



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜLERİ
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Yenigün TÜRKYILMAZ

SU FANTOMU KULLANILARAK DERİNLİK DOZ
HESAPLAMALARI

FİZİK ANABİLİM DALI

OSMANIYE – 2015

**T.C.
OSMANIYE KORKUT ATA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**SU FANTOMU KULLANILARAK DERİNLİK DOZ
HESAPLAMALARI**

Yenigün TÜKYILMAZ

**FİZİK
ANABİLİM DALI**

**OSMANIYE
HAZİRAN-2015**

TEZ ONAYI

SU FANTOMU KULLANILARAK DERİNLİK DOZ HESAPLAMALARI

Yenigün TÜRKYILMAZ tarafından Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞRU danışmanlığında Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik** Anabilim Dalı'nda hazırlanan bu çalışma aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR
Fizik Anabilim Dalı, OKÜ

Üye: Prof. Dr. Mustafa TOPAKSU
Fizik Anabilim Dalı, ÇÜ

Üye: Yrd. Doç. Dr. Sinan YAŞAR
Fizik Anabilim Dalı, MKÜ

Yukarıdaki jüri kararı Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve /..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. A. Ali GÜRTEN
Enstitü Müdürü, **Fen Bilimleri Enstitüsü**

Bu Çalışma OKÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: OKÜBAP-2014-PT3-046

Bu tezde kullanılan özgün bilgiler, şekil, çizelge ve fotoğraflardan kaynak göstermeden alıntı yapmak 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunu hükümlerine tabidir.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, bu çalışma sonucunda elde edilmeyen her türlü bilgi ve ifade için ilgili kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını ve bu tezin Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Yenigün TÜRKYILMAZ

ÖZET

SU FANTOMU KULLANILARAK DERİNLİK DOZ HESAPLAMALARI

Yeniğün TÜRKYILMAZ
Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR

Haziran 2015, 90 sayfa

Bu çalışmada, 300 KeV foton ışınları kullanarak su fantomu performansları incelenmiştir. Bu amaçla yüzde derin doz değerleri ve doz profilleri elde edilerek birbirleriyle karşılaştırıldı. Değerler arasındaki değişimin genellikle lineer olarak değişmiş olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Su Fantomu, Derinlik Dozu

ABSTRACT

DEPHT DOSE CALCULATION USING WATER PHANTOM

Yenigün TÜRKYILMAZ
M.Sc., Department of Physics
Supervisor: Assist.Prof.Dr F.Aysun UĞUR

June 2015, 90 pages

In this study, water phantom performances of using 300 KeV photon beams were investigated. For this purpose, several data obtained from percent depth dose values and dose profiles were compared to each other. It was determined that the differences between values were generally changed linear.

Key Words: Radiotherapy, Water Phantom, Depth Dose

Çok Kıymetli Aileme...

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez konumun belirlenerek tez çalışmamın yürütölmesini üstlenen, çalışmalarım süresince değerli bilgi ve tecrübeleriyle katkılarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd Doç. Dr. F. Aysun UĞUR'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca bölümdeki çalışmalarım süresince beni destekleyen Sayın Doğan YAŞAR'a, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (ÇNAEM) çalışanlarına ve çalışmalarım boyunca bana desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Tuğçe HATO, Elif GÖREN ve Faik SAVAŐ'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	
TEZ BİLDİRİMİ	
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İTHAF SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri.....	3
1.2. Radyasyon Kaynakları	4
1.3. Radyasyon Birimleri.....	5
1.3.1. Aktivite Birimi.....	6
1.3.2. Işınlama Birimi	7
1.3.3. Soğurulan Doz Birimi.....	8
1.3.4. Eşdeğer Doz Birimi	9
1.4. Radyoaktivite Tanımı ve Keşfi.....	10
1.4.1. Doğal Radyoaktivite	13
1.4.2. Yapay Radyoaktivite	13
1.5. Radyoaktif Bozunum Türleri.....	14
1.5.1. Alfa Işınımı	14
1.5.2. Beta Işınımı.....	15
1.5.3. Gama Işınımı	16
1.5.4. X Işınları	16
1.6. Radyasyonun Madde İle Etkileşimi	17
1.6.1. Fotoelektrik Olay	18
1.6.2. Compton Saçılımı	19
1.6.3. Çift Oluşumu	20
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	22

3. MALZEME VE YÖNTEM.....	29
3.1. Teorik Bilgiler	29
3.2. Medikal Elektronik Hızlandırıcıların Tipleri.....	37
3.1.1.1. Betatronlar.....	37
3.1.1.2. Mikrotronlar.....	40
3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi.....	41
3.1.3. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları	44
3.1.3.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)	45
3.1.3.2. Klinik Hedef Hacmi (CTV).....	46
3.1.3.3. Planlanan Hedef Hacmi (PTV).....	46
3.1.3.4. Tedavi Hacmi(TV)	46
3.1.3.5. Işınlanan Hacim(IV)	46
3.1.3.6. Riskli Organ(OR).....	47
3.1.4. Doz Hacim Histogramı (DVH)	48
3.2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı.....	49
3.2.1.1. Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası Yapısı.....	51
3.2.1.2. Hedef.....	52
3.2.1.3. Düzleştirici Filtre.....	53
3.2.1.4. Kolimatör Sistemi.....	54
3.2.1.5. Monitör İyon Odası.....	55
3.2.1.6. Elektronik Aplikatörleri.....	55
3.2.2. Fantomlar.....	56
3.2.2.1. Fantomların Sınıflandırılması.....	57
3.3. Kerma.....	59
3.3.1. Işınlama Kaynağı.....	60
3.3.2. İyon Odası.....	62
3.4. Ölçüm Düzenegi.....	63
3.4.1. Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri.....	63
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	69
4.1 PPD Değerleri.....	69
4.2 Mayneord Hesaplamalarının Sonuçları.....	81
4.3 İzodoz Eğrilerinin Parametrelerine Ait Sonuçlar.....	84

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	86
KAYNAKLAR	87
ÖZGEÇMİŞ	90

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Radyasyon Birimleri ve Dönüşüm Faktörleri	6
Çizelge 1.2. Farklı Radyasyon Türleri İçin Kalite Faktörleri	9
Çizelge 3.1. SSDL X-Işını ISO Narrow Spektrum Serisi	61
Çizelge 3.2. SSDL Tedavi Amaçlı X Işını Radyasyon Kaliteleri	61
Çizelge 4.1. SSD=100cm Su Fantomu Derinlik Doz Değişimleri.....	69
Çizelge 4.2. SSD=180 cm Su Fantomu Derinlik Doz Değişimleri.....	74
Çizelge 4.3. SSD=100 ve SSD=180 İçin Kıyaslama Değerleri	79
Çizelge 4.4 Derin Doz Yüzdeleri İçin Mayneord Faktörü.....	81
Çizelge 4.5. Derinlik Değerlerinin Mayneord Faktörüne Göre Değişimi.....	82
Çizelge 4.6. Simetri Değeri Sonuçları	84
Çizelge 4.7. Düzgünlük Değeri Sonuçları.....	85
Çizelge 4.8. Penumbra Değeri Sonuçları	85

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Radyasyonun Çeşitleri	3
Şekil 1.2. Elektromanyetik Spektrum	4
Şekil 1.3. Radyasyon Kaynakları	5
Şekil 1.4. 238 U'in Bozunma Ürünleri Şeması.....	12
Şekil 1.5. 232Th'in Bozunma Ürünleri şeması.....	13
Şekil 1. 6. X Işınlarnın Oluşumu	17
Şekil 1.7. Fotonların Şiddetinde Soğurucu Madde Kalınlığına Bağlı Olarak Değişme	18
Şekil 1.8. Fotoelektrik Olay	19
Şekil 1.9. Compton Saçılması	20
Şekil 1.10. Çift Oluşumu.....	21
Şekil 3.1. Medikal Lineer Hızlandırıcının Temel Yardımcı Unsurları	34
Şekil 3.2. Tedavi Kafası	35
Şekil 3.3. Betatron.....	39
Şekil 3.4. %DD'un Şematik İzahı	42
Şekil 3.5. Kolimatör Saçılması Düzeltme Faktörü (Sc), Fantom Saçılma Düzeltme Faktörü (Sp) Şematik İzahı.....	43
Şekil 3.6. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramlarının Şematik Gösterimi.....	45
Şekil 3.7. ICRU 62'ye Göre Radyoterapide Kullanılan Farklı Hacim Kavramları ve Bu Hacimlere Ait Payların Şematik Gösterimi.....	47
Şekil 3.8. Medikal Lineer Hızlandırıcı Temel Yapısı	49
Şekil 3.9. Modern Bir Lineer Hızlandırıcı Şeması.....	50
Şekil 3.10. Bir Lineer Hızlandırıcının Genel Görünümü.....	50
Şekil 3.11. Medikal Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası (a) Hedefin Olduğu Zamanki Durum (b) Hedefin Olmadığı Zamanki Durum.....	52
Şekil 3.12. (a) Lineer Hızlandırıcıda Düzleştirici Filtre Kullanılmadığı Zaman (b)Düzleştirici Filtre Kullanıldığı Zaman	53
Şekil 3.13. ÇYK Ve Standart Kolimatör Sistemi.....	54
Şekil 3.14. Elektron Aplikatörleri (Kon)	55
Şekil 3.15. X Işını sistemi (Siemens Stabilipan marka).....	60

Şekil 3.16. Su Fantomu	61
Şekil 3.17. İyon Odaları.....	62
Şekil 3.18. Deney Düzenegi.....	63
Şekil 3.19. Yüzde Derin Doz Eğrisi Üzerinde Tanımlanmış Dozimetrik Noktalar.....	66
Şekil 3.20. Doz Profili Grafiği	67
Şekil 4.1. (10x10) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	70
Şekil 4.2. (15x15) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	70
Şekil 4.3. (20x20) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	71
Şekil 4.4. (30x30) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	71
Şekil 4.5. (35x35) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	72
Şekil 4.6. (40x40) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	72
Şekil 4.7. SSD=100cm Su Fantomu Tüm Derinlik Doz Değişimleri	73
Şekil 4.8. (18x18) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	75
Şekil 4.9. (27x27) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	75
Şekil 4.10. (36x36) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	76
Şekil 4.11. (54x54) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	76
Şekil 4.12. (63x63) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	77
Şekil 4.13. (72x72) Alanında Derinliğe Bağlı PDD Değerleri	77
Şekil 4.14. SSD= 180 Cm Su Fantomu Derinlik Doz Değişimleri.....	78
Şekil 4.15. SSD=100 Ve SSD=180 İçin Kıyaslama Değerleri Grafiği.....	80
Şekil 4.16. Derinlik Değerlerinin Mayneord Faktörüne Göre Değişimi.....	83
Şekil 4.17. İzodoz Eğrisi	84

SİMGELER VE KISALTMALAR

ICRU	Uluslar Arası Radyasyon Birimleri Komisyonu
MKS	Metre,Kilogram,Saniye
SI	Uluslar Arası Birim Sistemi
Ci	Aktivite Birimi(Eski)
Bq	Aktivite Birimi(Yeni)
R	Röntgen
Gy	Absorblanan Doz(Eski)
Rad	Absorblanan Doz(Yeni)
Sv	Eşdeğer Doz(Eski)
Rem	Eşdeğer Doz(Yeni)
γ	Gama Işını
μCi	Mikro Curie
χ	X Işını
LET	Lineer Enerji Transferi
α	Alfa Işını
β	Beta Işını
β^-	Negatif Beta Bozunumu
β^+	Pozitron
ϵ	Elektron Yakalama
h	Plank Sabiti
ν	Işığın Frekansı
%DD	Derin Doz Yüzdesi
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
SAD	Saçılan Hava Oranı
SSD	Kaynak Cilt Mesafe
DC	Doğru Akım
TAR	Doku Hava Oranı
SAR	Saçılan Hava Oranı
TMR	Doku Maksimum Oranı
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü
Sp	Fantom Saçılma Faktörü

TPR	Doku Fantom Oranı
TMR	Maksimum Doku Oranı
GTV	Görüntülenebilir Tümör Hacmi
CTV	Klinik Hedef Hacim
PTV	Planlanan Hedef Hacim
TV	Tedavi Hacmi
IV	Işınlanan Hacim
NTCP	Normal Doku Komplikasyon Olasılığı
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatörler
QF	Sıcaklık Ve Basınç Düzeltme Faktörü
F	Mayneord Faktör
PDD(%)	Derinlik Doz Yüzde Değeri
% F	Mayneord Yüzdesi
IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

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 kullanılabileceğine dair potansiyeli olduğu fark edildi [1].

Röntgen'in Almanya'da Wurzburg Üniversitesinde x-ışınlarını keşfinden sonra x ışınlarının uluslararası alanda kullanımı çok hızlı bir yayılma göstermiştir. Bundan sonra birçok 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 [2].

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. Röntgen'in ışınlanma birimi olarak benimsenmesi 1928 Stockholm Kongresi ile başlamıştır. Fakat radyoterapide röntgen'in kullanımında sıkıntılar oluyordu. Çünkü röntgen 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 kilo voltaj skalasındaki cihazlar cilt reaksiyonlarında, yüksek kemik doz soğurulmalarında ve derine zayıf doz bırakma konularında ciddi sıkıntılara yol açıyorlardı.

Radyoterapide mega voltaj 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 Merkezinde kuruldu. Bu cihazlar eskilerine göre cildi daha çok koruyor, kemik dokuda fazla doz soğurulmasını azaltıyor ve daha derine istenen yüzdede doz vermeyi kolaylaştırıyorlardı. Böylece eski cihazlardan kaynaklı sorunlar bu yeni doğrusal hızlandırıcılarla azalmış 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 [1].

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 aynıdır [1].

Bu çalışmada Çekmece Nükleer Araştırma Merkezinde bulunan, Yxlon marka 10 - 160 kV potansiyel, Siemens Stabilipan marka sistemi X ışınları kullanılmıştır.

Bu çalışma 5 bölümden oluşmaktadır. İkinci bölümde literatür incelemesi yapılarak, bu konu ile ilgili olan çalışmalar kısa bir özet halinde hazırlanmıştır. Üçüncü bölümde deneylerin yapıldığı malzeme ve yöntemlerle ilgili açıklamalar yer almaktadır. Dördüncü bölümde sonuçlar ve hesaplamalar oluşturulmuştur. Son bölümde ise elde edilen bilgiler yorumlanarak, tartışılmıştır.

1.1. Radyasyon Tanımı ve Türleri

Radyasyon, iç dönüşüm geçiren atomlar tarafından yayılan, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak tanımlanır. Radyasyon dalga ve parçacık halinde yayılır. Radyasyonu tanımlamada üç büyüklük kullanılır (Şekil 1.1).

- Enerjisi (düşük ve yüksek enerjili radyasyon)
- Türü (parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon)
- Kaynağı (doğal ve yapay radyasyon kaynakları)

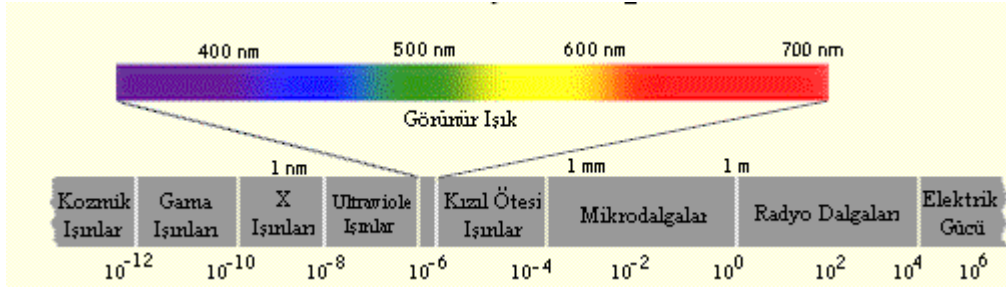


Şekil 1.1. Radyasyonun Çeşitleri

Yüksek enerjili radyasyona iyonize radyasyon da denir. Atomdan bir elektron koparsa atom iyonize hale gelir. Bunlar: Alfa, Beta, Gama ve X-ışınları'dır.

Düşük enerjili yani iyonize olmayan radyasyon etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar iyonize edemez sadece uyarır. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, ultraviyole, kızılötesi, morötesi ışık iyonize olmayan radyasyona örneklerdir.

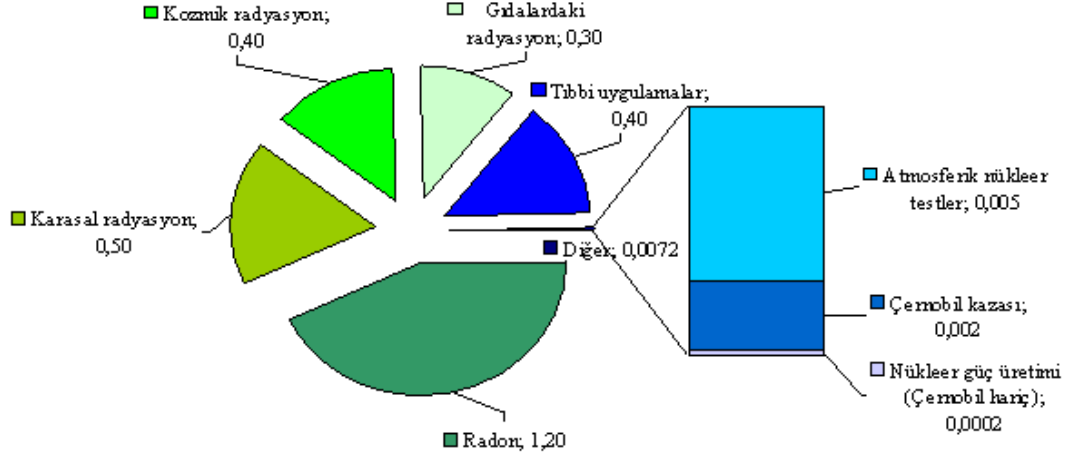
Elektromanyetik radyasyon yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır. Gama ışınları çekirdek merkezli, X ışınları ise yörünge merkezlidir.



Şekil 1.2. Elektromanyetik spektrum

1.2. Radyasyon Kaynakları

Yeryüzündeki tüm canlı, cansız varlıklar her gün havadan, sudan, topraktan alınan doğal radyasyona maruz kalırlar. Ayrıca insan yapımı olan yani doğada bulunmayan yapay radyasyon kaynaklarına da maruz kalırlar (Şekil 1.3).



Şekil 1.3. Radyasyon kaynakları

Doğada bulunan radyasyon, yeryüzündeki çeşitli yerlerden çıkan radyoaktif gazlardan özellikle de radon gazından kaynaklanır. Topraktaki radyoaktivite uranyum, toryum ve bu elementlerin izotoplarından kaynaklanırken, suda ki radyoaktivite ise bu radyoizotopların su ile etkileşiminden kaynaklanır.

Yapay radyasyonu ise insanların kendileri üretirler ve bu üretilen yapay radyasyonlar günümüzde özellikle kanser hastalarının tedavisinde teşhis ve görüntüleme amaçlı olarak röntgen, sintigrafi, tomografi olarak kullanılırlar.

1.3. Radyasyon Birimleri

Radyasyonun boyutlarını ve aktiviteyi belirlemek için birçok büyüklük kullanılır. Uluslar Arası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) yaptığı çalışmalar sonucunda artık aktivite için Curie, ışınlama için Röntgen, absorblanan doz için Rad ve eşdeğer doz için Rem'i radyasyon birimleri olarak kabul edilmiştir.

Metre, Kilogram, Saniye sistemini (MKS) esas alan Uluslararası Birimler Sistemi (SI)'nin kabul edilmesiyle birlikte, ICRU 1971 yılında SI birimlerini tanımlamıştır. Eski birimlerin yerine yeni birimler kullanılmaya başlandı.

Çizelge 1.1'de dönüşüm birimleri ve dönüşüm faktörleri verilmiştir.

Çizelge 1.1. Radyasyon birimleri ve dönüşüm faktörleri [18]

Büyüklik	SI Birimi ve Sembolü	Eski Birimler ve sembolü	Dönüşüm Faktörü
Aktivite	Becquerel(Bq)	Curie (Ci)	1Ci = 3.7×10 ¹⁰ Bq
Işınlama	Röntgen (C/kg)	Röntgen (R)	1 C/kg = 3876 R
Absorblanan Doz	Gray (Gy) (j/kg)	Rad (rad)	1 Gy=100 rad
Eşdeğer Doz	Sievert (Sv)	Rem (rem)	1 Sv=100 rem

1.3.1. Aktivite Birimi

Birim zamanda bozunan atomların sayısı aktivite olarak tanımlanmaktadır. Yapay radyoizotopların henüz elde edilmediği senelerde, çok uzun yarı ömürlü bir radyoaktif madde olan radyum standart alınıp radyoaktif madde miktarı birimi olarak Curie tanımlanmıştır. Bu tanım önce 1 gram radyumun parçalanma hızı, daha sonra 1 gram radyumla dengede olan radon miktarı ve 1930'larda da 1 gram radyumla dengede olan radon gazı miktarında bir saniyedeki bozunma sayısı olarak değiştirilmiştir. Ancak o zamana kadar radyumun atom ağırlığının ve bozunma sabitinin çok hassas tayinleri yapılamamış, olduğundan bu tanımın radyumdan bağımsız yapılması fikri oluşmuştur. Bu nedenle Uluslararası standartlar ve Radyoaktivite Birimleri Komisyonu tanımı genişleterek bütün radyonüklitler için, Curie'yi; bir saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma gösteren radyoaktif madde miktarının aktivitesi olarak tanımlamıştır.

Yapılan bu tanımda Curie'nin, sadece radyoaktif maddenin bozunma sayısına dayandığı anlaşılmaktadır. Ancak radyoaktif bozunma sırasında bazen bozunma başına birden fazla γ ışını da yayınlanır (Bir foton yayınlanması çoğunlukla bir yüklü parçacığın yayınlanmasını izler, dolayısıyla bu olay bir tek parçalanma olarak yorumlanır). Buradan Curie'nin tanımının radyoaktif madde tarafından yayınlanan radyasyonların sayısını gösteremediği sonucu çıkmaktadır.

Uygulamada genellikle Curie'nin (Ci) küçük katları olan milicurie (mCi=10⁻³ Ci) ve microcurie (μ Ci=10⁻⁶ Ci) kullanılmaktadır.

SI biriminde aktivite birimi Becquerel (Bq) olup, 1 Bq, saniyede bir parçalanma gösteren bir maddenin aktivitesi olarak tanımlanmıştır. Dolayısı ile Ci ve Bq arasında dönüşüm şöyledir:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ bozunma/s} \quad (1.1)$$

$$1 \text{ Bq} = 2,7 \times 10^{-11} \text{ Ci} = 27 \text{ pCi} \quad (1.2)$$

Yüzeydeki aktivite konsantrasyonu ise, birim alan başına saniyedeki parçalanma olup Ci/cm² veya Bq/m² olarak ifade edilir.

$$1 \text{ Bq/ m}^2 = 2,7 \times 10^{-15} \text{ Ci/ cm}^2 \quad (1.3)$$

Aktivite tek başına radyoaktif bir örneğin zararının ölçüsü değildir. Zarar, bozunma sırasında yayınlanan radyasyonun türüne bağlı olarak değişecektir. Örnek vermek gerekirse; 100 Ci'lik ⁶⁰Co'nun 1 metre uzağında 8 saat süreyle çalışan bir insanın alacağı tüm vücut dozu 1050 rem'dir ve bu ölümcül bir dozdur. Aynı koşullar altında 100 Ci'lik ³H kaynağıyla çalışan bir insan hemen hemen hiç zarar görmeyecektir [1].

1.3.2. Işınlama Birimi

Işınlama birimine SI sisteminde yeni bir isim verilmemiştir. Işınlama birimi χ ve γ ışınlarının havayı iyonlaştırma kabiliyetinin ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Işınlama birimi Röntgen (R) olup normal şartlarda (0°C ve 760 mmHg basıncı) havanın 1kg'ında 2.58×10⁻⁴ Coulomb'luk pozitif veya negatif elektrik yüklü iyonlar meydana getiren radyasyon miktarı olarak tanımlanmaktadır. Radyasyon miktarı soğurucunun değil radyasyon demeti hakkında bilgi verir.

