and Wilkins*, Philadelphia, 24-26, 55-59, 74-76, 297-352 (2003).
10. IAEA, "Technical Reports Series No: 277, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", *IAEA*, Vienna, 55-61 (1987).
11. AAPM, "Monography No:15", *American Institute of Physics*, New York, 211 (1986).
12. AAPM Task Group 51, "Protocol for Clinical Reference Dosimetry of high-Energy Photon and Electron Beams", *Med. Phys*, 26: 1847-1870 (1999).
13. IAEA Technical Reports Services, "No: 398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radioterapy", *International Atomic Energy Agency*, Vienna, 200-215 (2000).
14. ICRU, "ICRU Report:42, "Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photon and Electrons", *ICRU*, USA, 10 (1987).

15. Krane,K.S.,”Nükleer Fizik 2. Cilt”, *Palme Yayıncılık*, Ankara, 444-445 (2002).
16. Siemens Medical Solutions, “Linear Accelerator Physics Primer Manuel”, *Siemens Medical Solutions,Inc.*, New York, USA, 7-12 (2005).
17. Scanditronix, “System Manuel to Omni Pro-Accept”, *Scanditronix Medical AB*, Sweden, 23 (2002).
18. Scanditronix, “Technical Description Compact Chamber CC13”, *Scanditronix Wellhofer*, New York ,USA, 14-17 (2002).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DEMİR, Hikmettin
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 01.10.1977, MARDİN
Medeni hali : Bekar
Telefon : 0 (312) 273 64 09
e-mail : hikmettin@yahoo.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Hacettepe Üniversitesi	2004
Lise	Payas Lisesi	1995

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2004-2005	Radon Tıbbi Cihazlar (Ankara)	Servis Mühendisi
2006-2008	Aktif Çare Ltd. Şti.	Radyoterapi Fizikçisi

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Bilgisayar teknolojileri, futbol, basketbol, kitap okuma, bilimsel yayınları takip.