1.3.3. Soğurulan Doz Birimi

Röntgen χ ve γ ışınları için tanımlandığından başka radyasyonlar için kullanılamaz. Radyasyonun cinsinden, enerjisinden bağımsız yeni bir birime gerek duyulmuştur.

Işınlanan doz birimleri standart bir madde olarak seçilen normal şartlardaki hava için tanımlanmıştır. Bundan dolayı ışınlama dozu soğurucunun değil esas itibariyle radyasyon demetinin özelliği hakkında fikir vermektedir. Bunun yanı sıra malzemelerde soğurulan enerjinin de ölçülmesi gerekmektedir.

Soğurulan doz için kullanılan eski birim rad'dır. 1 rad herhangi bir malzemenin 1 gramının 100 erg'lik enerji soğurması olarak tanımlanmıştır. SI birim sisteminde absorblanan doz birimi gray (Gy) olup, 1kg'lık bir maddeye 1 joule'lük enerji veren herhangi bir iyonlaştırıcı radyasyon dozudur [1].

$$1\text{Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (1.4)$$

$$1 \text{ Rad} = 10^{-2} \text{ J/kg} \quad (1.5)$$

$$1\text{Gy} = 100 \text{ rad} \quad (1.6)$$

1.3.4. Eşdeğer Doz Birimi

Soğrulan dozun meydana getirdiği biyolojik etkiler, iyonlaştırıcı radyasyonların tiplerine ve meydana getirdikleri iyonizasyonun yoğunluğuna bağlıdır. Biyolojik etkiler, iyonlaştırıcı radyasyonların geçtikleri ortamın birim uzunluktaki yolu boyunca kaybettikleri enerji miktarına (Lineer Enerji Transferi, LET) bağlıdır. LET değeri arttıkça biyolojik etki de artmaktadır. Böylece eşdeğer doz birimi, iyonlaştırıcı radyasyonların oluşturduğu zararlı biyolojik etkilerin bir ölçüsü olmaktadır [1].

Eşdeğer doz birimi, absorblanmış doz ile kalite faktörünün çarpımına eşittir. Çizelge 1,2' de çeşitli radyasyon tipleri için kalite faktörleri verilmiştir. Kalite faktörü farklı radyasyon türlerinin dozlarını hesaplamada önemli bir parametredir. Eşdeğer dozun eski birimi rem (Roentgen Equivalent Man) dir. Yeni birimi ise Joule/kg olup Sievert(Sv) adı verilmiştir. Sievert ile rem arasındaki ilişki şöyledir:

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg} \quad (1.7)$$

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} \quad (1.8)$$

Çizelge 1.2. Farklı radyasyon türleri için kalite faktörleri

Radyasyon Türü	Kalite Faktörü
X ve Gama Işınları	1
Elektronlar ve Beta Parçacıkları	1
Nötronlar; enerjileri < 10 keV	3
Nötronlar; enerjileri > 10 keV	10
Alfa Parçacıkları	20

1.4. Radyoaktivite Tanımı ve Keşfi

Radyoaktivite kararsız bir maddenin parçacık salarak yada ışıma yaparak kararlı hale geldiği ve özelliklerinin değiştiği süredir. 1896 yılında H. Becquerel tarafından keşfedilmiştir. Becquerel uranyum tuzu içeren bir maddeyi, siyah bir kağıda sarılmış fotografik bir levha yanına bırakmış. Belli bir zaman geçtikten sonra levhanın uranyum tuzundan etkilendiğini görmüştür.

Rutherford radyoaktivite üzerindeki çalışmalarına devam edip, uranyumun ışınımların iki çeşit olduğunu keşfetmiştir.

Bu ışınımlar alfa ve betadır. Bundan iki yıl sonra Villard üçüncü bir ışınım keşfetti. Bu ışınım da gama ışını denildi.

Radyoaktivitenin keşfinden sonra radyasyonların özellikleri araştırılmaya başlandı. Bu araştırmalar bazı özellikler göz önünde bulundurularak yapıldı. Bunlar;

- Çeşitli maddelerdeki giriciliği
- Gazları iyonlaştırma özelliği
- Elektrik ve manyetik alan altındaki davranışları [6].

Radyoaktivite kontrol edilemez, yavaşlatılamaz ,durdurulamaz ve radyoaktif madde bitinceye kadar devam eder.

Radyoaktivite doğal ve yapay olmak üzere iki şekildedir.

1.4.1. Doğal Radyoaktivite

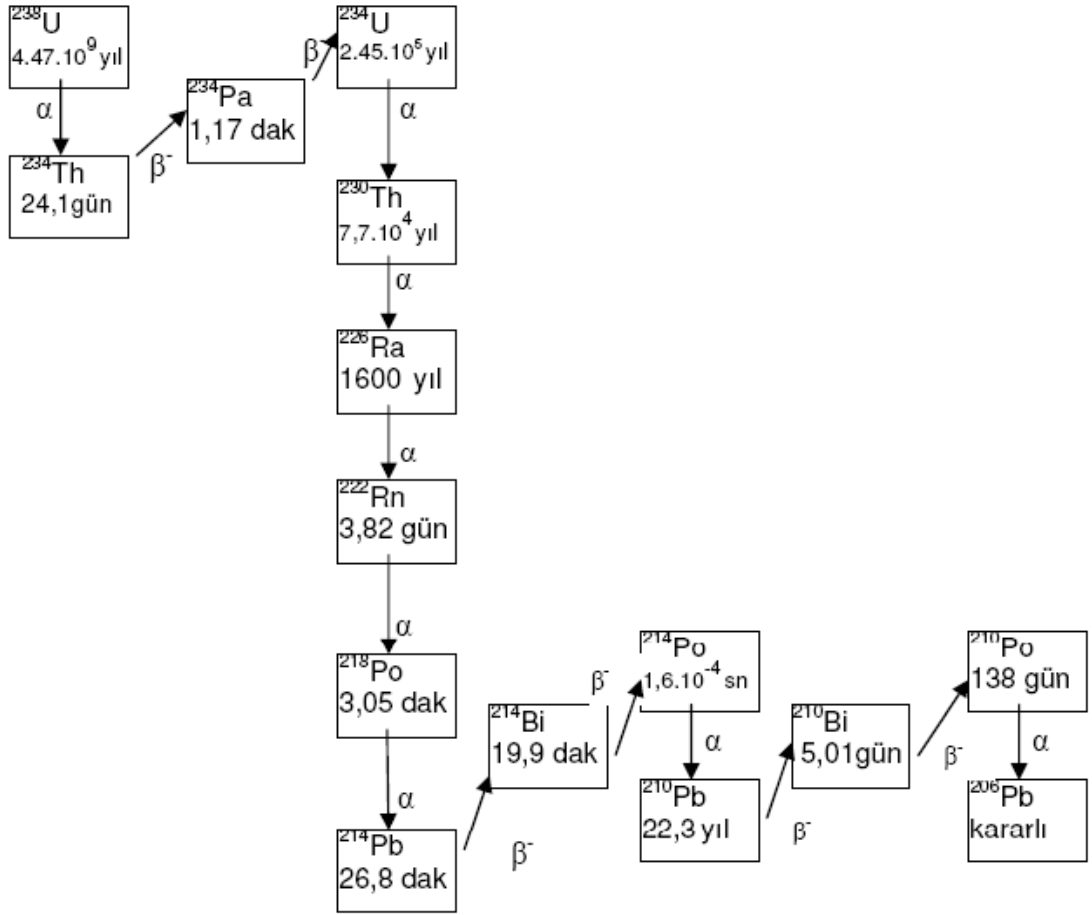
Doğal radyoaktif izotopların birçoğu ağır elementlerden oluşur. Bu ağır elementler üç seride bir araya gelirler. Bunlar:

- Toryum serisi
- Uranyum serisi
- Aktinyum serisi

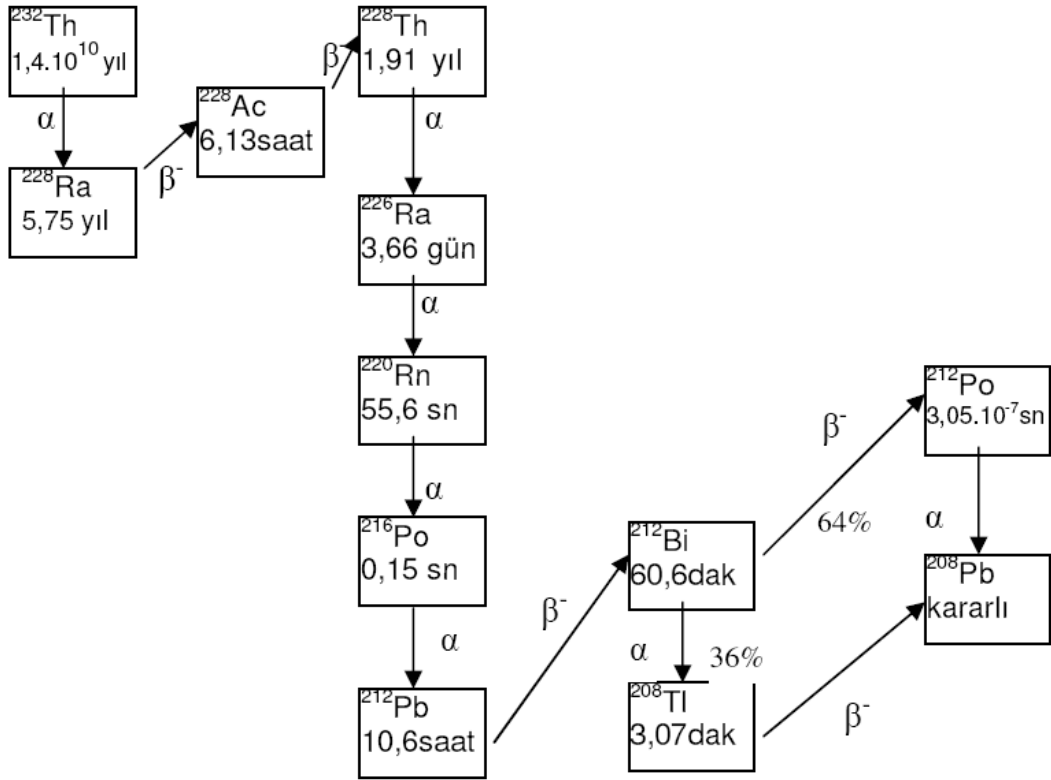
Toryum serisi, uranyum 232 ile başlar, kurşun 208 ile biter. Aktinyum serisi, uranyum 235 ile başlar ve kurşun 207'ye dönüşerek son bulur. Uranyum serisi ise uranyum 238 ile başlar ve kararlı kurşun 206'ya dönüşür.

Ayrıca, bu serilerin dışında neptünyum 237 ile başlayıp bizmut 209 ile biten dördüncü bir seri olan neptünyum serisinin de bir zamanlar mevcut olduğu bilinmekteydi. Bu seride bulunan ²⁴¹Pu dışındaki diğer elementlerin yarı ömürlerinin çok kısa olduğu bilinmektedir.

İnsanlar radyasyon ışınlamalarından en çok doğal radyoaktif kaynaklardan gelen ışınlamalara maruz kalırlar. Doğal radyoaktivite toprak, su ve atmosferde bulunmaktadır.



Şekil 1.4. ^{238}U 'in bozunma ürünleri şeması



Şekil 1.5. ^{232}Th 'in bozunma ürünleri şeması

1.4.2. Yapay radyoaktivite

Kararlı bir çekirdek bazı taneciklerle bombardıman edilirse yapay radyoaktiflik oluşur. Bombardımanı yapan taneciklerin enerjisi büyükse çekirdek bunlarla birleşip yeni bir çekirdek oluşturur. Yeni oluşan çekirdek kararsızsa radyoaktif bozunma yapar. Örneğin ^{12}C çekirdeği enerjisi arttırılmış protonlarla bombardıman edilirse radyoaktif hale gelir. Yeni oluşan çekirdek radyoaktiftir ve atomu radyoaktif bozunmaya uğrar.

1.5. Radyoaktif Bozunum Türleri

Kararlı olmayan atomların α , β , γ ışınlarından bir veya bir kaçını yayarak kendiliğinden bozunmasına radyoaktiflik, bu özelliği gösteren maddelere radyoaktif madde denir. Radyoaktif bir elementin bileşikleri de radyoaktif olur.

Radyoaktif maddeler üç tür ışın yapar: 1) α (Alfa) parçacıkları 2) β (Beta) parçacıkları 3) γ (Gama) ışınları)

1.5.1. Alfa (α) Işınımı

Alfa yayınlanması, çekirdekdeki Coulomb itmesinden kaynaklanan bir olaydır. Bu durum daha çok ağır çekirdeklerde gözlenen bir durumdur; çünkü ağır çekirdeklerde itici Coulomb kuvveti Z^2 ile artarken, nükleer bağlanma kuvveti yaklaşık olarak A ile artmaktadır. Bu nedenle, kütle numarası (A) büyük olan çekirdekler kararlı hale gelmek için genellikle α parçacığı yayarlar. He çekirdeğinin bu işlem için seçilmesi, oldukça sıkı bağlı bir sistem olması ve böylece bozunma sırasında açığa çıkan kinetik enerjinin maksimum olmasıdır. Bozunma denklemi aşağıdaki gibi gösterilir.

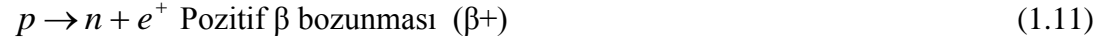


Alfa parçacıkları şiddetli iyonlayıcı parçacıklardır ve havadaki yolları en fazla 6–7 cm kadardır. Alfa parçacıkları içinden geçtiği gazları iyonlaştırır ve bu iyonlaşma sırasında enerji ve hızlarını kaybederler. Termal hızlara ulaştıklarında, yani daha fazla iyonlaşmaya sebep olmadıkları anda elektron yakalayarak nötr hale gelirler. Radyoaktif elementlerden salınan alfa parçacıklarının hızları $1,4 \times 10^4$ cm/s ile $2,2 \times 10^9$ cm/s arasındadır [7,1].

1.5.2. Beta (β) Işınımı

Gözlenen ilk radyoaktif olay çekirdeklerin negatif elektron yaymasıdır. Çekirdeğin elektron yakalaması olayını ise Alvarez 1938’de keşfetmiştir. İlk pozitron yayınlamasını 1934’te Joliet Curies keşfetti. Daha sonra pozitron kozmik ışınlarda keşfedildi. Bu olaylar birbiri ile bağıntılı olup bunlara beta bozunmaları denir.

Bu parçacıkların yayımlanması, çekirdekteki protonların veya nötronların kararlılığına göre fazlalığından meydana gelir. Çekirdekten nötron fazlalığı nedeniyle fazla nötronlar protona dönüşür ve bu dönüşümde elektron açığa çıkar. Açığa çıkan bu elektron çekirdekte duramayacağından çekirdek dışına β^- olarak yayımlanır. Bunlar β^- ve β^+ şeklinde gösterilirler. Eğer çekirdekteki proton fazlalığından ileri gelen bir beta yayımlanması var ise parçacık pozitif yüklüdür ve ‘pozitron ‘ adını alır. β^+ şeklinde gösterilir.



Beta ışınlarının enerjisi 0,01 MeV’ den – 5 MeV’e kadar olabilir. En büyük enerjili betaların havadaki yol uzunluğu 70–80 cm bulur. Bu ışınların en enerjili olanları bile birkaç milimetre kalınlığındaki metal levhalar tarafından durdurulabilir [1, 7]

1.5.3. Gama (γ) Işıması

Birçok alfa ve beta bozunumları veya nükleer reaksiyonlar oluşuktan sonra, oluşan yeni çekirdekler uyarılmış halde olabilirler. Uyarılmış durumdaki bu çekirdekler çok çabuk bir şekilde bir ışın yayınlarak kararlı olan temel seviyeye dönerler. Yayımlanan bu ışınlar γ -ışını adı verilir. Gama ışınları elektromanyetik özelliğe sahiptir ve elektrik ve manyetik alanda sapma göstermezler. Bu nedenle bu ışınlar elektromanyetik ışınım fotonu da denir. Gama ışınları X- ışınlarına benzer fakat onlardan daha giricidirler.

Gama yayımlamasının yarı ömrü genellikle 10^{-9} s'den daha küçüktür ancak daha uzun ömürlü γ yayımlanması da vardır. Gama ışınlarını enerjileri 0,1–10 MeV arasındadır ve 104 ile 100 fm dalga boyu aralığına karşılık gelir.

Gama radyasyonu ışık gibi fotonlardan oluşur ve yüksüzdürler. O yüzden atom ve kütle numaralarında bir değişikliğe sebep olmazlar.

1.5.4. X ışınları

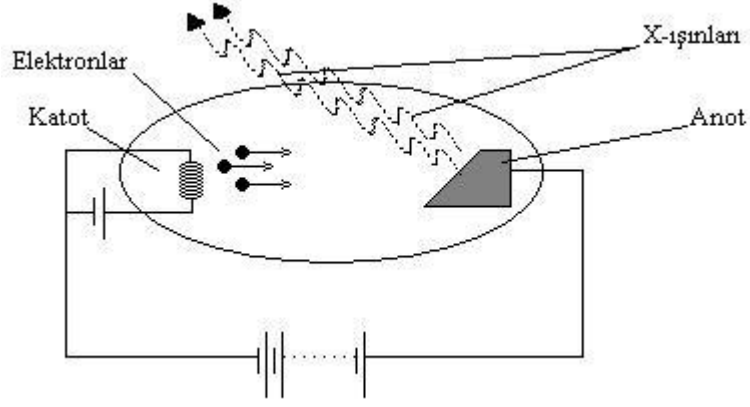
X-ışınlarının kullanılan diğer adı Röntgen ışınlarıdır. Enerjileri 0.125 – 125 keV arasındadır. Özellikle tıpta tanınal amaçlı kullanılırlar. İyonlaştırıcı radyasyon oldukları için zararlıdır. Wilhelm Conrad Röntgen tarafından tesadüfen bulunmuşlardır. Dalga boyu 10^{-9} ile 10^{-11} cm arasında ve gözle görülür ışığın dalga boyundan kısadır.

X ışınları vücuda geldiklerinde her organda farklı bir şekilde bürünürler. Bu ışınları dedektör gibi algılayıcılar kullanarak farklı sonuçlar elde edilir ve hekimin yorumuna sunulur.

X ışınlarının ışıkla ortak özellikleri bulunmaktadır fakat ışık gibi gözle görülemezler ve çok girici özelliğe sahiptirler.

X-ışınları elektromanyetik dalgadırlar ve kutuplanma özelliği taşırlar.

X-ışınları yörüngesel orjinli ve gama ışınlarının tersine çizgi spektrumuna sahiptirler.



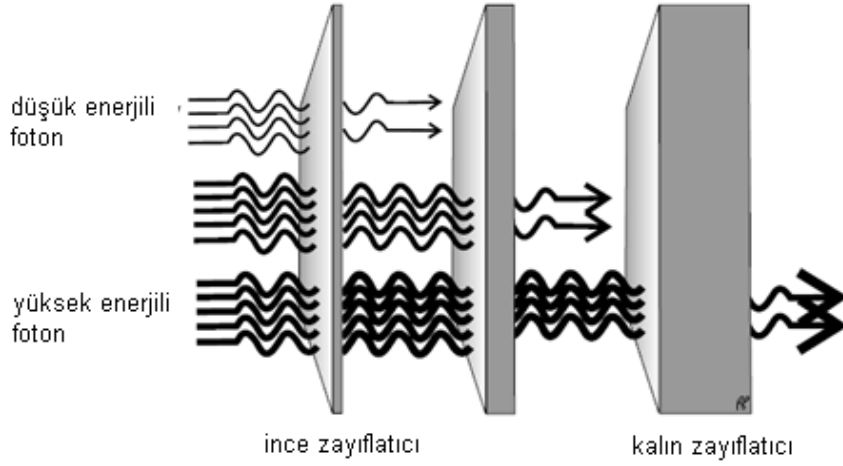
Şekil 1.6. X ışınlarının oluşumu

1.6. Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi

X ve gama ışınları madde içerisinde geçerken çoğunlukla aşağıdaki etkileşmeleri yaparlar.

- Fotoelektrik olay
- Compton saçılması (Thomson ve Rayleigh Saçılmasını içeriyor)
- Çift oluşumu

Bu olaylar fotonların madde içerisinde yüklü parçacıklarla karşılaştırıldığında daha uzun mesafelere geçişini anlatır. Belli bir kalınlıktaki malzemeyi geçince fotonların enerjilerinde bir azalma meydana gelmez sadece fotonların şiddetinde azalma olur (Şekil 1.7.)



Şekil 1.7. Fotonların şiddetinde soğurucu madde kalınlığına bağlı olarak değişme

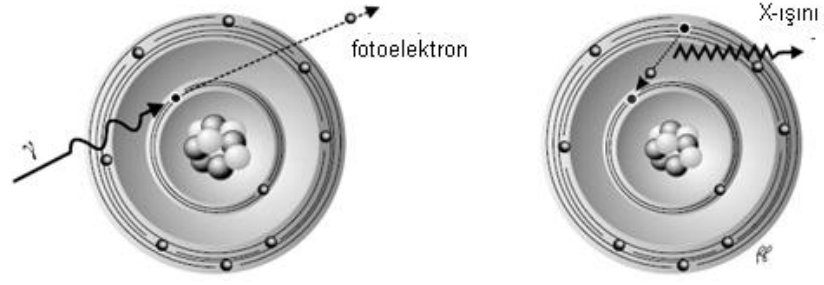
1.6.1. Fotoelektrik Olay

Işık yada yüksek enerjili elektromanyetik dalgaların bir madde üzerine düşmesiyle maddenin elektron salmasıdır. Salınan elektronlara foto elektron denir. 1887’de Heinrich Hertz yaptığı dalga deneyleri sonucunda bu olayı deneysel olarak izlemiştir fakat açıklayamamıştır. 1905’de bu olay Albert Einstein tarafından açıklanmıştır.

Işık, foton denilen ve her biri $E=h\nu$ enerjisine sahip parçacıklardan oluşur. Buna göre ışığın şiddetini arttırsak yayılan fotonun sayısında artar, fakat frekans ışığın şiddetinin sabit tutulması sonucunda her fotonun enerjisi de sabit kalır.

Foton madde yüzeyindeki bir elektrona çarptığında $h\nu$ enerjisinin bir kısmı elektronu madde yüzeyinden sökmek için kullanmakta buna bağlanma enerjisi denir ve ϕ ile gösterilir, geri kalan enerji ise elektronun kinetik enerjisi olarak aktarılmaktadır.

$$E_k = h\nu - \phi \quad (1.13)$$



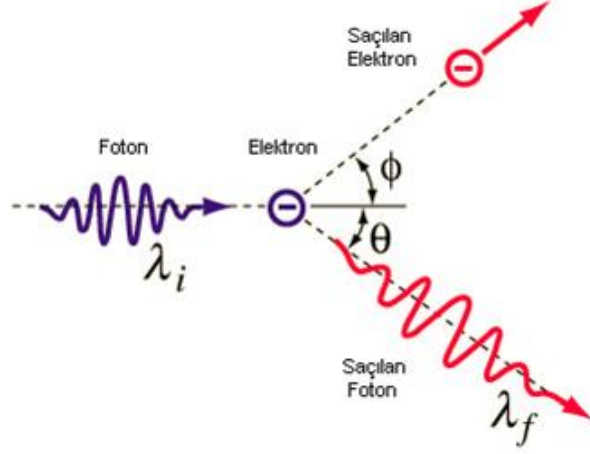
Şekil 1.8. Fotoelektrik olay

1.6.2. Compton Saçılması

Atomun dış yörüngesine düşük bir enerjiyle bağlı olan bir elektronun yüksek enerjili bir fotonla çarpışması sonucu oluşur (Şekil 1.9). Elektronlar madde içinde bağlıdır. Fakat fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden yüksek ise, bağlanma enerjisi göz ardı edilip elektronun serbest olduğu düşünülür.

Gelen foton atomik bağlanma enerjisine (100 keV altı) sahipse bu olay gerçekleşemez. Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark aşağıdaki denklem ile ifade edilir [9]. [Şekil 1.9]

$$\Delta\lambda = \lambda_f - \lambda_i = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \theta) \quad (1.14)$$



Şekil 1.9. Compton saçılması

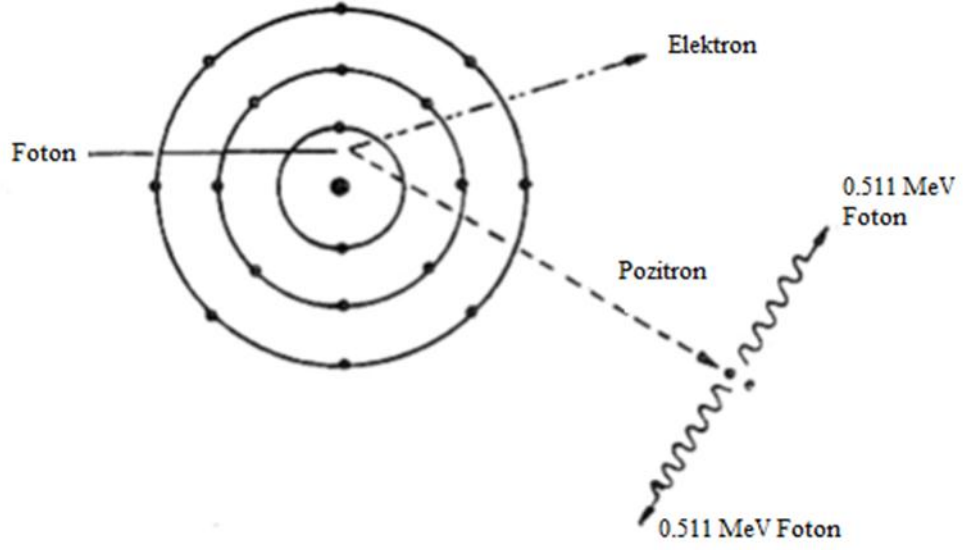
1.6.3. Çift Oluşumu

Yüksek atom numaralı bir elementin çekirdeğine yakın yerden geçen fotonun enerjisini kaybederek bir elektron-pozitron çiftine dönüşmesine çift oluşum olayı denir. Elektronun ve pozitronun kütlelerinin eşit, yüklerinin ise zıt olduğu göz önüne alınırsa, çekirdeğe yakın yerde oluşan bu olayda hiçbir korunum yasası bozulmaz. Yani yük, çizgisel momentum ve toplam enerji korunur.

Yani, çift oluşum fotonun enerjisini kayba ederek elektron-pozitron çiftine dönüşmesi olayıdır. Bu olay, çekirdeğe yakın bir yerde olduğu için momentum korunur.

Pozitronun kütlesi enerjinin kütlesine eşit olduğundan elektron-pozitron çift oluşumu için eşik enerjisi olacaktır (Şekil 1.10).

$$h\nu = me^+ + me^- + Te^+ + Te^- \quad (1.15)$$



Şekil 1.10. Çift oluşumu

Çift oluşumu olayının tersi, bir elektron ile bir pozitronun yan yana gelerek, bir foton çifti oluşturduktan sonra yok olmasıdır. Bu olayın çekirdek etrafında gerçekleşme şartı yoktur [8].

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Tez çalışmasının deneysel aşamasından önce yapılan literatür çalışmasında, bu konu ile ilgili Türkiye'de daha önce yoğun bir çalışmanın yapılmadığı tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalar daha çok radyoteranin dış ışınlama yöntemiyle yapılan çalışmalar formatındadır.

Cengiz, (2009) yaptığı tez çalışmasında, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Alcyon-II marka kobalt-60 teleterepi cihazının verdiği doz değerini, Al₂O₃(TLD-500) ile ölmüştür. Işınlama kobalt-60 cihazında 10 cm × 10 cm alanda, SSD (*kaynak cilt mesafesi*) tekniği kullanılarak yapılmıştır. Işınlanan Al₂O₃(TLD-500)'ler için okumalar Gazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesinde bulunan ELSEC 9010 OSL sayma sistemi kullanılarak alınmıştır.

Al₂O₃(TLD-500)'ler doku eşdeğeri katı fantomda 1 cm derinliğe yerleştirilerek, 0,05 Gy'den 1 Gy'e kadar dozlar verilmiş ve bir kalibrasyon eğrisi oluşturulmuştur. Ayrıca doku eşdeğeri katı fantomda farklı derinliklere yerleştirilen Al₂O₃'ler için derinlikle değişen %DD grafiği oluşturulmuş ve aynı şartlarda iyon odası ile ölçülen %DD grafiği ile karşılaştırılmıştır.

Alkan, (2006) yaptığı tez çalışmasında ESOGÜ Radyasyon Onkolojisi A.D.'nda bulunan Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV X-ışını enerjileri kullanılarak, rando fantom ile CMS marka XiO model 4.2.2 versiyon tedavi planlama sistemi içerisinde bulunan ölçüm-tabanlı ve model-tabanlı algoritmaların homojen olmayan vücut yapıları için doğrulukları karşılaştırılmıştır. Rando fantomun bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri elde edilip, BT'den gelen enine kesitlerde üç boyutlu görüntü oluşturulacak şekilde konturlama yapılmıştır. Homojen olmayan tedavi alanları, sağ akciğeri ve mediasteni içine alacak şekilde 15x15 cm² ön arka alanlardan ve kranium da 10x10 cm² sağ sol yan alanlardan izosentrik olarak TPS'de hesaplatılan sürelerden ışınlanmıştır. Film dozimetresi yapılarak her iki algoritmanın homojen olmayan alanlarda doğrulukları değerlendirilmiştir. Model-tabanlı algoritma akciğer inhomojenitesi için film

dozimetresi ile $\pm\%2$ içinde, ölçüm-tabanlı algoritma $\pm\%5$ içinde uyumludur. Kranium inhomojenitesi için her iki algoritma film dozimetresi sonuçları ile $\pm\%2$ içinde uyumludur.

Kömsöken, (2012) yaptığı tez çalışmasında radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıdan (LINAC) elde edilen elektron enerjileri ve pozitron emisyon tomografide (PET) kullanılan $\beta+$ kaynaklarının enerji değerlerinde akciğer, beyin, deri, kas, kemik (kortikal) ve su hedefleri için nükleer durdurma gücü (Bremsstrahlung) hesaplamıştır. Hesaplamalar Tsoulfanidis (1995), Bethe Bloch (1930) eşitliği modifiye edilerek yapılmıştır ve sonuçlar klasik Bethe Bloch ve klasik Tsoulfanidis eşitliği kullanılarak National Institute of Standards and Technology (NIST-ESTAR)'dan elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Demir, (2005) yaptığı tez çalışmasında Dr. Abdurahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan GE, Saturne 41 Lineer Hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV ve 15 MV enerjili fotonları kullanılarak %dd, doz profilleri ve TPR ölçümlerini yapmıştır. Ölçümler doz telafi kamalı alanda ve açık alanda su ve katı fantomlar kullanılarak yapılmıştır. %dd doz değerleri ve doz profilleri su fantomunda, rmax derinliklerindeki doz verimi ölçümleri ise katı fantomda yapıldı. 6 MV enerjili fotonların %dd değerleri, British Journal Of Radiology Supplement No:11 ile, 15 MV enerjili fotonların %dd değerleri de Supplement No:25 ile karşılaştırılmıştır. Kalite kontroller, kalibrasyonu yapılmış cihazlarla yapılmıştır. 6 ve 15 MV enerjili foton demetlerinin, simetri-düzgünlük, % dd, açığa bağlı doz verimi, profil ve gerekli diğer parametrelerine bakılmıştır. Tedavi sırasında kullanılan ve foton sayısını azaltan araç-gereçlerin geçirgenlik faktörleri ölçülmüştür. Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alınmıştır, sisteme aktarılmıştır. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değeriyle karşılaştırılmıştır.

Demir 2008, yaptığı tez çalışmasında 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 tespit edilmiştir. Bu nedenle bu cihazları kullanan radyoterapi fizikçilerinin gerekli kontrolleri yaparak dozimetrik parametrelerinin uluslararası protokollerin öngördüğü değerlere getirilmesi gerektiği görülmüştür.

Pehlivan, (2012) yaptığı tez çalışmasında, prostat kanseri tanılı 10 hastanın, tedavi öncesi çekilen tomografi görüntüleri kullanılarak üç boyutlu konformal radyoterapi ve tomoterapi lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemlerinde planları yapmıştır. Elde edilen doz-hacim histogramları aracılığıyla hedef ve kritik organların aldığı dozlar karşılaştırılmıştır. Hedefin, minimum, maksimum ve % 95'inin aldığı doz değerleri incelenerek karşılaştırılmıştır.

Kritik organlar için rektumun 50 Gy ve 65 Gy doz alan hacimleri, mesanenin 65 Gy ve 70 Gy doz alan hacimleri, femur başlarının ise maksimum doz değerleri ve 50 Gy doz alan hacimleri karşılaştırılmıştır. İki planlama arasındaki maksimum, minimum ve hacimsel doz farkları hesaplanmıştır. Yapılan karşılaştırma sonucunda tomoterapi planlarında hedef daha homojen doz alırken kritik organların daha iyi korunduğu görülmüştür.

Akpınar, (2009) Bu çalışmada, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan, Equinox model Co-60 gamma kaynağı ile yapılan ışınlamalarda; standart blok, fokalize blok ve doz telafi kamasının geçirgenlik faktörlerinin hesaplanmıştır. Bu amaçla, birim zamanda verilen doz miktarı için farklı alan ve derinliklerde SAD ve SSD teknikleri kullanılarak, her bir teknik için alan ve derinlik ikilileri oluşturularak ayrı ayrı ölçüm alınmıştır. Böylece SAD ve SSD teknikleri ile alan ve derinlik değişimlerinin geçirgenlik faktörü üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

İnanç, (2009) yaptığı tez çalışmasında, Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane'sinde bulunan Precise Plan tedavi planlama sistemine aktarım için gerekli elektron ölçümleri alınmıştır. Ölçümler için hastanede bulunan Elekta doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı kullanılmıştır.

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi için gerekli veriler alınmıştır, sisteme aktarılmıştır. Bu çalışma için 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektron demetlerine ait veriler alınmıştır. 15 MeV ve 22 MeV enerjili elektron demetlerinin % derin doz eğrisi, alan bağımlılık faktörü, diagonal profil, Rp+1 derinliklerinde crossline profil ve hava sigma hesabı için dört farklı SSD mesafelerinde profil ölçümleri yapılmıştır. Alınan ölçümlerle SSD'nin penumbra ile değişimi incelenmiştir. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans Çartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değerleriyle karşılaştırılmıştır.

Aşkın 2010, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır. Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır.

Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoulfanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır. Bulunan menzil değerleri ile Tsoulfanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edilmiştir.

Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları "NIST PSTAR Data Base" ve "SRIM 2006" programları ile karşılaştırılmıştır.

Özyürek 2010, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır.

Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır.

Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoufanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır. Bulunan menzil değerleri ile Tsoufanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3 farklı menzil sonucu elde edilmiştir. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırılmıştır.

Gökçe 2009, Bu çalışmada radyoterapide kullanılan protonların, bazı biyolojik hedefler üzerinde enerjilerini nasıl kaybettikleri ve ne kadar yol alabildikleri konusunda çalışmalar yapılmıştır.

Radyoterapide protonların enerji aralığı 65-250 MeV olmasına rağmen, bu çalışmada 0,04-250 MeV enerji aralığındaki proton kullanılarak, su, deri, prostat, testis, pankreas ve hava için, birim uzunluk başına ortama bıraktıkları enerji (durdurma gücü) (Stopping Power) ve enerjilerini kaybedene kadar aldıkları yol (menzil) hesaplamaları teorik olarak yapılmıştır.

Durdurma gücü hesaplamalarında, Tsoufanidis (1995) tarafından ağır yüklü parçacıklar için önerilen durdurma gücü eşitliği kullanılmıştır. Menzil hesaplamalarında ise menzili yaklaşık olarak hesaplamaya yarayan ampirik denklemler kullanılarak, ilk olarak hava için menzil değerleri hesaplanmıştır.

Bulunan menzil değerleri ile Tsoufanidis ve NIST PSTAR, SRIM2006 programlarından elde edilen hava yüzdeleri kullanılarak biyolojik materyaller için 3

farklı menzil sonucu elde edilmiştir. Söz konusu hesaplamalarda kullanılan durdurma gücü ve menzil değerlerinin sonuçları “NIST PSTAR Data Base” ve “SRIM 2006” programları ile karşılaştırılmıştır.

Tsao, vd, (2007) yaptıkları çalışmada Amerika Birleşik Devletleri'nde koroner birakiterapi çalışmalarında uygulanan çalışma metodlarını, kaynaklarını ve aldıkları deneysel sonuçları yayınlamışlardır. Bu çalışma ^{192}Ir , ^{90}Sr , ^{90}Y , ^{32}P kaynaklarının kardiyovasküler yöntemler kullanılarak uygulamasını yapmışlardır.

Şahin, vd (2001) yaptıkları çalışmada bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde (BTSP) hesaplanan doz değerleri ile farklı volümlü iyon odaları ve linear 2D-Array kullanılarak ölçülen dozları karşılaştırarak dozimetrik kontrolü sağlamayı amaçlamışlardır.

Leybovich ve ark.[19] absolute doz verifikasyonunda farklı hacme sahip 3 iyon odasıyla yaptıkları çalışmada büyük volümlü iyon odasının absolute doz açısından hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini bulmuşlardır.

Gonzalez- Castano ve ark.[20] Farmer, PinPoint ve Semiflex iyon odalarını kullanarak yaptıkları çalışmada, Farmer iyon odası ile elde ettikleri sonuçların BTSP'ye daha yakın olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Laub ve ark.[21] ise 0.6 cm^3 Farmer iyon odası ve 0.015 cm^3 PinPoint iyon odası ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerler ile karşılaştırdıklarında 0.015 cm^3 iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini görmüşlerdir.

Van Dyk,[22] ışınlama alanı içinde ve alan dışı bölgelerde %3, build-up bölgesinde 4 mm ve merkez ekseninde %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir.

Task Group 53,[23] ışınlama alanı içindeki toleransları açık alan için %1-2, MLC, blok, asimetrik alan için %3, farklı SSD'deki alan için %1.5 ve inhomojen bölge için %5 olarak belirlemiştir.

SGSMP (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics),[24] ışınlama alanı içinde %2, alan dışı bölgelerde %3, build-up bölgesinde 3 mm ve merkezi eksende %4 tolerans olabileceğini bildirmiştir.

Wiezorek ve ark.[25] çalışmalarında 3 adet 2D dedektör sisteminde (Mapcheck diyot sistemi, IMRT QA sistilasyon detektörü ve seven 29 iyon chamber)elde ettikleri sonucu Konrad BTPS'de hesaplanan değerlerle ve standart dozimetrik aletlerle ölçülen değerlerle karşılaştırmışlardır.

2D-Array'in duyarlılık, linearite ve tekrar kullanılabilirliği gibi özellikleri Spezi ve ark.[26] ile Poppe ve ark.[27] tarafından araştırılmıştır, IMRT planlarının doğrulaması için oldukça verimli ve kullanışlı olduğu sonucuna varmışlardır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. Teorik Bilgiler

Radyasyon Onkolojisi iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedaviler ile birlikte kanserli hastaların tedavisinde uygulandığı ve terapötik radyasyonun temelini incelediği bir alandır. Radyoterapi bir tedavi modelidir.

Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine ve tümörü çevreleyen dokuya en uygun dozu verip hem tümörü temizlemek hemde canlı, sağlıklı dokuya en asgari şekilde zarar vermektir. Radyoterapi dışın verilen yani tedavi edilen tümörün tekrar oluşmaması yani tümörlü hücrelerin tekrar bölünüp çoğalmaması için verilecek doz ve bölgenin en ince ayrıntısına kadar planlanıp hesaplanması gerekmektedir.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre iki gruba ayrılır;

1. Elektromanyetik radyasyonlar (X-Işınları , γ - Işınları)
2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)

Radyoterapi uygulama şekline göre 3 guruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi: Uzak mesafeden yapılan tedavi demektir. Bu tedavide kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm olarak ayarlanır. X-Işınları ve Co-60 kaynağı kullanılmaktadır.
2. Brakiterapi: Yakın mesafeden yapılan tedavi demektir. Cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına radyoaktif maddeler yerleştirilerek bu tedavi yapılmaktadır.
3. İnternal tedavi: Sıvı ve kolloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır. β parçacıkları ve γ ışınları veren kaynaklar kullanılmaktadır.

Yakın mesafeden yapılan (brakiterapi) tedavide kullanılan radyoaktif kaynaklar:

1. Doku arası tedavide (endoterapi, interstisyel tedavi) İğne, tel, firkete ve tanecik şeklindeki radyoaktif izotoplar doku içine yerleştirilir. Kısa yarı ömürlü olanlar doku içinde yerleştirilir. Uzun yarı ömürlü olanlar belli bir doz verildikten sonra dokudan çıkarılırlar.

2. Kaynakların vücut boşluklarına konulmasıyla yapılan tedavide (Plesioterapi, İntrakaviter tedavi) genellikle uzun yarı ömürlü radyoizotoplar tercih edilir. Kaynaklar belli bir doz verilinceye kadar hastada bırakıldıktan sonra çıkarılırlar.

3. Yüzeysel tedavide (Süperfisyel tedavi) plak şeklinde aplikatörler ve mould (kalıplı) şeklindeki aplikatörler cilt kanserlerinin tedavisinde kullanılır. Aplikatörler Ra-226, Co-60, Cs-137, P-32 ve Sr-90 radyoizotoplarından yapılmıştır.

Lineer hızlandırıcı, elektronlar gibi yüklü parçacıkların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırıldığı ve yüksek enerjili elektron ve X ışınlarının elde edildiği bir cihazdır.

Lineer hızlandırıcıların, hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki çeşit çeşitli vardır.

Duran dalga hızlandırıcıda ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. Duran dalga dizaynı, hareketli dalga dizaynına göre daha çok etkilidir ancak daha pahalıdır.

Duran dalga dizaynında, hızlandırıcı tüpün kaynağına bağlandığı yerde kalan mikrodalga enerjisini soğuran, izolator bulunmaktadır.

Şekil 3.1’de medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı kısımları görülmektedir. Bu akım, modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığı ile elde edilmektedir.

Magnetron veya klystron 3 mikrodalga kaynak bulunmaktadır. Magnetron mikrodalga üretmektedir. Mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz’ dir. Klystron ise mikrodalga yükseltecidir.

Klystron, 20 MeV ya da daha yüksek enerjili ışın uygulamalarında kullanılır. Magnetron veya klystrondan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemiyle hızlandırıcı tüpe gelir. Elektron tabancasında oluşan elektronlar da hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir [11].

Hızlandırılar bakır diskler ve bakır tüplerden oluşurlar. Bu tüpe yüksek sıcaklıkta vakum uygulanabilir. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 KeV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar sinüzoidal elektrik alandan enerji kazanırlar.

Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden 3 mm çaplı kalem demet şeklinde çıkmaktadır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleşmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır.

Hızlandırılmış elektronlar, tungsten gibi bir hedefe çarptırıldığında X-ışını oluşur. Hedef, suyla soğutulmaktadır. Bremsstrahlung olayında; elektron enerjisi, gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili X ışınının spektrumuna dönüşmektedir.

Elektron tedavilerinde, elektron hedefe çarptırılmaz. Kalem genişliğindeki elektron ışını, homojen akımını sağlamak için saçıcı tabaka ile genişletilir. Saçıcı tabaka genellikle kurşundan yapılmış bir tabakadır.

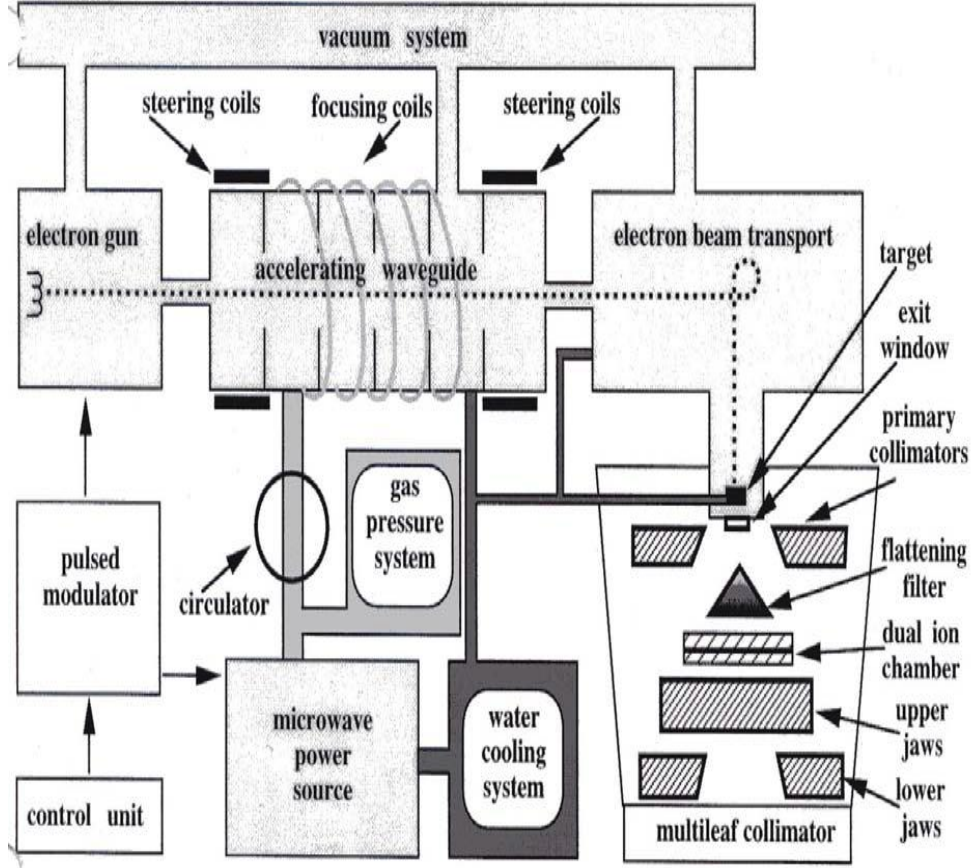
Frenleme ışınının olmaması ve elektronların soğurulmaması için tabakaların kalınlığı ayarlanmalıdır. Yine de enerjinin bir kısmı frenleme ışınımına dönüşür. Bazı lineer hızlandırıcılarda elektromanyetik tarama ile elektronların alanı genişletilir.

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu tabaka içermektedir. Tedavi kafası içinde X ışını hedefi, saçıcı tabaka, düzleştirici filtre, iyon odaları, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizasyonu sistemi bulunur. Kafa bloklama ile radyasyondan korunum kurallarına uygun hale getirilir. Şekil 3.2'de tedavi kafası görülmektedir.

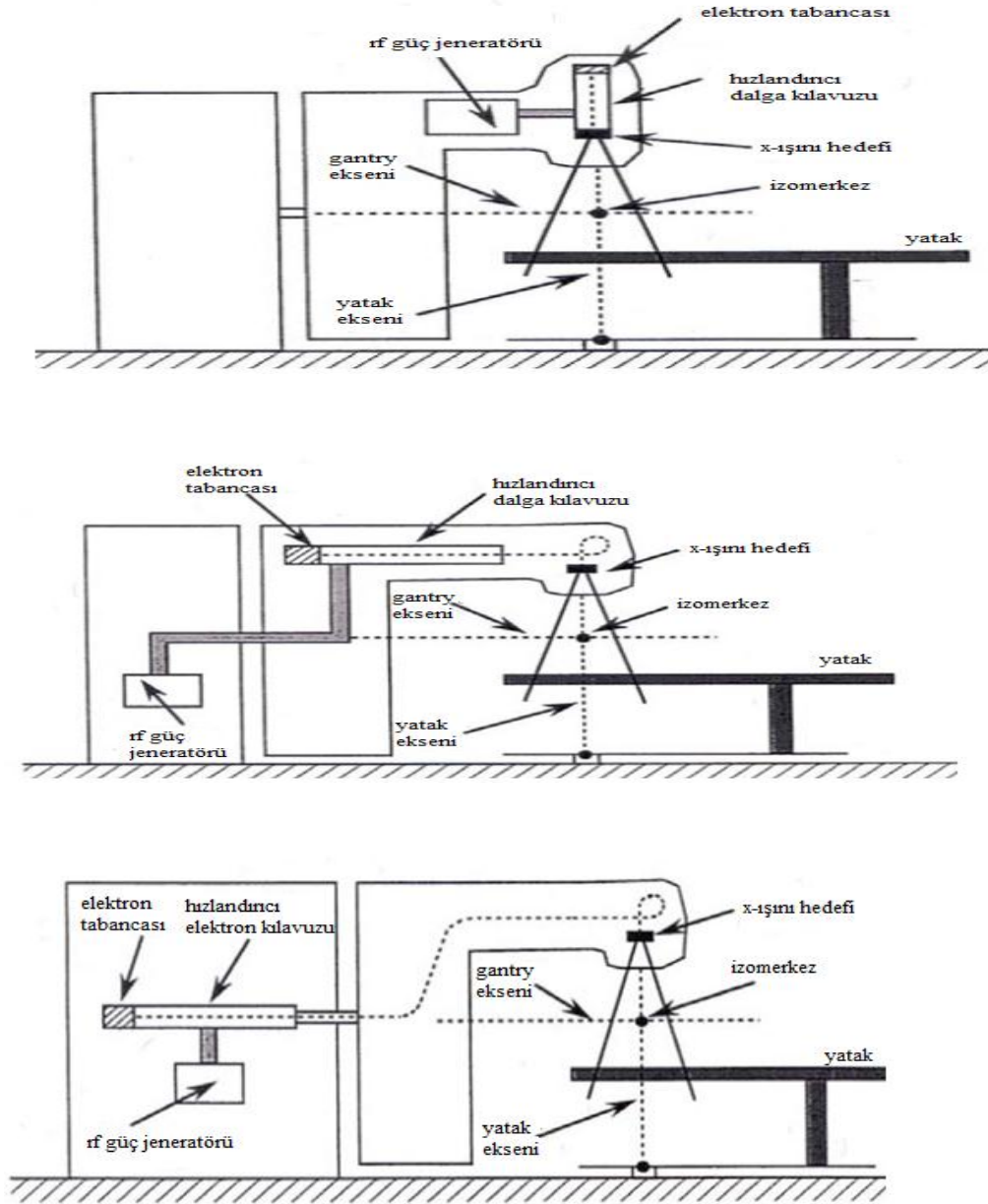
Elektronların hedefe çarpmasından sonra oluşan x- ışınlarının yoğunluğunu homojen hale getirmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Bu filtre sıklıkla kurşundan yapılmaktadır. Fakat tungsten, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından da yapılabilmektedir.

Tedavi ışını ilk önce sabit birinci kolimatöre gelir. Sabit birinci kolimatörden gelen X-ışını, düzleştirici filtreye gelir, elektron modundaki tedavide ise bu filtre kalkmaktadır.

Düzleştirilmiş X şını veya elektron demeti, doz kontrol odasına gelir. Burada plakalardan oluşmuş iyon odaları bulunur. Bu iyon odaları geçirgen tipte olmalarına rağmen, bazen silindirik yüzük iyon odaları kullanılabilir.



Şekil 3.1. Medikal lineer hızlandırıcının temel yardımcı unsurları



Şekil 3.2. Tedavi kafası

Doz hızındaki değişiklik iyon birikimini etkilemez. Bu iyon odası, ışın kalibrasyonu için kullanılan iyon odalarının tersine havanın basıncı ve sıcaklığından etkilenmez.

X-ışını ya da elektron demeti iyon odasını geçtikten sonra, X-ışını kolimatörüne gelirler.

Bu kolimatör iki çift kurşun ya da tungsten kolimatör tedavi kafasından oluşur.

Tedavi alanı, ışık lokalizasyon sistemi ile belirlenir. Bu sistemlerde iyon odası ile kolimatör çenesi arasına ayna ve ışık kaynağı yerleştirilir. Xışınının odak noktasından verilmesi ile ışık projeksiyonu oluşturulur. Işık projeksiyonunun belirlediği alan, radyasyonun bulunduğu alandır.

Kafa Kısmı (Gantry): Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen de döndürebilecek şekilde yapılır. Kafa yapısı yatay bir eksen etrafında kolimatör ise dik eksen etrafında döner. Gantry ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya isocenter denir.

Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka düzenleyici filtre ile genişletilir.

X-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık sisteminden oluşur.

Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmıştır. Kaynaktan 100 cm uzaklıkta $40 \times 40\text{cm}^2$ kadar açılarak tedavi alanını belirler.

Işık alanı ile radyasyonun hedef alanı birbiri üzerine düşürülür. Düzeltici filtreler simetrik alanlar için kullanılır. Asimetrik alanlarda kullanıldığında parametrelerde değişiklikler olabilir.

3.1.1. Medikal Elektron Hızlandırıcılarının Tipleri

X-ışını tedavi cihazları elektron hızlandırıcı cihazları olup üç gruba ayrılırlar. Hızlandırılmış elektron demetleri hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X ışını demetleri elde edilir.

3.1.1.1. Betatronlar

Betatron'un gelişimi, saf bilimsel araştırmanın ansızın, insanoğluna çok büyük pratik faydaları olan aletleri, nasıl üretebileceğinin bir örneğidir. Betatronlar, başlangıçta atomları inceleyecek aletler olarak geliştirildi. Günümüzde bu amaç için modaları geçtiğinden, onlar daha çok yüksek enerjili X- ışınları üretmek için tıpta ve endüstride geniş şekilde kullanılırlar.

1940 yılında, Amerikalı fizikçi Do-nald W. Kerst, tarafından bulunan betatron; atomun çekirdeğini incelemek zorunluluğundaki bilim adamlarının kullandığı birkaç aletten biri olarak, bir çeşit tanecik hızlandırıcısıdır.

Bu makinalar, elektronlar gibi minicik elektrikle yüklü madde parçacıklarını alırlar, onları yüksek hızlara kadar hızlandırır ve atomların içinde patlatırlar.

Bazen bu taneciklerden bazıları çekirdek üzerine direk bir çarpma gerçekleştirir ve çekirdeği açık bırakır, bu yolla bilim adamları çekirdeğin iç kısmında ne olduğunu görebilirler. "Betatron" ismi elektronların başka bir ismi olan "Beta taneciklerini hızlandırdığı gerçeğinden gelmektedir.

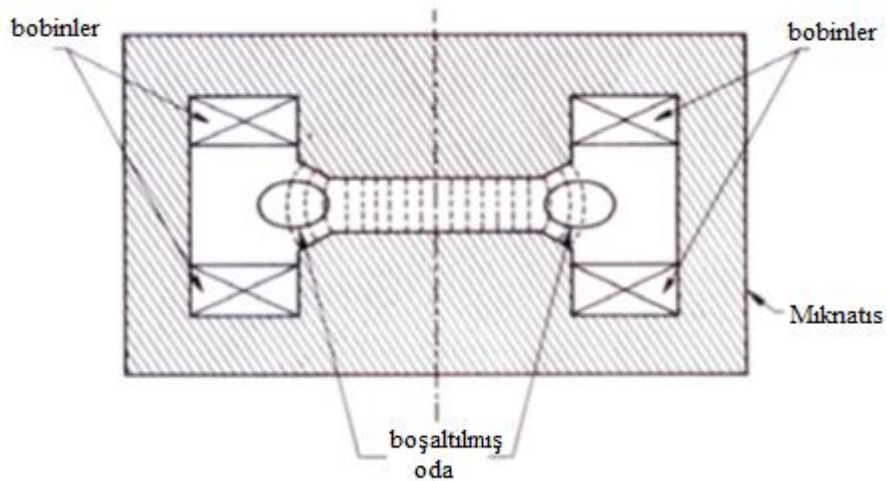
Taneciğin, bağı ve atomun minicik çekirdeğini parçalayabilecek kadar hızlı gidişinin nasıl olduğunu ortaya çıkarmak bilim adamlarının yıllarını aldı. Tanecikleri hızlandırmanın oldukça değişik metotları denenmiş bulunuyor. Bununla birlikte, bu metotlardan hepsi taneciklerin daha hızlı gitmesini sağlamak için elektrik alanları kullanılırlar. Alan, kuvvetin bulunduğu bir bölgedir. Mesela: güneşin çekim alanı etki bölgesi içindeki tüm nesnelere üzerinde bir kuvvet uygular. Elektriksel olarak yüklü tanecikler de aynı zamanda bir kuvvet uygularlar. Elektronun negatif yükü, pozitif yükü elektronları çeken ve negatif yüklü olanları iten bir alan yaratır.

Genellikle, tanecik hızlandırıcısı içerisindeki bir kısım elektronları çekmesi için pozitif yük ve başka bir kısıma da elektronları itmesi için negatif yük verirken, hızlandırmak için bir yüklü parçacık mesela, bir elektron diyelim içeri alır, önden çekilen ve arkadan itilen elektronlar iki kısım arasında uçarlarken hızlanırlar. Bu kuvvetlerin arka arkaya uygulanması çok yüksek hızlarda hareket eden elektronların elde edilmesini sağlar.

Elektronlar, manyetik alanlar yardımıyla bir çizgi üzerinde tutulurlar. Yüklü bir tanecik düzgün bir manyetik alanda hareket ederken, filan onu dairesel bir yol üzerinde döndürecektir. Alan güçlendikçe taneciğin izlediği yol daha da eğilecektir, j Tanecik hızlandırıcısının diğer mıknatısları; büyütecin ışığın ışınlarını bir noktada toplamasına benzer bir yolla; taneciklerin ışınlarını bir noktada toplar.

Bununla birlikte betatron elektronları hızlandırmak için değişik bir metod kullanır. Diğer tanecik hızlandırıcıları gibi, tanecikleri hızlandırmanın bilinen tek yolu olan elektrik alanlarının kullanımından faydalanır.

Makinanın değişik kısımlarına elektrik yüklerinin verilmesi yerine betatron belirli koşullar altında bir manyetik alanın bir elektrik alanı yaratabileceği gerçeğinden yararlanır. Aynı prensip transformatörlerde de kullanılır.



Şekil 3.3. Betatron

Betatron aynı prensibi kullanır, fakat orada şu fark vardır: Telde elektron akımı yaratmak için değişen elektrik alanının kullanılması yerine, betatron onu demir nüve etrafında dairede yer alan serbest elektron gruplarını itmek için kullanır. Böylelikle betatron elektriksel gücü bobinden serbest hareket eden elektronlara nakleder. Betatron, ikinci devre bobini daha önce olduğu gibi bobin olmayıp, serbest elektronlar olan bir transformatördür.

Genellikle, elektronlar daha hızlı hareket ederlerken manyetik alan tarafından daha az eğilecekler ve merkezden uzaklaşan helezonlar teşkil etmeye başlayacaklardır. Bununla birlikte, betatron; elektriksel güç artırılırken nüvede oluşan manyetik alanın dairesel bir yörüngedeki elektronları eğmek için yalnızca gerekli miktar kadar artacağı bir şekilde inşa edilir. Serbest elektronların ne kadar hızlı gittikleri önemli değildir, çünkü hala bir daire içinde hareket etmektedirler.

Bazı betatronlar, elektronları ışık hızının %99,999'da hareket ettirdikleri halde, bu hız hatta betatronlardan daha güçlü hızlandırıcıların geliştirilmesine olanak sağlayan nükleer fizikçilerin amaçları için hala yeterli değildir.

Fakat, betatron tıpta ve endüstride çok kıymetli bir aygıt olmuştur. Elektronlar en üst hıza ulaştıkları zaman makinede hedef olarak adlandırılan bir metal parçasına çarptırılırlar. Yüksek hızlı elektronlar hedefe çarptıkları zaman X ışınları üretirler. Elektronlar daha fazla enerjiye sahip olursa, ortaya çıkan X ışınları da daha güçlü ve nüfuz edici olur. Doktorlar, betatronlar tarafından üretilen yüksek enerjili X-ışınlarının vücut derinliklerindeki kanserli bölgeleri daha iyi tedavi edebildiğini ve normal X Işını makineleri tarafından üretilen düşük enerjili X ışınları kadar deriyi yakmadıklarını ortaya çıkarmış bulunuyorlar. Betatronlar aynı zamanda hastanelere kullanışlı hale getirilebilen voltluk güç kaynaklarıyla çalışabilirler. Betatron'un yapısı, ısıtılmış bir volfram flamanınca üretilen elektronlar manyetik alanda düzenli ayarlamalar yapılarak vakum odasında hızlandırılır. Sağda: Genişleyen spiral yörüngede hızlanan elektronlar görülmektedir, böylece partikül demeti metalik bir hedefe çarpar ve X ışınları oluşur.

3.1.1.2. Mikrotronlar

Mikrotronlar bir elektron hızlandırıcısı olup lineer hızlandırıcı ile siklotron karışımı bir tedavi cihazıdır. Yapıları basit ve enerji seçimi kolaydır. Diğer lineer hızlandırıcılara göre daha küçük cihazlardır. Tek bir mikrotron jeneratörü birkaç tedavi odasına elektron demeti sağlayabilmektedir. Bu lineer hızlandırıcılar ile uygun donanıma sahip simülör ve tedavi planlama sistemleri kullanılarak doz optimizasyonunu en iyi şekilde sağlayan tedavi teknikleri uygulanabilir hale gelmiştir.

Genellikle bu iyon odaları geçirgen tipte olmalarına rağmen, bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik thimble iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odasının fonksiyonu, doz miktarını, integral dozu ve alan simetrisini ölçmektir.

Doz hızındaki değişiklik, iyon odasındaki iyon birikimini etkilemez. Bu iyon odası, ışın kalibrasyonu için kullanılan iyon odalarının tersine dışarıdaki havanın basıncı ve sıcaklığından etkilenmez. Fakat yine de bu iyon odaları periyodik olarak kontrol edilir [11].

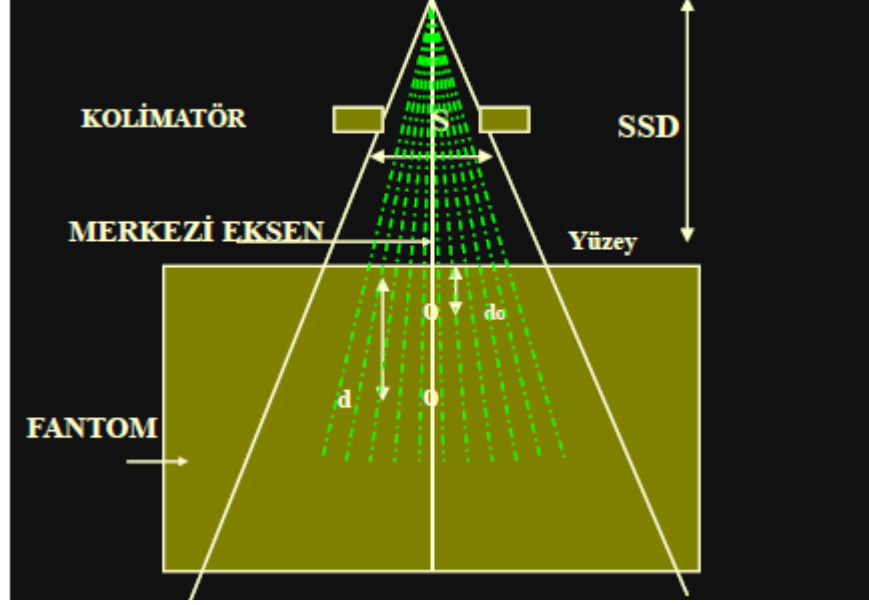
3.1.2. Tedavi Planlama Sistemi

Hastalar için ne kadar doz aldığı ve dozun nereye ve ne kadar oranda uygulanacağı önemli parametrelerdir. O yüzden tüm kanser tedavileri belli bir plana göre yapılmaktadır. Özel bir bilgisayar ekranı, oluşan radyolojik bulguları görüntülemeyi sağlayan filmler vb. donanımlardan oluşan belli bir düzen içinde çalışan düzeneklerdir. Farklı enerjilerde, farklı kaynak-cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturulur.

Işınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı, saçılan hava oranı, doku maksimum oranı, kolimatör saçılma faktörü ve fantom saçılma faktörü gibi dozimetrik niceliklerden gerekli olanları planlama sistemine girilir.

% DD (Percent-Depth-Dose (Derin Doz Yüzdesi Kavramı)): %DD, herhangi bir d derinliğindeki absorbe dozun, hüzmeye merkezi eksenini boyunca d_0 referans derinliğindeki absorbe doza oranıdır.

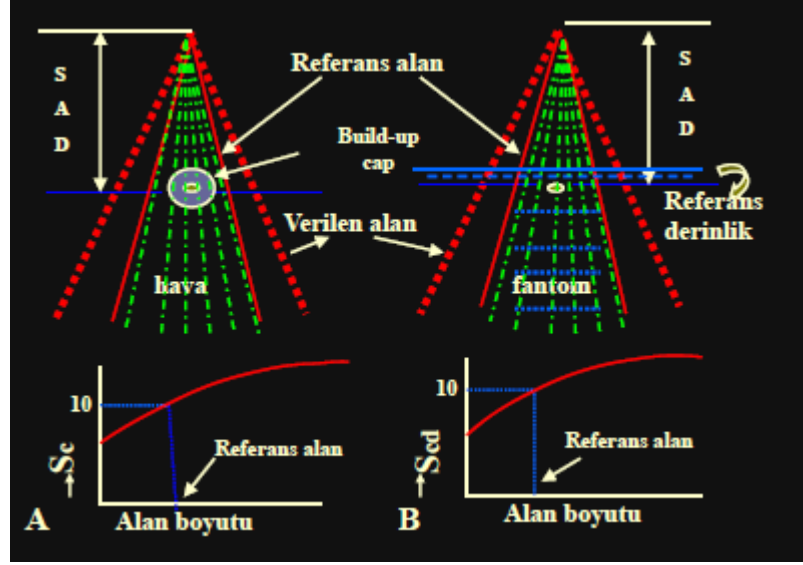
Orta voltaj ve düşük enerjili X-ışınları için referans derinliği genellikle $d_0=0$ yüzeydedir. Daha yüksek enerjiler için referans derinlik, en yüksek absorbe doz (build-up) noktasında ($d_0 = d_{max}$) alınır.



Şekil 3.4. %DD'un şematik izahı

Kolimatör saçılması düzeltme faktörü (S_c): S_c , out-put faktörü olarak isimlendirilir. Bu faktör, verilen bir alan için havadaki out-put'un referans alanının (10x10cm) out-put'una oranı olarak tanımlanabilir. S_c , verilen bir enerji de maximum dozu elde etmek için yeterli büyüklükteki build-up cap'li iyon odaları ile ölçülür.

Fantom saçılma düzeltme faktörü (S_p) : S_p , alan büyüklüğü değişirken , fantomda bir referans derinliğinde ortaya çıkan saçılan radyasyondaki değişimi göz önüne alır. S_p verilen bir alan için referans derinlikteki (Örn: d_{max}) doz şiddetinin, aynı kolimatör açıklığıyla, referans alan büyüklüğü için, aynı derinlikteki doz şiddetine oranıdır.



Şekil 3.5. Kolimatör saçılması düzeltme faktörü (S_c), fantom saçılma düzeltme faktörü (S_p) şematik izahı

TAR(Tissue-Air-Ratio): Doku içinde bir d derinliğinde absorbe edilen dozun (D_d), aynı koşullarda havada absorbe edilen doza (D_{fs}) oranı TAR (doku hava oranı) olarak tanımlanır.

SAR (Scatter-Air-Ratio): SAR, fantomda verilen bir d derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada serbest havadaki doza oranıdır. SAR (saçılma hava oranı) irregüler alanların dozimetresinde kullanılır.

TPR (Tissue phantom ratio): TPR, fantomda verilen noktadaki dozun, referans derinlikte (genellikle 5-10 cm) aynı noktadaki doza oranı olarak tanımlanabilir.

Hüzme enerjisi için kullanılacak referans derinlik d_{max} gibi sabit bir nokta alınırsa TPR'den TMR (Tissue maximum ratio) kavramı ortaya çıkar. TPR (doku fantom oranı) herhangi bir referans derinliğe normalize edilebilen genel bir fonksiyondur. Eğer referans derinlik d_{max} gibi sabit bir nokta alınırsa TPR'den TMR (maksimum doku oranı) kavramı ortaya çıkar. Hesaplanabilir fonksiyonların makine parametrelerinden bağımsız olması için ölçümlerin build-up bölgesini kapsamaması gerekir.

Bu nedenle referans derinlik en geniş d_{max} ' dan daha büyük veya d_{max} 'a eşit olmak zorundadır. d_{max} alan boyutu ile azalma ve SSD ile artma eğiliminde olduğundan d_{max} en küçük alan ve en büyük SSD için seçilmelidir.

Hastanın ışınlanacak bölgesinde bulunan kritik organlar ve tedavi edilecek hedef hacim uzman doktorlar tarafından çizilir. Uzman doktor tarafından belirlenen plana göre foton grupları oluşturularak tedavi yapılacak dokuya gönderilir. Bütün planlama tamamlandıktan sonra sistemin tüm dozuna uygun periyodik işlemler gerçekleştirilir.

3.1.3. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları

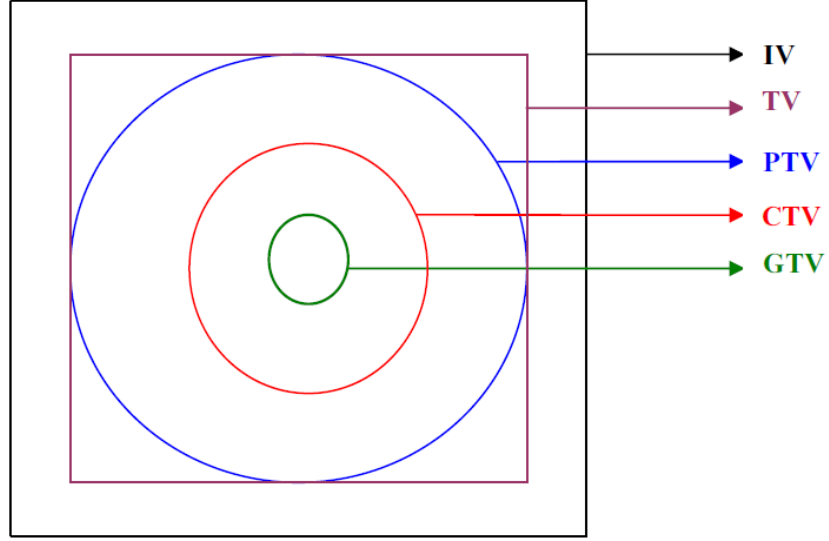
Radyoterapide amaç, tümör hacmine gerekli olan dozu verilirken radyasyon alanında bulunan kritik organ ve sağlıklı dokuların korunmasıdır. Tümör için en uygun ışını en uygun teknikle tümör alanına ulaştırmak, tümör hücrelerini yok ederken normal dokuları korumak radyasyon tedavisinde önemlidir.

Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlamasının yapılabilmesi için hacim kavramları iyice öğrenilmelidir.

Bu hacim kavramları:

1. Görüntülenebilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
2. Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV)
3. Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV)
4. Tedavi hacmi (Treated Volume, TV)
5. Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV)
6. Riskli organ (Organ at Risk)

Tüm bu hacim kavramları şekilde şematik olarak gösterilmiştir [12].



Şekil 3.6. Radyoterapide kullanılan hacim kavramlarının şematik gösterimi

3.1.3.1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Gross tümör hacmi, tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve büyüklüğü bilgisayarlı tomografi ve radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığıyla belirlenir [12].

3.1.3.2. Klinik Hedef Hacmi (CTV)

Klinik hedef hacim, tanımlanabilir tümör hacmi veya yok edilmesi gereken doku hacmidir (Anonymous, 1999). Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi şarttır.

3.1.3.3. Planlanan Hedef Hacmi (PTV)

Planlanan hedef hacim, tedavi planlaması için kullanılan bir niceliktir. Tedavideki kurulum hatalarından dolayı CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içinde kalmasını sağlamak amacıyla CTV'ye pay bırakılarak PTV tanımlanır. Ayrıca önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminde kullanılır.

3.1.3.4. Tedavi Hacmi (TV)

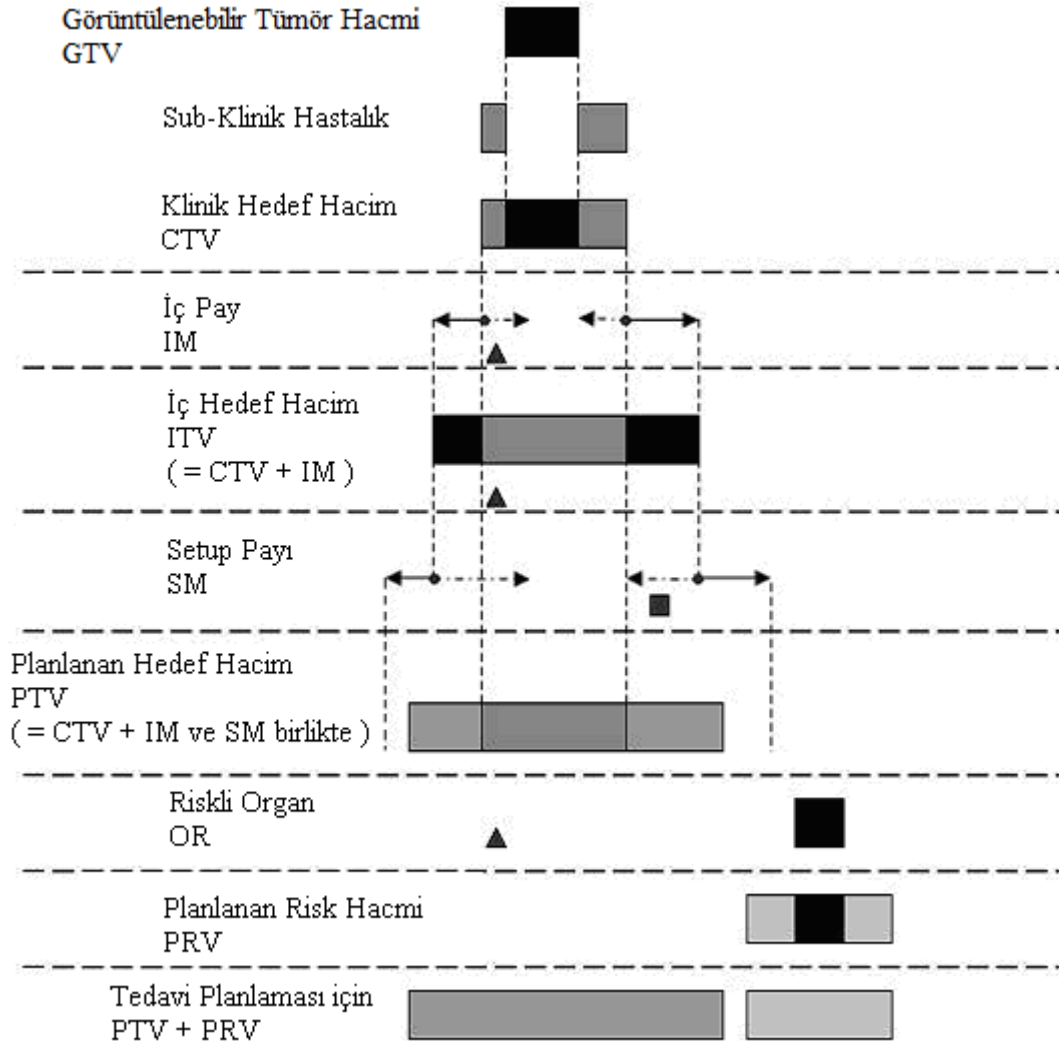
Tedavi hacmi, belirlenen dozun, planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkolojisi ekibinin komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde doz alan doku hacmidir [12]. Yani bir izodoz yüzeyi tarafından sarılmış hacimdir.

3.1.3.5. Işınlanan Hacim (IV)

Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre gereken miktarda doz alması beklenen doz hacmidir [12].

3.1.3.6. Riskli Organ (OR)

Riskli organ, radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır.



Şekil 3.7. ICRU 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi

3.1.4. Doz Hacim Histogramı (DVH)

Hastanın vücut yapısına göre 3D tedavi planlama sistemine ait doz eşdeğer ifadelerini veren ifadedir. Bu histogramlar tüm tedavinin kısa planı gibidirler. Tedavinin planlanması ve tedavi yapılacak bölgelerin genel durumu hakkında bilgi veren grafiklerdir. Elde edilen ifadeler yüzde olarak hesaplanırlar.

Bir doz-hacim histogramı sadece, ne kadar hacimde doz soğurulduğuyla ilgili nicel bilgiyi sağlamakla yetinmez ve ilgili her bir anatomik yapı için tek bir eğri ile tüm doz dağılımını belirler. Bu nedenle bu, verilen planın değerlendirilmesi ya da karşılaştırılması için önemli bir araçtır.

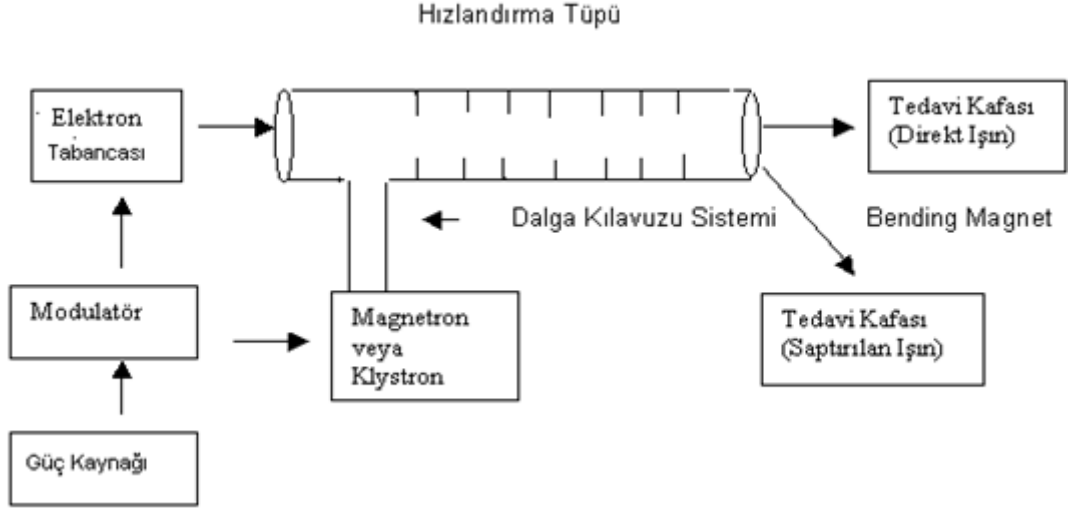
Doz- hacim histogramları iki şekilde gösterilirler:

a. Diferansiyel DVH: Hedef hacim için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren tek bölümün işaretlendiği DVH'dır. Hedef hacimlerin DVH'larında farklı dozların farklı hacimlere verilmesi nedeniyle çok pik görülür.

b. Kümülatif DVH: Diferansiyel DVH yöntemi ile tedavi planının yapıldığı alanın miktarı bulunamaz. O zaman kümülatif DVH sistemi kullanılmaya başlanılır. Otomatik bilgisayar sistemi ile verilecek dozun miktarı hesaplanılır ve bu dozun sistemde doz histogramları çizilir. Kümülatif DVH, 0 Gy doz için % 100 hacimle başlar ve alınan dozlara kadar devam eder

3.2.1. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları, uzun tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkların enerjilerini artırmak için hızlandırılarak elektron ve X ışını üretmek amacı ile kullanılırlar [10].



Şekil 3.8. Medikal lineer hızlandırıcı temel yapısı

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazı temel yapısı Şekil 3.8. de görülmektedir.

Lineer hızlandırıcılarda güç kaynağı modülatöre DC akım sağlar. Bu akım ise tüm devreye pulslu akım sağlamaktadır. Bu devreye akım hidrojen thyatron lambaları ile sağlanır. Bu sistem magnetron veya klystron ile devam eder. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır. Yüksek güç osilatörü gibi çalışmaktadır. Klystron mikrodalga üreticisi değil yükselticidir. Lineer hızlandırıcılarda 3000 MHz'lik mikrodalgalar kullanılmaktadır. Klystronlar düşük güç osilatörlerine ihtiyaç duymaktadırlar. Magnetron veya klystronda oluşturulan mikrodalgalar, basınçlı gazla doldurulmuş taşıyıcı dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe taşınmaktadır.

Mikrodalgalarla eş zamanlı olarak, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılması ile termo iyonik yayınımla elde edilen elektronlar bir potansiyel fark altında hızlandırılarak 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpe gönderilirler [10].

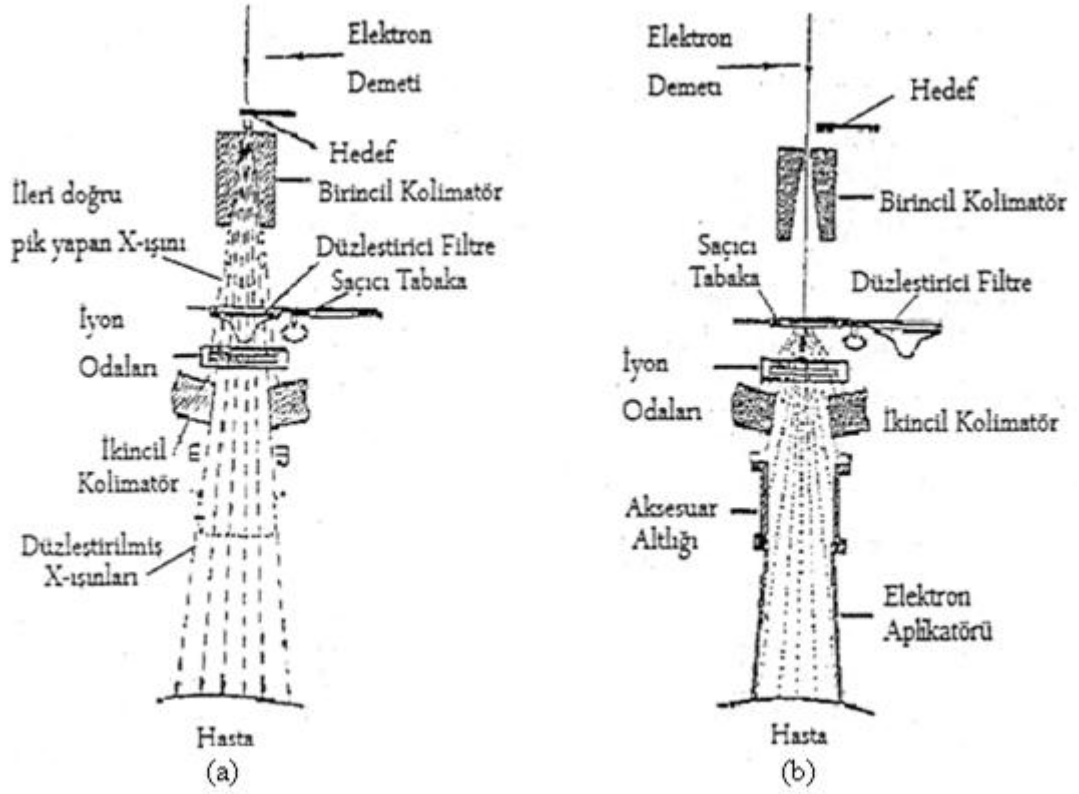
Hızlandırılan elektronları ince bir demet şeklinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olur. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilen uzun hızlandırıcı tüp bulunur. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacı ile hızlandırılmış elektronlar 90° ve 270° saptırıcı magnetler ile saptırılarak hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına gönderilir [10].

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabileceği gibi yüksek atom numaralı metal disk biçimindeki bir hedefe çarptırılarak X ışınları da elde edilir. Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron akımı sağlanacak biçimde genişletilir. Hızlandırılmış elektronlar hedefte durdurulduğunda ise, frenleme X ışınları oluşmaktadır. Frenleme ışınması olayında, elektron enerjisi gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili X ışınının spektrumuna dönüşmektedir. Bir lineer hızlandırıcıda, bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını arttırmak için gaz sistemi de diğer sistemlerdir.

3.2.1.1. Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası Yapısı

Lineer hızlandırıcı tedavi kafası kurşun, tungsten veya karışımından yapılmış kalın bir tabaka içerir. Genel olarak bir lineer hızlandırıcı tedavi cihazı ışınlama kafa yapısının içinde hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, saçıcı filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler ve kolimatörün altında kama filtre ve koruyucu blok tepsisi takılması için özel yerler bulunmaktadır.

Tedavi kafasının, radyasyon sızıntısına karşı radyasyondan korunma kurallarına uygun şekilde yeterli kalınlıkta zırhlanması yapılmaktadır [10].



Şekil 3.11. Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası (a) Hedefin olduğu zamanki durum (b) Hedefin olmadığı zamanki durum

Tedavi ışını hedeften sonra ilk olarak sabit birincil kolimatörler tarafından kolime edilmektedir. Kolime edilen X ışını, düzleştirici filtreye gelir. Elektron durumunda ise bu filtre kalkmakta ve saçıcı filtre ile yer değiştirmektedir. Sonra X ışını veya elektron demeti monitör iyon odasını ve hareketli kolimatörleri geçerek hastaya ulaşmaktadırlar [10] .

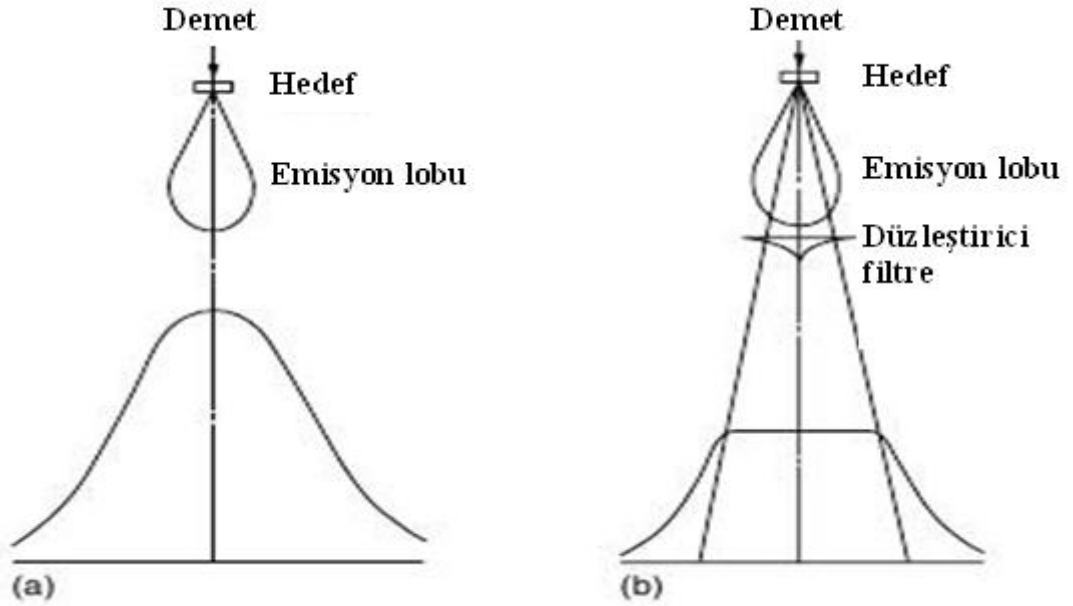
3.2.1.2. Hedef

Hızlandırılmış elektron demetleri hedefe çarptırılarak yüksek enerjili foton demetleri oluşturulur. Hedef, yüksek atom numaralı maddelerden yapılır. Metal bir disk görünümündedirler.

3.2.1.3. Düzleştirici Filtre

Hedefte üretilen X ışını demeti tedavi için uygun hale getirilmek amacı ile ayarlanmalıdır. Daha uygun hale;

- Hedef hacmi kaplayan doku tarafından, kolaylıkla daha çok soğurulan düşük enerjili fotonların uzaklaştırılmasıyla,
- Değişmeyen aynı doz profillerini üretmek amacı ile yoğunluk dağılımının değiştirilmesiyle getirilmektedir.

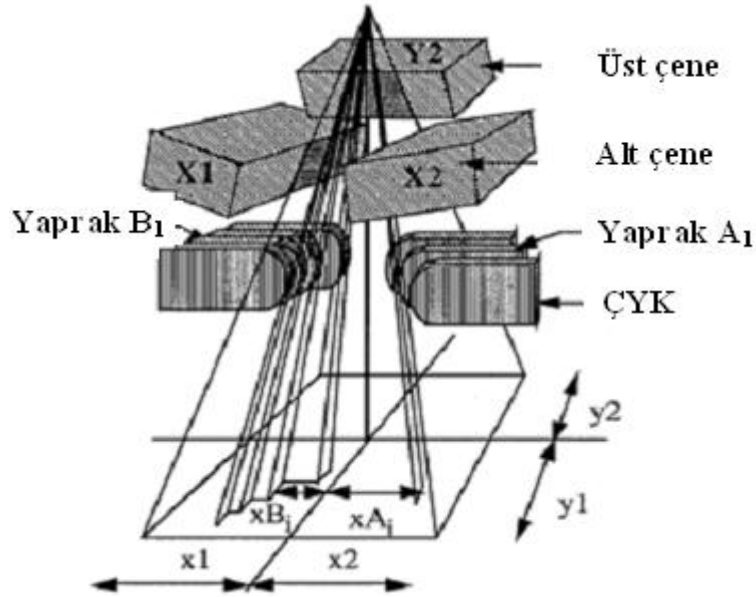


Şekil 3.12. (a) Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman
(b) Düzleştirici filtre kullanıldığı zaman

Bu değişiklikler filtre kullanımı ile gerçekleştirilmektedir. Alan kenarında, fantomdan saçılan radyasyonda azaltmayı dengelemek amacı ile böyle bir profil demet merkezi ekseninde maksatlı olarak düşürülmüştür. Bu nedenle, kalın bölümü merkezi eksene gelecek şekilde bir koni biçimindedir. Bu filtreler genellikle kurşundan yapılmaktadır. Tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya alaşımları da kullanılmaktadır [10].

3.2.1.4. Kolimatör Sistemi

Kolimatörler, tungsten ve kurşun gibi yüksek atom numaralı, yüksek yoğunluklu maddelerden yapılmış bloklardır. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafa yapısında hareketsiz birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler bulunmaktadır. (Şekil 3.12). Birincil sabit kolimatör X ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin vermektedir. Bu kolimatör aynı zamanda kafa sızıntısını engellemeye yardımcı olur. İkinci kolimatörler farklı dikdörtgensel alanlar oluşturabilmek için kullanılır [13]. Tedavi amaçlı lineer hızlandırıcılarda Çok Yapraklı Kolimatörlerde (ÇYK) kullanılabilir. Bir ÇYK sistemi her biri tek başına hareket edebilen yaprak çiftlerinden oluşmaktadır. Bu sayede düzensiz ve asimetrik alan şekilleri oluşturulabilmektedir. ÇYK'ün başlıca avantajları ; hazırlamasının daha kısa ve basit olması, tedavi odasına girmeye gerek kalmadan kullanılması ve alan şeklinin kolay değiştirilebilir veya düzeltilebilir olmasıdır. Tedavi masrafları daha azdır çünkü kişisel koruma blokları gerekmemektedir. ÇYK ile hastanın aynı pozisyonda kalmasını gerektiren tedavi süresi kısaltılmaktadır. Başka bir avantajı da ışınlama sırasında da alan şeklini değiştirebilmesidir. ÇYK sistemlerinin dezavantajları ise yapraklar arası radyasyon kaçağı, daha geniş yarı gölge ve bazı kompleks alan şekilleri üretme problemleridir [14]. (Şekil 3.13).



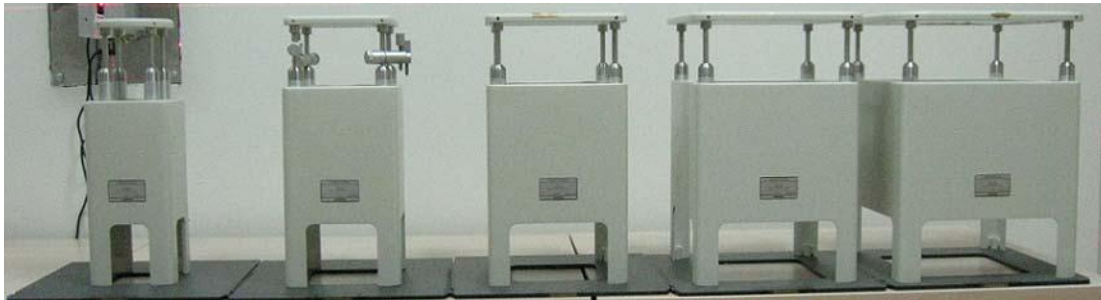
Şekil 3.13. ÇYK ve standart kolimatör sistemi

3.2.1.5. Monitör İyon Odası

Foton akısı düzlem iyon odası ile kontrol edilebilmektedir. İyon odaları radyasyon dozuna ek olarak çeşitli ışın parametrelerini (örn. monitör doz hızı ve alan simetrisi) kontrol etmek amacıyla da kullanılmaktadırlar. Tüm demeti izlemesi için genellikle düz paralel düzlem (plaka) iyon odaları kullanılmaktadır. Fakat bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılabilir. Medikal hızlandırıcılarda birbirinden bağımsız ve kontrol amaçlı iki ayrı iyon odası sistemini bulundurmaktadırlar [10]. İyon odasının ışınlama kafasındaki pozisyonu önemli bir faktördür. İyonizasyon akımı kolimatörler tarafından artırılabilir, kolimatör değişimi ile değişebilir. Bu durum, değişen alan boyutu ile monitör unit başına dozda değişikliğe neden olabilmektedir. İyon odasının farklı kısımlarına iletilen geri saçılmalardaki farklılıklar ışın parametreleri kontrolünü etkileyebilmektedir. Bu etkileri en aza indirmek için, kolimatör ile iyon odası arasında metal plaka konulmalı ve iyon odası kolimatör mesafesi maksimum yapılması önerilmektedir.

3.2.1.6. Elektron Aplikatörleri

Saçıcı foillerden geçen elektronlar açısız olarak saçılırlar. Saçıcı foil ve hızlandırıcı kafasındaki diğer aparatlardan saçılan elektronlar hastada kabul edilmez bir yarı gölge oluşturur. Bu durumu engellemek için aplikatör (kon) kullanılır.



Şekil 3.14. Elektron Aplikatörleri (kon)

3.2.2. Fantomlar

Radyasyonla çalışırken alınabilecek dozların bilinmesi dozimetri çalışmaları açısından gereklidir. Radyasyonla çalışma şartlarının incelenmesi ve araştırılması için insan eşdeğeri olarak kabul edilen " fantom " adı verilen malzemeler kullanılır. Ancak insanlar yapısal ve biçimsel olarak bazı farklılıklara sahiptirler. Bunun için genellikle benimsenen yol " standart insan " tanımında fantom kullanılmasıdır.

Fantomların kullanımı sırasında önemli olan fantom malzemesidir. İyi bir doz değerlendirmesi, insan yapısına en iyi benzeşime sahip malzeme kullanılması ile olur. İnsan dokuları tamamiyle de birbirine benzer değildir.

İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu, 1 g/cm^3 'ün altında fakat 1 g/cm^3 'e çok yakındır. Bu ise, 1 g/cm^3 yoğunluğa sahip elemanların fantom malzemesi olarak kullanılmasına neden olmuştur. İnsan vücudunun %65'inden fazlasının su olması nedeniyle su sıvı fantom malzemeleri daha çok tercih edilmektedir.

3.2.2.1. Fantomların Sınıflandırılması

A. Geometrilerine göre Fantomların Sınıflandırılması

1. Atomik Fantomlar
 - a. Rando Fantomlar
 - b. Torso Fantomlar
2. Kübik Fantomlar
3. Silindirik ve Konik Fantomlar
4. Eliptik Fantomlar
5. Levha Fantomlar

B. Malzemelerine Göre Fantomlar

1. Su Fantomları
2. Solisyon Fantomlar
3. Polimer Fantomlar
4. Briket Fantomlar
5. Alüminyum Fantomlar
6. Yumuşak Doku Fantomları

C. Canlı Fantomlar

D. Fantomların Pozisyonlarına Göre Sınıflandırılması

1. Baş Fantomu
2. Gövde Fantomu
3. Ayrık Organ veya Vücut Bölgesi Fantomları
 - a. Ayakta veya Yatan Fantom
 - b. Oturan fantom

E. Cinsiyet Irk ve Yaşa Göre Fantomların Sınıflandırılması

F. Özel Fantomlar

İyonlaştırıcı ışın kullanılarak kanseri dokuyu tedavi etmek için kullanılan bir yöntemdir. Radyoterapinin temel amacı kanserli dokuyu tedavi ederken etrafındaki canlı dokuyu da olabildiği kadar korumaktır. Günümüzde kansere karşı tedavi çeşitleri her geçen gün gelişmekte ve iyi yönde gelişme göstermektedir. Kanser tedavisinin doğru bir şekilde yapılabilmesi için ışınlamanın düzenli bir şekilde takip edilmesi gerekir.

Ölçümlerin daha doğru sonuçlar vermesi ve tedavi planlama sisteminin düzgün olarak yapılabilmesi için su fantomları kullanılır. Su fantomları içinde distile su bulunan dedektörle kontrol edilen ve bilgisayarla işlemin sonuçlarının görüldüğü bir düzenektir. Elektrometre fantomundan elde edilen her bir birimdir.

Su fantomlarında önemli olan ışığın giriciliğini ve kalitesini kontrol etmektir. Su fantomlarında derinlik doz grafiklerinin çizilmesi için su içinde bulunan ve bilgisayarla kontrolü yapılan dedektörlerden faydalanılır.

Bu tezde medikal lineer hızlandırıcının ışın kalite kontrolünde kullanılan üç boyutlu su fantomuna ait farklı derinlik doz değerleri ölçüldü. Bu ölçümlerden elde edilen sonuçlardan, Düzgünlük, Doz profili, Simetri, Penumbra ve Mayneord Faktörü değerleri hesaplandı.

İnsan yoğunluğu su yoğunluğuna yakın olduğundan dozimetrik çalışmalarda çoğu kez su fantomu kullanılması tercih edilmektedir. Bu yüksek lisans tez çalışmasında, insan vücudunu iyi simüle etmesi nedeniyle su fantomu ile deneyler gerçekleştirilmiştir.

Ölçümler Farmer iyon odası (2570-115 ve 2571-242) ile yapılmıştır. Doz ölçümleri PTW Farmer tipi 30001 modeli dozimetre ile ölçülmüştür.

Laboratuvarda ölçüm işlemi sırasında sıcaklık ve basınç eşdeğerleri sürekli olarak kaydedilmiştir. Basınç sıcaklık faktörleri hesaplanarak ölçümlere yansıtılmıştır.

3.3. Kerma

Fotonlar ve nötronlar gibi kendiliğinden iyonize radyasyona uygun bir kavramdır.

Nötronların ve fotonların enerji salınımları iki aşamada incelenir. İlk olarak foton ve nötron enerjisini radyolojik etkileşimler yardımıyla mesela elektronlarla sağlar. Daha sonra ise atomlardan elektron salınımları ile aktarır.

Kermanın birimi kilogram başına joule'dur (J/kg). Kerma birimi Gray'dir (Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg.}$$

3.3.1. Işınlama Kaynağı

Işınlama kaynağı olarak "Siemens Stabilipan marka sistem 100 – 300 kV potansiyelde" X ışını kaynağı kullanılır (Şekil 3.15). Radyasyon korunmasında kullanılan dozimetrelerin kalibrasyonlarında 300 keV enerjinin altındaki radyasyon kalitesine sahip X - ışını sistemleri kullanılmaktadır. SSDL, the International Bureau of Weight and Measures (BIPM) ve International Organization for Standardization ISO 4037-1,2,3 standardına uygun olarak çizelge 3.1’de verilen X ışını Narrow spectrum serisini oluşturmuştur. Ayrıca tedavi düzeyli dozimetre kalibrasyonlarında kullanılan X ışını kaliteleri elde edilmiş olup çizelge 3.2’de verilmektedir. Bu amaçla iki farklı potansiyelde hızlandırılan X - ışını sistemine sahip olup Yxlon marka 10 - 160 kV potansiyel, Siemens Stabilipan marka sistem 100 – 300 kV potansiyelde kullanılmaktadır.



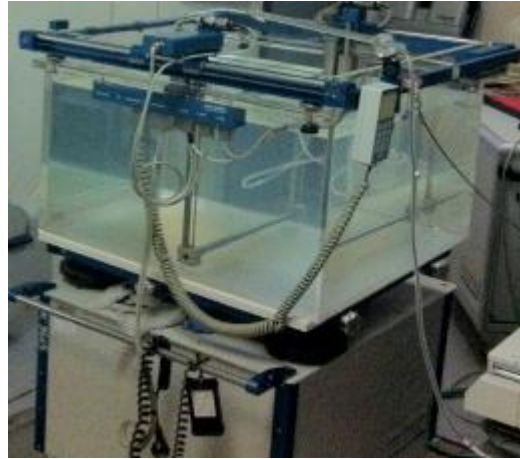
Şekil 3.15. X Işını sistemi (Siemens Stabilipan marka)

Çizelge 3.1. SSDL X-Işını ISO Narrow Spektrum Serisi

Tüp potansiyeli [kV]	İlave filtre [mm]		HVL [mm]	
	Al	Cu	Al	Cu
100	3.5	-	3.9	-
135	1.0	0.23	-	0.50
180	1.0	0.51	-	1.01
250	1.0	1.65	-	2.50

Çizelge 3.2. SSDL Tedavi Amaçlı X Işını Radyasyon Kaliteleri

Radyasyon kalitesi	Ortalama Enerji (keV)	Tüp Potansiyeli (Kv)	İlave Filtre (mm)				HVL (mm)
			Al	Cu	Sn	Pb	Cu
N40	33	40	4.00	0.21	-	-	0.079
N60	47	60	4.00	0.66	-	-	0.235
N80	65	80	4.00	2.00	-	-	0.60
N100	83	100	4.00	5.00	-	-	1.18
N150	117	150	4.00	-	2.53	-	2.50
N200	164	200	4.00	2.00	3.00	1.00	4.00
N250	207	250	4.00	-	2.00	3.00	5.00



Şekil 3.16. Su Fantomu

3.3.2. İyon Odası



Şekil 3.17. İyon Odaları

İyon odası sistemlerinde en sık kullanılan Farmer tipi iyon odasıdır. Farmer tipi iyon odaları sudan etkilenmedikleri için daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlarlar. Ayrıca özel aparatlar eklenerek az da olsa hava ölçümlerinde de kullanılabilirler.

Duvar kalınlığı 0.4 mm (70 mg/cm²) ve toplam uzunluğu 5.8 mm'dir. Duvar malzemesi yoğunluğu 1.32 g/cm³ olan PEEK'ten, elektrotu ise yoğunluğu 1.76 g/cm³ olan Shonka C522'den yapılmıştır. Ölçüm alabilmesi için gerekli olan polarizasyon voltajı ± 300 V'tur.

3. 4. Ölçüm Düzeneği

Bu çalışmada incelenen yüzde derin doz ve doz profili ölçümleri için Şekil 3.18 de görölen ölçüm düzeneği kurulmuştur. Sistem hızlandırıcı odası içerisinde kurulu olup, oda dışına yerleştirilmiş bilgisayarlı kontrol sistemi tarafından kontrol edilir.



Şekil 3.18. Deney Düzeneği

3.4.1. Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri

Dozimetrik açıdan %DD değerlerinin ölçülmesindeki amaç, lineer hızlandırıcının kabul testlerinde elde edilen değerlerden maksimum %2 sapmaya izin verilerek çalışmasını temin edilmesidir.

Ölçümler yapılırken laboratuvarın sıcaklık basınç değişimleri sürekli kontrol edilmiştir. Sıcaklık ve basınç düzeltme faktörü QF olarak ifade edilmektedir (Denklem 3.1).

Öncelikle derinliğe bağlı doz değerlerinin elde edilmesi gerçekleştirilmiştir. Denklem (3.2) de farklı derinlik doz değerleri elde edildi.

Normal sıcaklık 20°C, oda sıcaklığı 23,5°C ve açık hava basıncı (deniz seviyesi) = 1013 mb olarak alınmıştır. Sıcaklık çevirmesi mutlak sıcaklık Kelvin değerine çevrilmiştir.

$$QF = \frac{273,16 + 23,5}{293,16} \times \frac{1013}{1008,4} = 1,01655 \quad (3.1)$$

$$PDD_2(d, SSD_2, S) = PDD_1(d, SSD_1, S) \times F \quad (3.2)$$

$$SSD_1 = 100 \text{ cm}$$

$$SSD_2 = 180 \text{ cm}$$

S = Işınlanan bölgenin alanı

SSD = 100 cm için 10x10, 15x15, 20x20 30x30, 35x35, 40x40 değerlerinde alınmıştır.

SSD =180 cm için 18x18, 27x27, 36x36, 54x54, 63x63, 72x72 değerlerinde alınmıştır.

F=Mayneord faktörü

Mayneord Faktörü: Radyasyon terapisinde, ışınlanan hedefin uzaklığının, derinlik doz yüzdesi ile değişimini düzenleyen ters kare düzeltmesidir.

$$F = \left(\frac{SSD_1 + d}{SSD_1 + d_{\max}} \right)^2 \times \left(\frac{SSD_2 + d_{\max}}{SSD_2 + d} \right)^2 \quad (3.3)$$

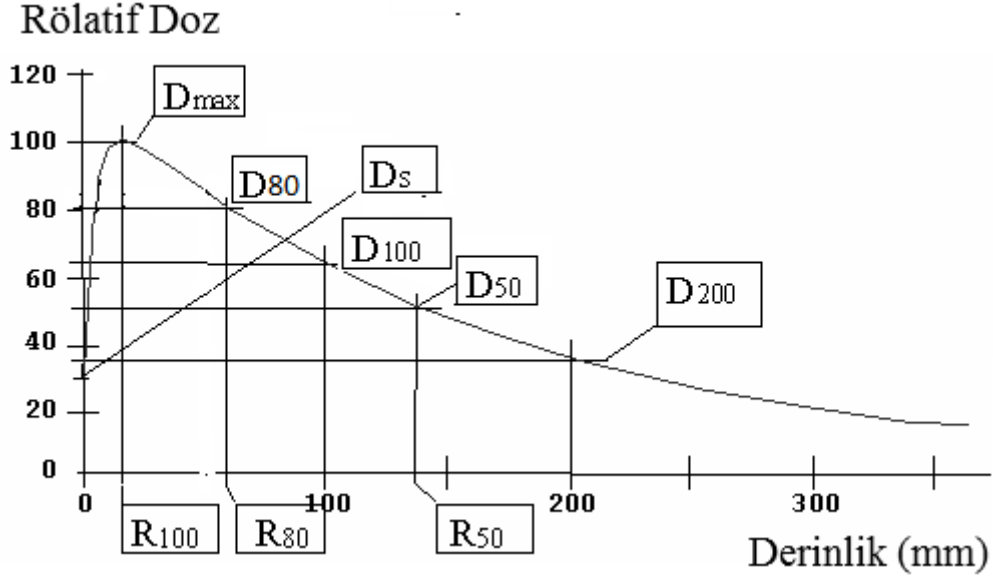
Bu eşitlikte $d_{\max}=24$ cm alınmıştır. Bu değer su fantomunun derinliğine eşittir.

d = derinlik değeri (1.5 cm ile 25 cm arasında değişmiştir.)

Elde edilen değerler bulgular ve tartışma kısmında tablolar ve grafikler halinde değerlendirilmiştir.

Dozimetrik açıdan %DD değerlerinin ölçülmesindeki amaç, lineer hızlandırıcının kabul testlerinde elde edilen değerlerden maksimum %2 sapmaya izin verilerek çalışmasını sağlanır. Elde edilen derin doz eğrisindeki bazı önemli dozimetrik noktaların değerleri kontrol edilir (Şekil 3.19).

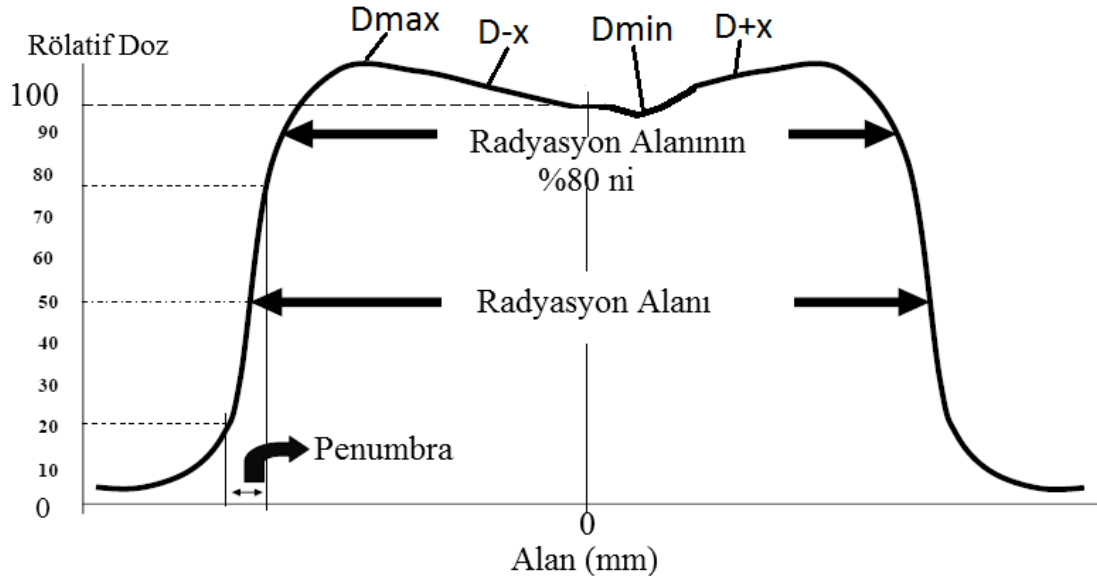
%DD ölçümleri iki foton enerjisi 300 kV ve 250 kV enerjili X ışınları hüzmesi için için hedef-su yüzeyi mesafesi 100 cm olacak şekilde merkezi eksen boyunca yapılır. Ölçümler 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 35x35, 40x40 alanda yüzey seviyesinden 25cm'lik derinliğe kadar yapıldı. Bu grafikte; Rmax: yüzey ile maksimum dozun olduğu nokta arası uzaklıktır. R80: yüzey ile maksimum dozun %80'e indiği nokta arasındaki uzaklıktır. R50: yüzey ile maksimum dozun %50'sine indiği nokta arasındaki uzaklıktır. Ds ise yüzey dozudur.



Şekil 3.19. Yüzde derin doz eğrisi üzerinde tanımlanmış önemli dozimetrik noktalar

Doz Profili Ölçümleri: Doz profili ışının merkezi ekseninden sapma oranını verir. Bu değer fantom içerisinde ışın merkez eksenine dik bir düzlemde ve belirli bir derinlikte, merkez noktası dışında kalan noktalarda okunan doz değerinin merkez noktasında okunan doz değerine oranlanmasıyla bulunur (Şekil 3.20).

Profil ölçümleri iki foton enerjisi 300 kV ve 250 kV enerjileri için hedef-su yüzeyi mesafesi 100 cm ve 180 cm merkezi eksene dik olacak şekilde yapılır. Ölçümler maksimum doz noktaları, 1,5 – 25 cm olmak üzere 16 farklı derinlikte hesaplamalar yapılır.



Şekil 3.20. Doz profili grafiği

Simetri: Işın homojenitesinin kontrolünde kullanılan ilk parametre simetri dir. Simetri değerleri nokta farkı prensibine göre hesaplanır. Bu hesaba göre; düzleştirilmiş alan boyunca, merkez eksen den eşit uzaklıktaki grafiğin solundaki ve sağındaki noktalar arasındaki maksimum doz farkı, simetriyi ifade eder (Şekil 3.20).

Aşağıdaki (3.4) formülleyle hesaplanır ve % üzerinden tanımlanır.

$$Simetri = \left(\frac{D-x}{D+x} \right) \times 100 \quad (3.4)$$

Düzgünlük(Flatness): Düzgünlük, ortanın üzerindeki değişimlere göre hesaplanır. Buna göre; merkezinde 100'e normalize edilmiş profil eğrisinde düzleştirilmiş alan boyunca dozun %80 ve üzeri olan alanda hesaplanır (Şekil 3.20).

Aşağıdaki (3.5) formülleyle ve % üzerinden tanımlanır.

$$Düzgünlük = \left(\frac{D_{\max}}{D_{\min}} \right) \times 100 \quad (3.5)$$

Penumbra: Eş değer değerlerin % 20 lik ve % 80 lik uzaklıklarının mm cinsinden farkı olarak kabul edilir (Şekil 3.20).

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

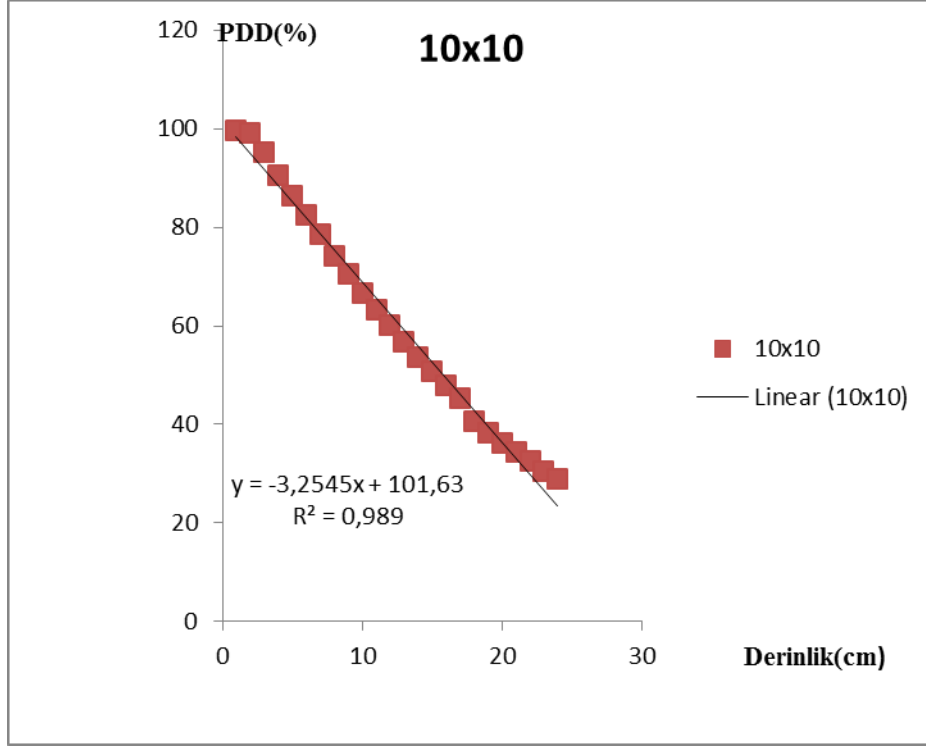
Bu bölümde yapılan deneysel çalışmalar özetlenmiştir. Elde edilen sonuçlar grafik ve tablolar halinde düzenlenmiştir.

4.1. PPD Değerleri

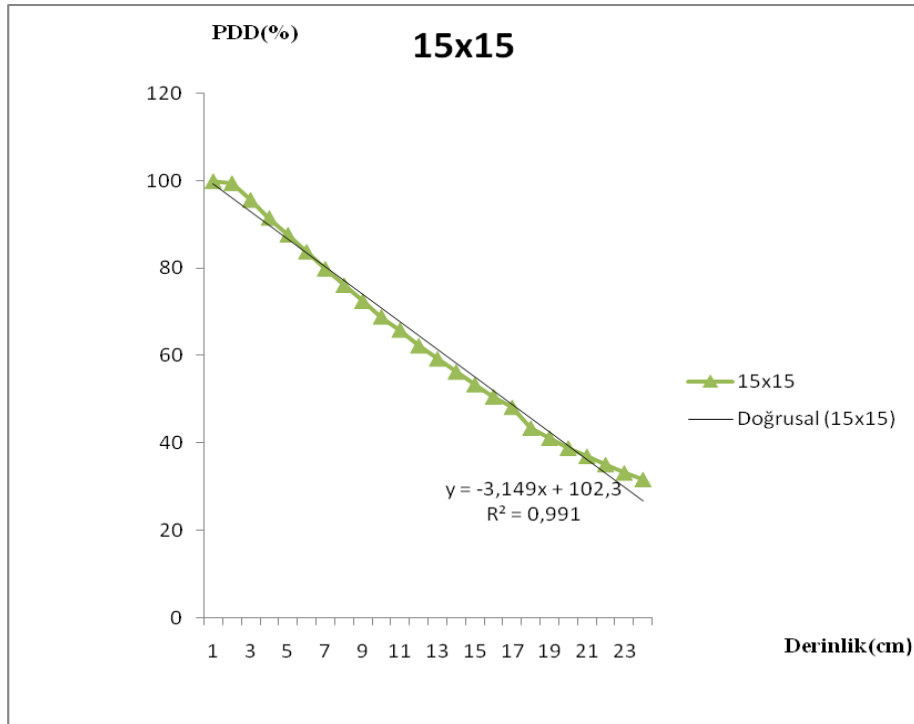
Çizelge 4.1. SSD=100cm su fantomu derinlik doz değişimleri.

Alan Boyutu(cm)	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40
Derinlik(cm)						
1.5	99.6	99.96	99.7	99.7	99.7	99.8
2	99.0	99.5	98.6	99.0	98.5	99.1
3	95.3	95.65	95.5	95.3	95.5	96.0
4	90.6	91.53	91.7	92.1	91.1	92.9
5	86.3	87.70	88.1	88.2	88.6	88.7
6	82.5	83.81	84.3	84.7	85.0	85.6
7	78.5	79.90	80.1	81.3	81.7	82.1
8	74.2	76.15	75	76	78.5	78.3
9	70.5	72.5	73.3	74.3	75.3	75.5
10	66.7	68.90	70.2	71.5	72.2	72.3
11	63.3	65.90	67.2	67	69.0	69.7
12	60.1	62.3	63.9	65.3	66.0	66.6
13	56.7	59.3	60.7	62.3	63.2	63.7
14	53.6	56.3	57.9	59.5	60.5	61.0
15	50.9	53.40	55.1	57.0	57.6	58.3
16	48.0	50.61	52.6	54.2	55.0	55.5
17	45.3	48.20	49.7	52.0	52.6	53.3
19	40.7	43.43	45.1	47.1	47.7	48.7
20	38.3	41.16	43.0	45.0	45.6	46.3
21	36.3	38.86	40.7	42.7	43.4	44.3
22	34.3	36.98	38.7	40.7	41.6	42.3
23	32.5	35.07	37	38.6	39.5	40.5
24	30.4	33.20	34.7	37.0	37.6	38.3
25	29.0	31.66	33.0	35.199.	36.1	37.0

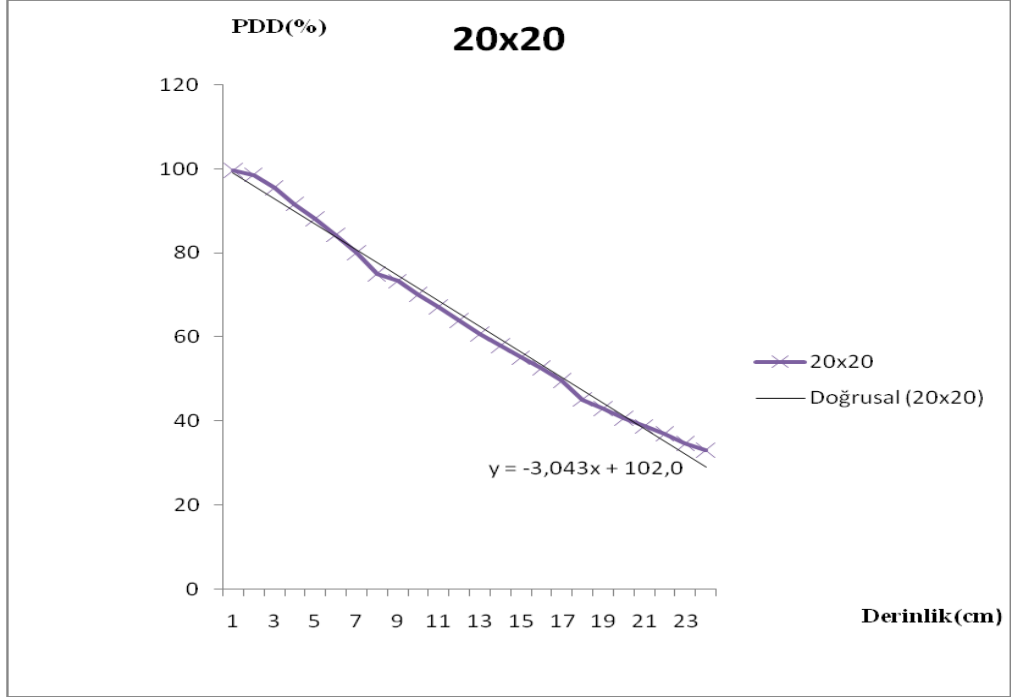
PPD değerleri, derinlik 1.5 cm ile 25 cm arasında değiştirilerek elde edildi. Bu değerler incelendiğinde, derinliğe bağlı olarak PPD değerlerinde lineere yakın bir azalma görülmüştür.



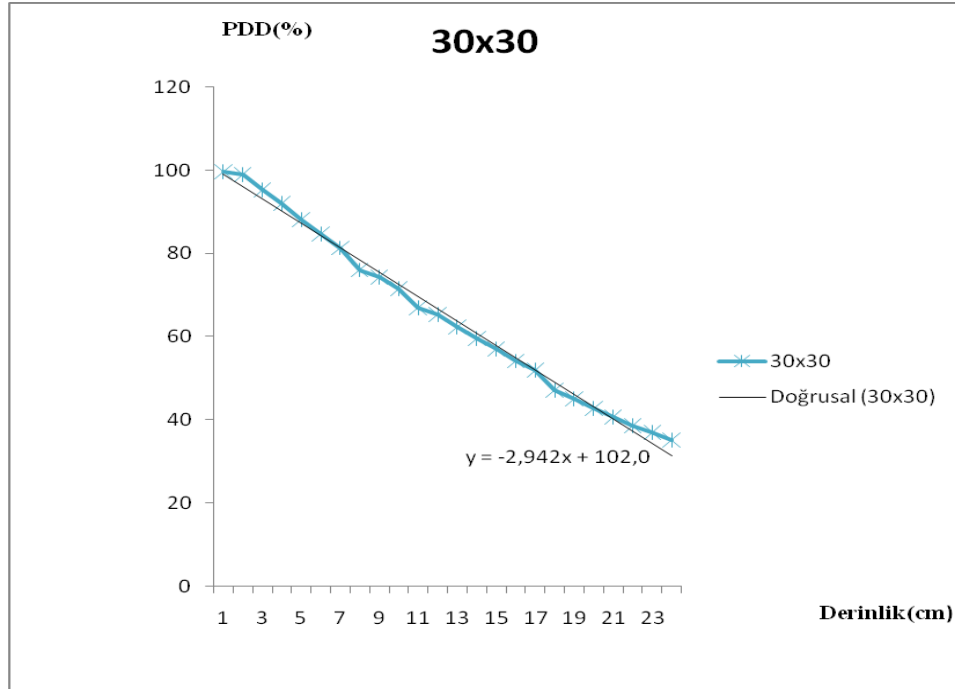
Şekil 4.1. (10x10) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri.



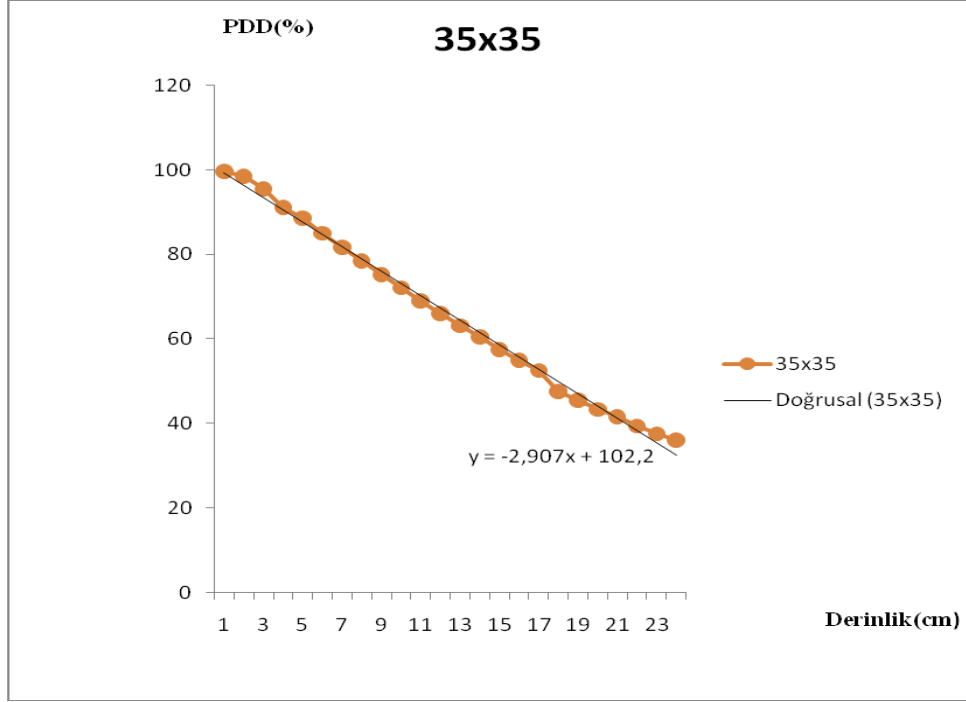
Şekil 4.2. (15x15) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri.



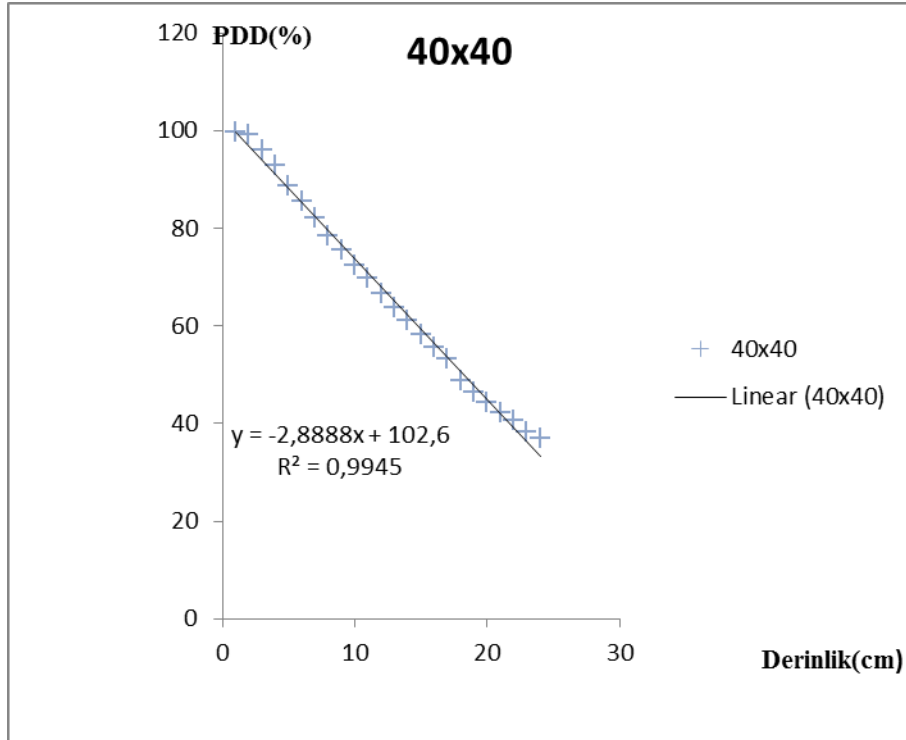
Şekil 4.3. (20x20) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



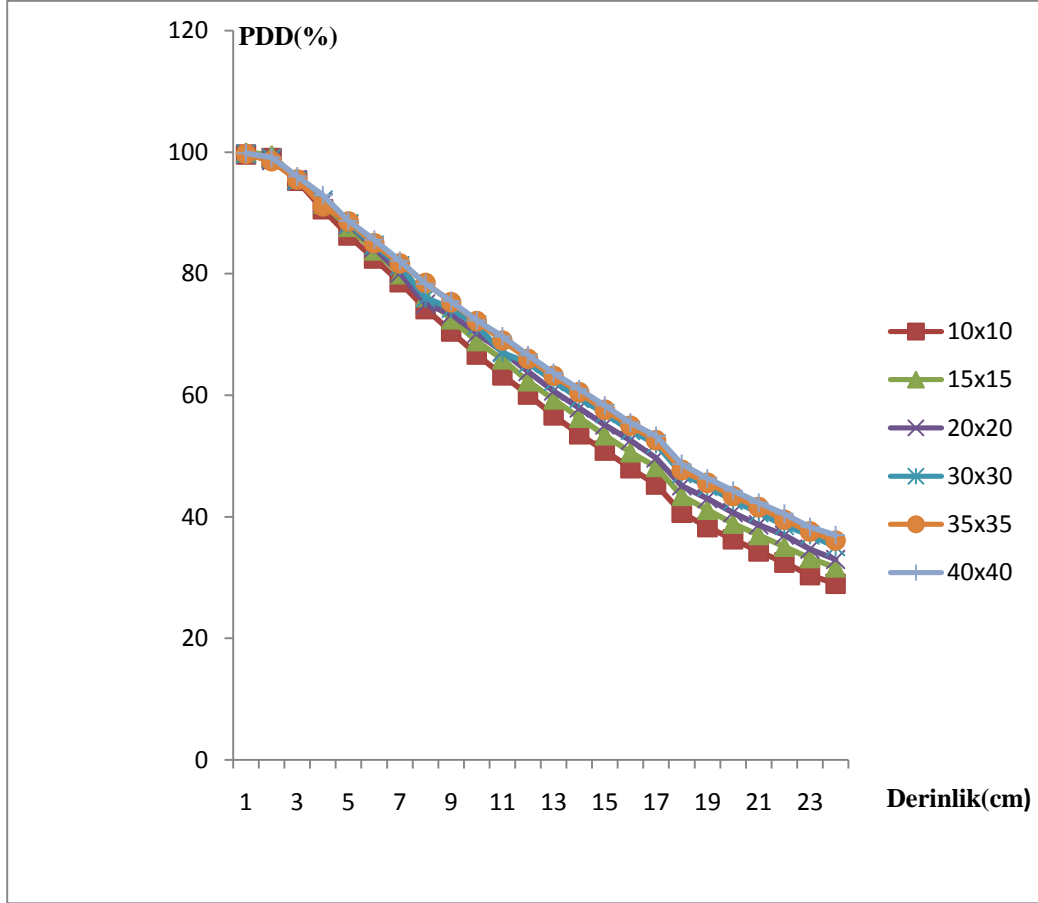
Şekil 4.4. (30x30) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



Şekil 4.5. (35x35) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



Şekil 4.6. (40x40) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri

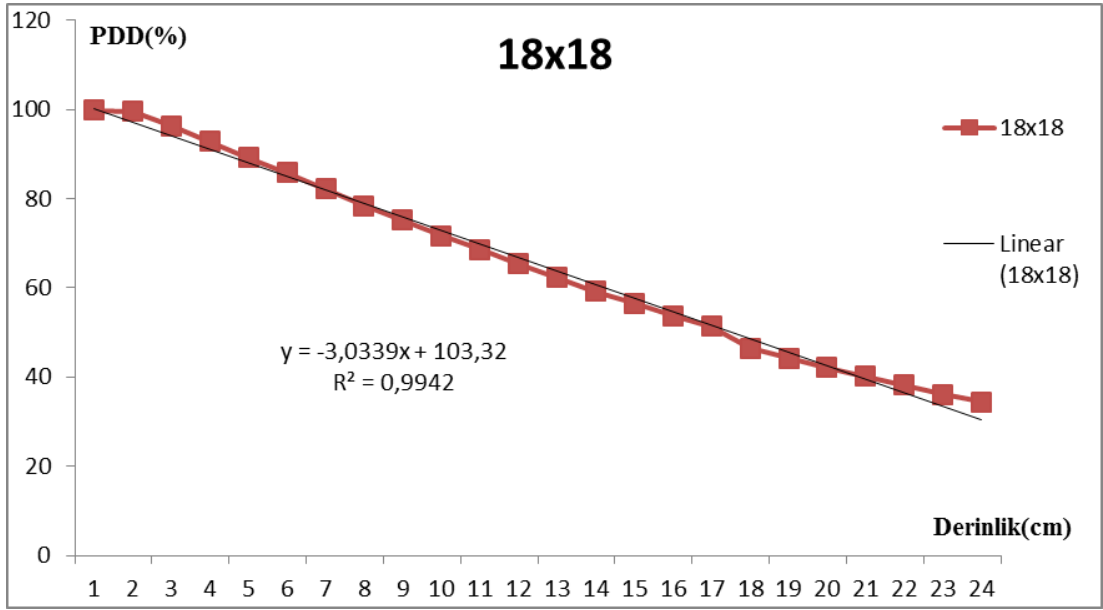


Şekil 4.7. SSD=100cm su fantomu tüm derinlik doz değişimleri

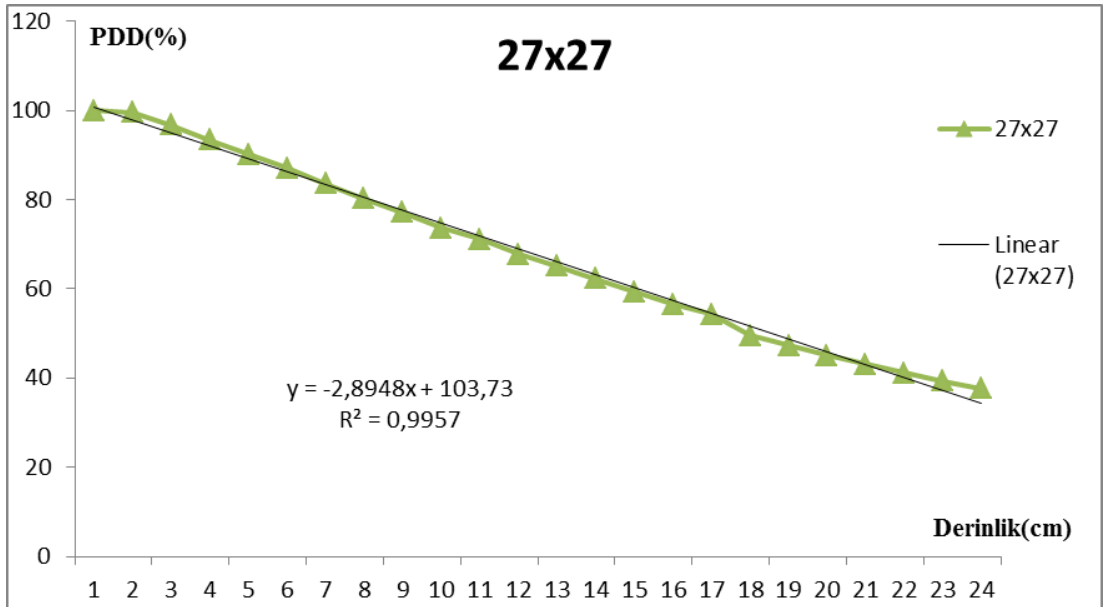
SSD = 100 cm olduğu derinlik doz değeri yüzdelerinde elde edilen sonuçlar, radyoterapi tedavi yöntemlerinde dış ışınlama tekniğinin kullanıldığı çalışmalarda temel ışınlama uzaklığı olarak kullanılmaktadır. Deneysel çalışmalarda genel olarak SSD₁ olarak tanımlanır. Diğer ışınlama uzaklıkları bu uzaklığa bağlı olarak elde edilir. İzodoz eğrilerinde gerek nokta kaynak gerekse düzlem kaynak ışınlamalarında, hesaplanması gereken % PDD değerleri, mayneord faktörü, simetri hesaplamaları bu temel uzaklık ölçümlerine göre ayarlanır.

Çizelge 4.2. SSD=180 cm su fantomu derinlik doz değişimleri

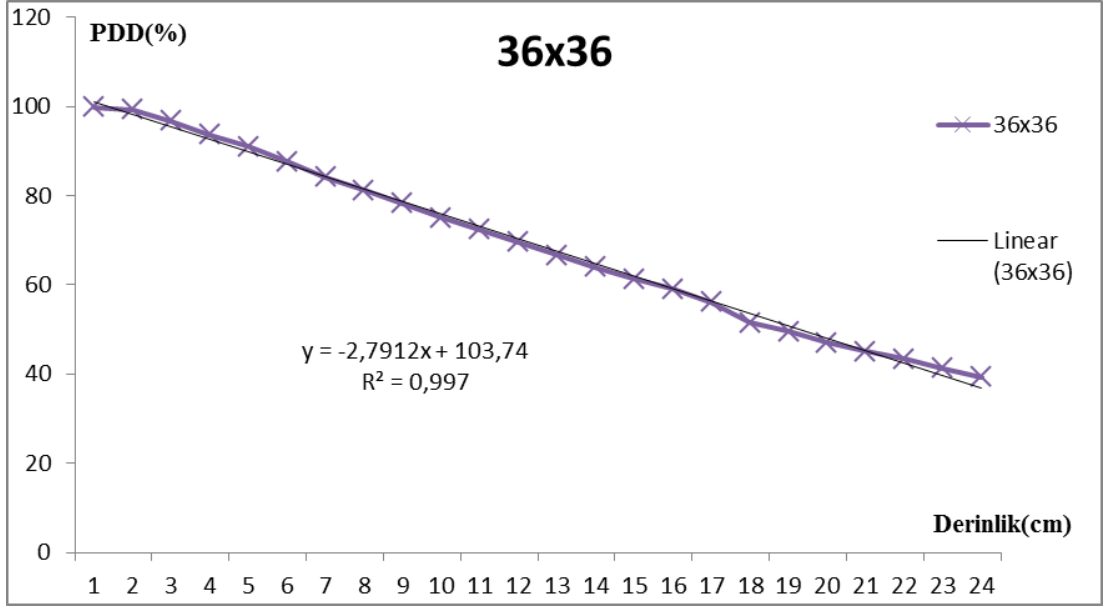
Alan Boyutu(cm)	18x18	27x27	36x36	54x54	63x63	72x72
Derinlik(cm)						
1.50	99.76	99.90	99.86	99.96	99.7	99.90
2.00	99.60	99.6	99.2	99.4	99.3	99.60
3.00	96.30	96.8	96.7	96.60	96.8	97.30
4.00	92.82	93.4	93.6	94.10	94.15	94.6
5.00	89.18	90.2	91.0	91.00	91.25	91.4
6.00	85.86	87.02	87.6	88.10	88.32	89.10
7.00	82.20	83.60	84.10	85.30	85.60	86.0
8.00	78.4	80.26	81.20	82.26	82.8	82.80
9.00	75.16	77.1	78.24	79.30	80.18	80.39
10.00	71.66	73.65	75.0	76.80	77.3	77.6
11.00	68.54	71.0	72.30	73.30	74.5	75.37
12.00	65.30	67.8	69.60	71.10	71.7	72.90
13.00	62.23	65.12	66.64	69.30	69.30	70.01
14.00	59.20	62.30	64.01	67.01	67.01	67.54
15.00	56.6	59.30	61.36	64.17	64.1	64.05
16.00	53.7	56.58	59.0	61.5	61.5	62.3
17.00	51.3	54.29	56.17	59.50	59.4	60.12
19.00	46.5	49.5	51.5	54.5	54.3	55.69
20.00	44.2	47.3	49.5	52.6	52.6	53.50
21.00	42.10	45.05	47.0	50.03	50.3	51.54
22.00	40.10	43.10	45.10	48.5	48.6	49.40
23.00	38.20	41.16	43.3	46.3	46.3	47.7
24.00	36.10	39.26	41.2	44.5	44.5	45.50
25.00	34.40	37.65	39.30	43.0	43.00	44.0



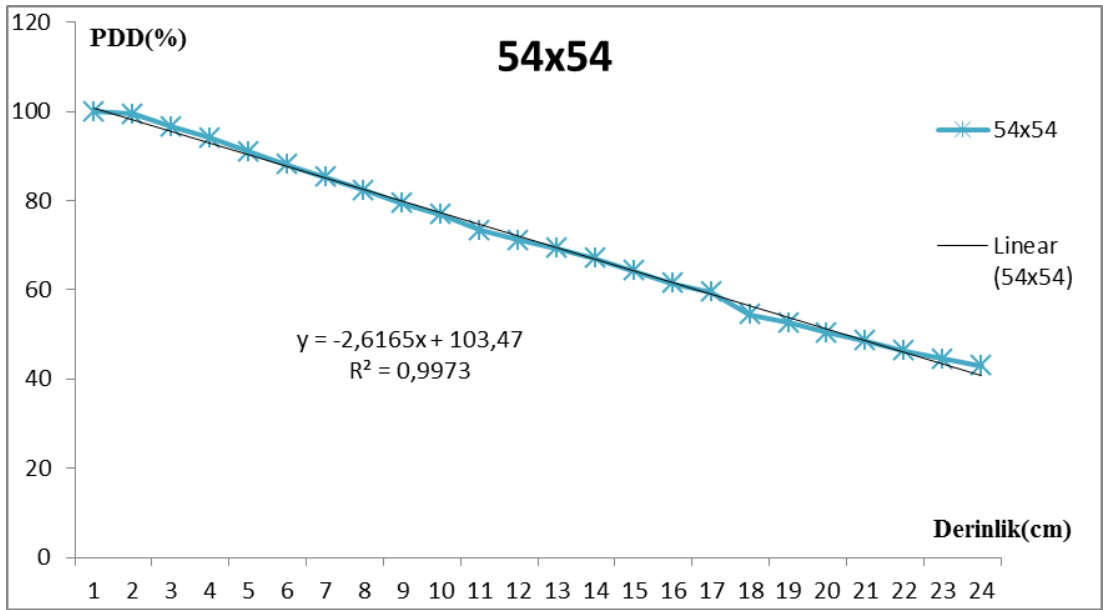
Şekil 4.8. (18x18) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



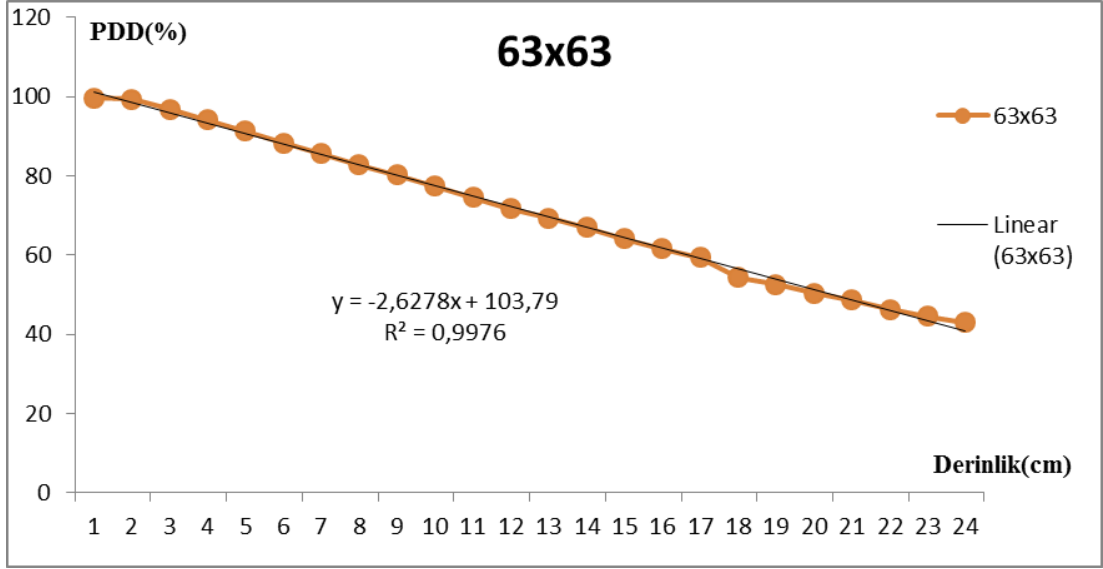
Şekil 4.9. (27x27) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



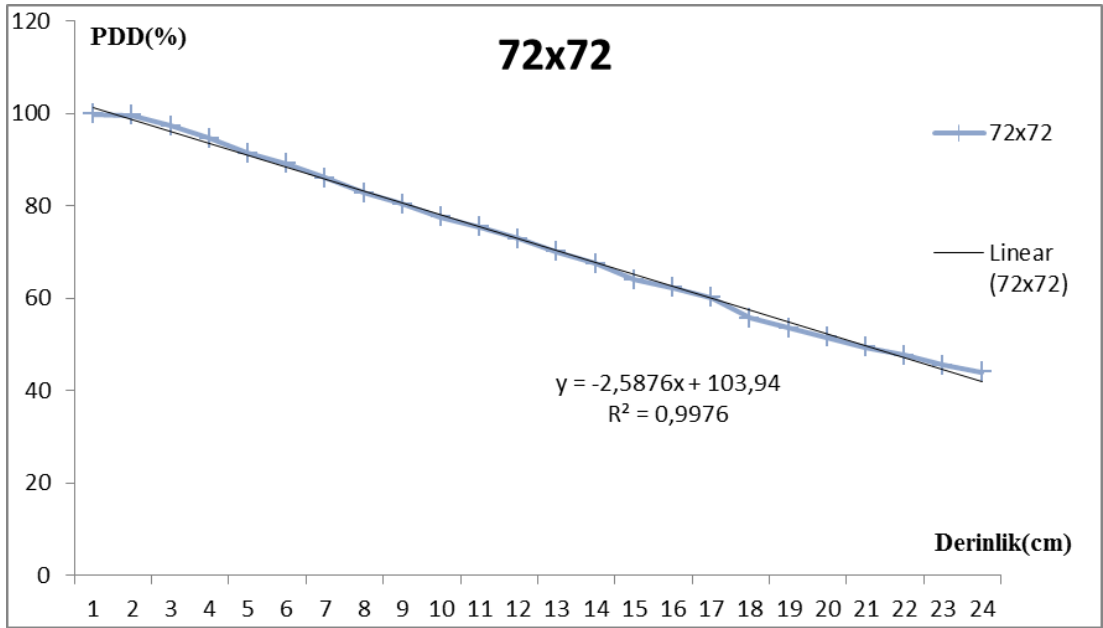
Şekil 4.10. (36x36) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



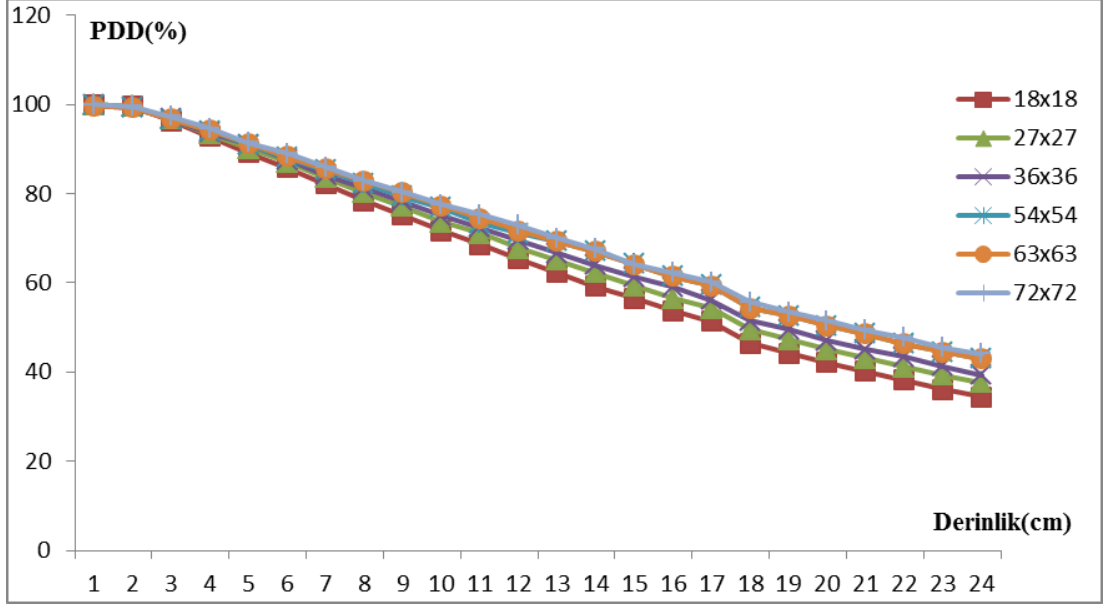
Şekil 4.11. (54x54) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



Şekil 4.12. (63x63) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri



Şekil 4.13. (72x72) alanında derinliğe bağlı PDD değerleri

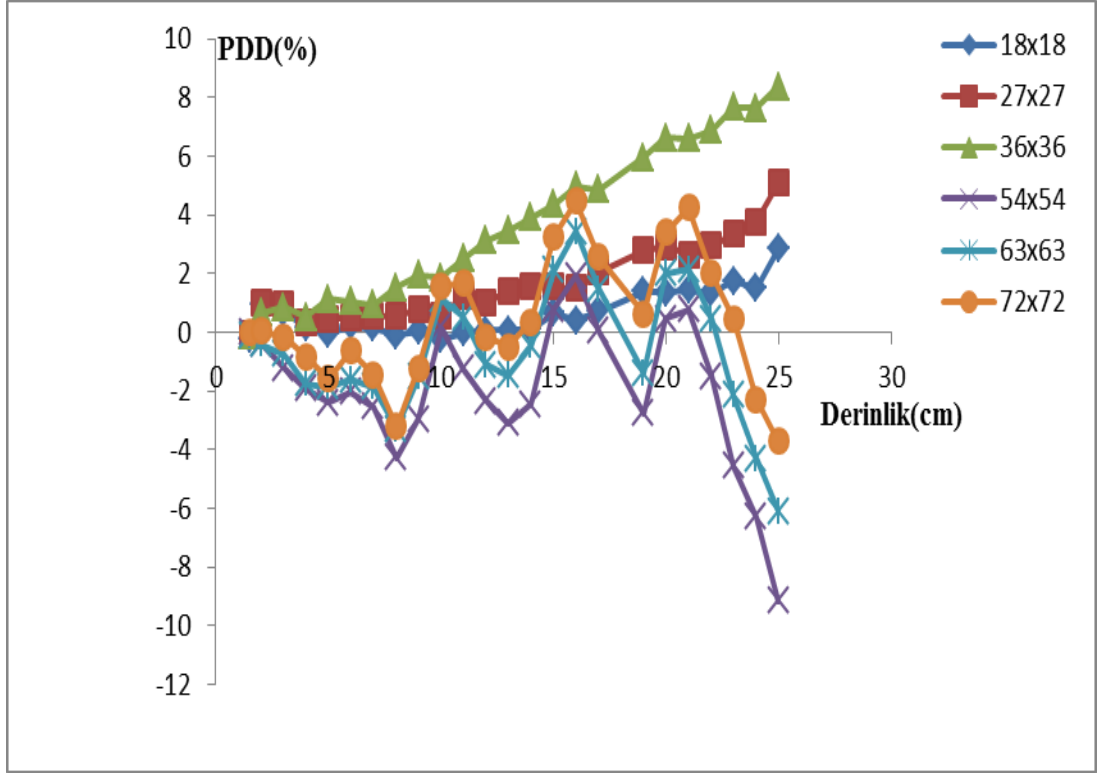


Şekil 4.14. SSD= 180 cm su fantomu derinlik doz değişimleri

SSD = 180 cm için derinlik doz değerleri değişiklikleri yukarıdaki grafiklerde değerlendirilmiştir. Derinlik doz değerleri derinliğe bağlı olarak lineere yakın bir şekilde azalmıştır. Elde edilen sonuçlarda derinlik doz değerleri derinlikle azalma gösterirken, alan büyüklüğüne bağlı olarak fazla bir değişiklik göstermemiştir. Bu istenilen bir durumdur. X ışınlarının kaynaktan homojen bir hüzme şekilde kaynaktan ayrıldığını göstermektedir. Doz değerleri maksimumda 99,90 ile 99,76 arasında değişirken minimumda 34,40 ile 44,00 arasında değişmiştir.

Çizelge 4.3. SSD=100 ve SSD=180 için kıyaslama değerleri.

Alan Boyutu(cmxcem)	18x18	27x27	36x36	54x54	63x63	72x72
Derinlik(cm)	RD (%)	RD (%)	RD (%)	RD (%)	RD (%)	RD (%)
1.50	-0,219	-0,035	-0,118	-0,018	-0,118	-0,0211
2	0,956	0,995	0,656	-0,370	-0,391	0,053
3	0,680	0,956	0,849	-1,222	-0,729	-0,155
4	0,194	0,326	0,533	-1,913	-1,743	-0,816
5	-0,027	0,457	1,131	-2,384	-1,874	-1,579
6	0,220	0,480	1,065	-2,039	-1,607	-0,615
7	0,148	0,549	0,945	-2,547	-1,871	-1,453
8	-0,107	0,585	1,525	-4,272	-3,283	-3,199
9	0,051	0,762	1,945	-2,943	-1,529	-1,211
10	-0,226	0,567	1,866	0,145	1,129	1,563
11	-0,023	1,227	2,520	-1,249	0,523	1,688
12	0,078	1,018	3,136	-2,338	-1,115	-0,150
13	0,063	1,380	3,450	-3,091	-1,481	-0,499
14	0,105	1,591	3,919	-2,454	-0,448	0,358
15	0,665	1,567	4,362	0,787	2,129	3,269
16	0,414	1,502	4,989	1,918	3,439	4,479
17	0,723	2,061	4,871	0,054	1,480	2,553
19	1,379	2,784	5,967	-2,761	-1,380	0,626
20	1,355	2,930	6,642	0,456	2,015	3,415
21	1,451	2,639	6,599	0,770	2,158	4,260
22	1,336	2,967	6,889	-1,497	0,471	2,013
23	1,759	3,346	7,662	-4,552	-2,154	0,461
24	1,508	3,784	7,627	-6,292	-4,301	-2,293
25	2,833	5,099	8,373	-9,152	-6,091	-3,721



Şekil 4.15. SSD=100 ve SSD=180 için kıyaslama değerleri grafiği

SSD = 100cm ve SSD = 180cm değerleri arasındaki aynı noktadaki değerlerin farkları alındığında elde edilen değerler yukarıda Şekil 4.15 de gösterilmiştir. 54x54, 63x63, 72x72 alan değerlerinde simetriye yakın farklar gözlenirken, 18x18, 27x27, 36x36 alanlarına ait değerlerin farkları derinlik değerine bağlı olarak lineere yakın artma göstermiştir.

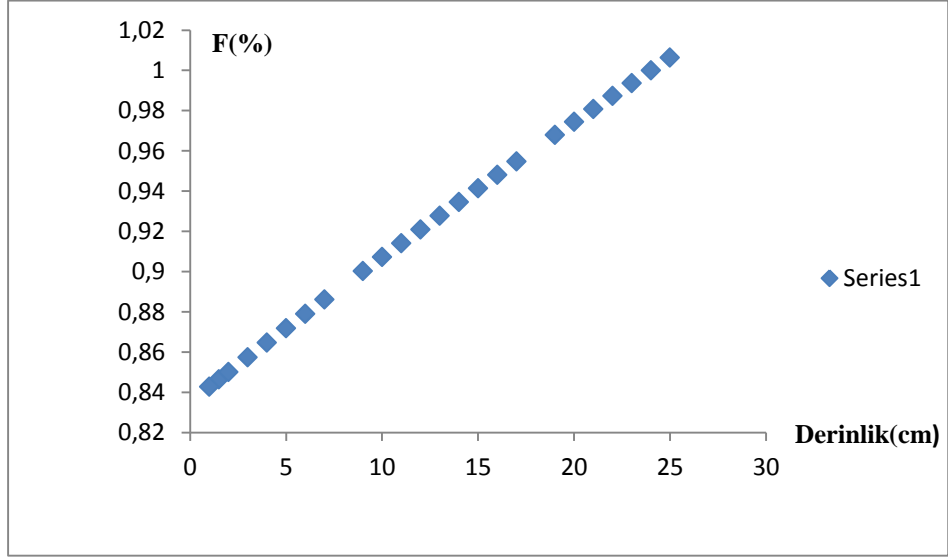
4.2. Mayneord Hesaplamalarının Sonuçları

Çizelge 4.4. Derin Doz Yüzdeleri için Mayneord Faktörü

$SSD_1(cm)$	$SSD_2(cm)$	$d(cm)$	$d_{max}(cm)$	Mayneord Faktörü
100	180	1,5	24	0,846439
100	180	1	24	0,842757
100	180	2	24	0,850109
100	180	3	24	0,857411
100	180	4	24	0,864665
100	180	5	24	0,871871
100	180	6	24	0,879028
100	180	7	24	0,886138
100	180	9	24	0,900215
100	180	10	24	0,907183
100	180	11	24	0,914105
100	180	12	24	0,920981
100	180	13	24	0,92781
100	180	14	24	0,934594
100	180	15	24	0,941333
100	180	16	24	0,948027
100	180	17	24	0,954667
100	180	19	24	0,967843
100	180	20	24	0,97436
100	180	21	24	0,980834
100	180	22	24	0,987265
100	180	23	24	0,993654
100	180	24	24	1
100	180	25	24	0,006304

Çizelge 4.5. Derinlik Değerlerinin Mayneord Faktörüne Göre Değişimi

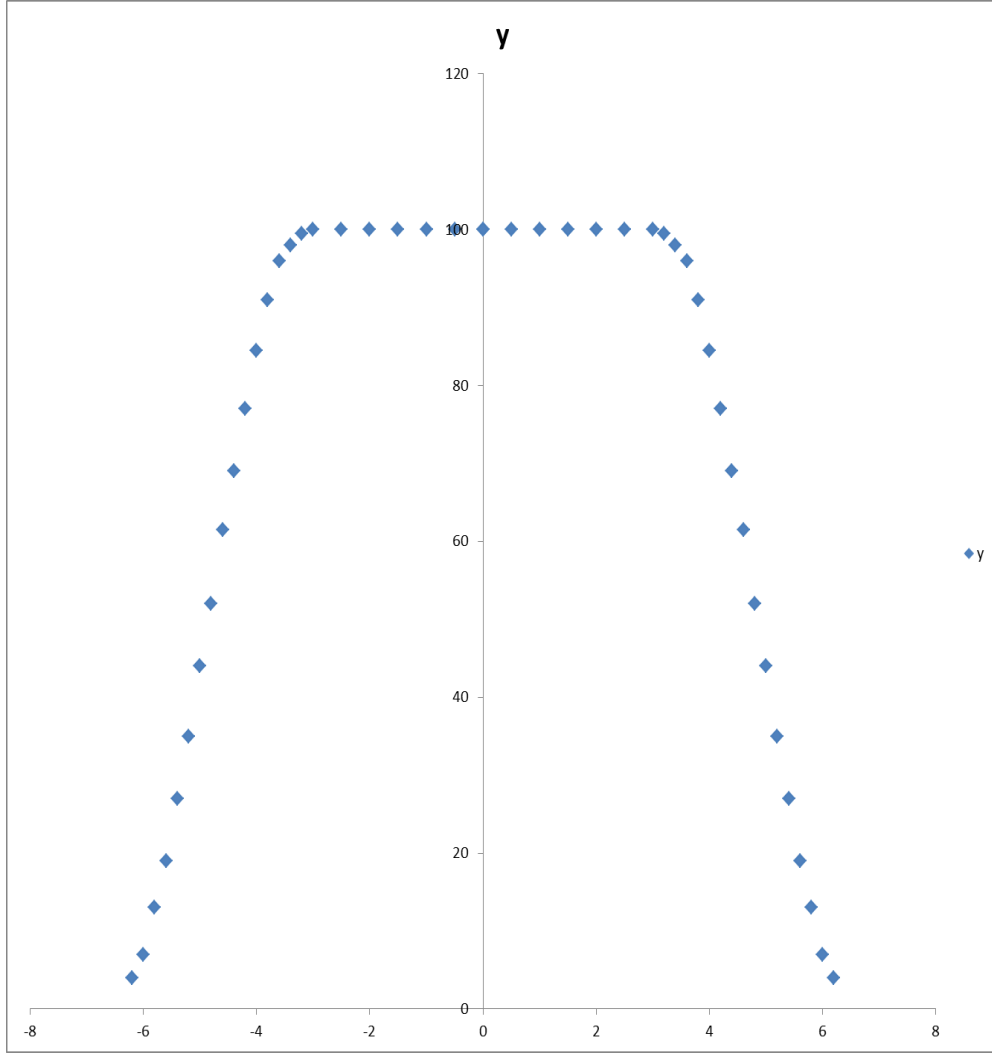
$d(cm)$	Mayneord Faktörü
1,5	0,846439
1	0,842757
2	0,850109
3	0,857411
4	0,864665
5	0,871871
6	0,879028
7	0,886138
9	0,900215
10	0,907183
11	0,914105
12	0,920981
13	0,92781
14	0,934594
15	0,941333
16	0,948027
17	0,954667
19	0,967843
20	0,97436
21	0,980834
22	0,987265
23	0,993654
24	1
25	0,96786



Şekil 4.16. Derinlik Değerlerinin Mayneord Faktörüne Göre Değişimi

4.3 İzodoz Eğrilerinin Parametrelerine Ait Sonuçlar

SSDL Laboratuvarında 300 KV' luk X ışınları kullanılarak şekil 4.17 deki izodoz eğrisi elde edilmiştir. Bu eğriye ait düzgünlük, simerti ve penumbra değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 4.17. İzodoz Eğrisi

Çizelge 4.6. Simetri Değeri Sonuçları

SİMETRİ = %(-1,05)	
D _{-X}	-4,2
D _{+X}	4

$$Simetri = \left(\frac{D-x}{D+x} \right) \times 100$$

$$Simetri = \left(\frac{-4,2}{4} \right) \times 100$$

Çizelge 4.7. Düzgünlük Değeri Sonuçları

DÜZGÜNLÜK = % (-93,75)	
D_{max}	3
D_{min}	-3,2

$$Düzgünlük = \left(\frac{D_{max}}{D_{min}} \right) \times 100$$

$$Düzgünlük = \left(\frac{3}{-3,2} \right) \times 100$$

Çizelge 4.8. Penumbra Değeri Sonuçları

PENUMBRA		
	% 20	%80
-X	- 5,6 mm	-4 mm
+X	5,6 mm	4,85 mm

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Derinlik doz dağılımı hesaplamaları, radyoterapi çalışmaları için önemli değerlerdir. Bu çalışmalar özellikle tedavi edilecek mesafe ve alan konularında hassas sonuçlar gerektirir.

Radyoterapi tedavisi için gerekli temel parametreler ve hesaplamaların doğruluğu tedavi planlaması için çok önemlidir. Hastaya verilen dozun doğru olması tedavinin süresi ve tamamlanması için önemlidir. Hasta tedavisinde cihazların hata miktarı en fazla yüzde iki hata miktarı kadar kalibrasyon hatasını kaldırabilir.

Kaynakların özellikle yarı ömrü kısa olan radyoaktif kaynakların kalibrasyon çalışmalarında ilave kaynak olarak kullanılmaları sakıncalar oluşturabilir. Daha hassas çalışmalarda, çeşitli dozimetreler kullanılıp aralarındaki farklar incelenerek daha hassas ölçümler yapılabilir.

Bu konu ile çalışan fizikçilerin gerekli imkan ve zemin bulduklarında daha hassas çalışmalar yapması tedavi doğruluğu için vazgeçilmezdir.

KAYNAKLAR

- [1] Krane, K. S.”Nükleer Fizik 2. Cilt”, Palme Yayıncılık, Ankara, 444-445 (2002).
- [2] Siemens Medical Solutions, “Linear Accelerator Physics Primer Manuel”,SiemensMedicalSolutions,Inc., New York, USA, 7-12 (2005).
- [3] Seyrek, E., 2007, “Radyoizotopların üretimi ve radyoterapide kullanılması”, Gazi Üniversitesi, ANKARA.
- [4] Tüysüz, M.Z., Yorulmaz, N., Bozkurt, A., 2004, ‘‘Co-60 radyoterapi kaynağı için Monte Carlo yöntemiyle uygun zırh tasarımı’’, Türk Fizik Derneği 22. Fizik Kongresi Bildiriler Kitapçığı, Bodrum.
- [5] Çabuk, T.,2010 Çukurova Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi.
- [6] Arya, S. P., 1999: Comments on “Wind and temperature profiles in the radix layer: The bottom fifth of the convective boundary layer.” J. Appl. Meteor., 38, 493–494.
- [7] Ncrp 97, 1988, “National Council on Radiation Protection and Measurements; Measurements of Radon and Radon Daughters in Air”, NCRP Report No.97.
- [8] Knoll, G.F., 2000, “Radiation Dedection and Measurement”, John Wiley & Sons, Inc., U.S.A.
- [9] Lilley, J. 1991. Nuclear Physics. Willey.
- [10] Khan, F.M.1994. The Physics of Radiation Therapy.USA. Second Edition; 51-57, 176-179, 263-269, 275-277, 361-391.
- [11] Dirican, B. 2002. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara.

Dirican, B. 2002. İleri Radyoterapi Ders Notları. Ankara.

[12] Anonymous. 1993. International Commission for Radiation Units and Measurements: rescribing, Recording and Peorting Photon Beam Therapy Report No. 50 ICRU. Bethesda, MD. Anonymous. 1999. International Comission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50).

[13] Madcalse, P., Kron, T.And Hoban, P. 2002. The Physics Of Radiotherapy X-Ray From Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wiscansin.

[14] Jeraj, M. Ve Robar, V., 2004. Multileaf collimator in radiotherapy. Radiology Onkology, 8(3): 235-240.

[15] Berniera.J.D, 1989. International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. Report No. 44.

[16] Knopacka M, 1965. Tissue-phantom ratios-an aid to treatment planning. Br., J., Radiol. 38: 158.

[17] Sidhu,N.P.S Dose measurements in the build-up region for the photon beams from Clinac-1800 dual energy medical linear accelerator. Strahlenther Onkol 2000;176(5):223-8.

[18] Icru, June 1971. Prescribing, Recording and Reporting Electron Beam Therapy. Icru Report No. 71, 4; 39-48.

[19] Leybovich Lb, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Med Phys 2003;30(2):119-23.

- [20] Gonzalez-Castano D, Pena J, Sanchez-Doblado F, Hartmann Gh, Gomez F, Leal A. The change of response of ionization chambers in the penumbra and transmission regions: impact for IMRT verification. *Med Biol Eng Comput* 2008;46(4):373-80.
- [21] Laub Wu, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys* 2003;30(3):341-7.
- [22] Van Dyk J. Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:23-7.
- [23] Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25(10):1773-829.
- [24] Sgsm (Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics): Vanselaar J, Welleweerd H, Munheer B: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems, Elsevier Radiotherapy and Oncology, 2009.
- [25] Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther Onkol* 2005;181(7):468-74.
- [26] Spezi E, Angelini A, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005;50(14):3361-73.
- [27] Poppe B, Blehschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn Kc, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33(4):1005-15.

ÖZGEÇMİŞ

1. Adı Soyadı : Yenigün TÜRKYILMAZ
2. Doğum Tarihi : 01.01.1991
3. Ünvanı :
4. Öğrenim Durumu : Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lise	MEV. Anadolu lisesi		2008
Lisans	Fen Bilimleri /Fizik	Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi	2013

5. Yayınlar: Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

F. A. UĞUR, Y. TÜRKYILMAZ, "Basic Consept in Radiotherapy" International Workshop on Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology "TESNAT 2015", Poster sunumu.