

MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA ABSORBE DOZ ÖLÇÜM
YÖNTEMLERİNİN PROTOKOLLERE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mustafa POLAT

DANIŞMAN

Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL

FİZİK ANABİLİM DALI

Aralık, 2012

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA ABSORBE DOZ
ÖLÇÜM YÖNTEMLERİNİN PROTOKOLLERE GÖRE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Mustafa POLAT

DANIŞMAN

Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL

FİZİK ANABİLİM DALI

Aralık, 2012

TEZ ONAY SAYFASI

Mustafa POLAT tarafından hazırlanan “MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA ABSORBE DOZ ÖLÇÜM YÖNTEMLERİNİN PROTOKOLLERE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 07/ 12/ 2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL
Başkan : Doç. Dr. Hüseyin Ali YALIM
Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi,
Üye : Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL
Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi,
Üye : Doç. Dr. Abdullah KAPLAN
Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun

...../...../..... tarih ve

..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Mevlüt DOĞAN

Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

11/12/2012

İmza

Mustafa POLAT

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA ABSORBE DOZ ÖLÇÜM YÖNTEMLERİNİN PROTOKOLLERE GÖRE KARŞILAŞTIRILMASI

Mustafa POLAT

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL

Bu çalışmada radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların çalışma şekli ve uluslararası absorbe doz protokollerinin (TRS-277, TRS-381, TRS-398, AAPM TG-21, AAPM TG-21) gerekli ölçüm sistemleri aktararak, suda soğurulan doz (D_w) miktarlarının karşılaştırılması yapılmıştır.

Radyoterapide amaç tümörlü dokuya maksimum ışın göndermenin yanında diğer dokuları minimum doz limitleri içerisinde tutmaktır. Bu bakımdan tedavide ilk aşama hastaya gönderilecek ışının uygun bir şekilde kalibre edilmesi gerekmektedir. Radyoterapide bu işleme kalibrasyon denir. Protokoller incelendiğinde kullanıcı için suda ve havada absorbe doz protokolleri noktasında iki seçenek sunulmaktadır. Bunlarda amaç su eşdeğeri olan dokudaki ışın giriciliğini tespit etmek yani dokuda absorblanan dozun istenilen seviyede uygulanmasını sağlamaktır. Ülkemizde ve dünyada uygulanmakta olan doz kalibrasyon işlemleri radyoterapide kullanılan cihazların doğru ve istenilen bir şekilde tedavi yapması açısından önemlidir. Bu çalışmada ışın tedavisinde kullanılan protokollerin kendi aralarında ne gibi kullanım avantajlarının olduğu çeşitli uygulama ve hesaplamalarla karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmanın sonucunda suda absorbe doz protokollerinin soğurulan doz hesabını daha doğru yaptığı ve klinik fizikçiler açısından kolaylık sağladığı görüldü.

2011, ii + 32 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Medikal lineer hızlandırıcı, Absorbe doz; protokoller, yöntem ve standartlar

ABSTRACT

M.Sc Thesis

COMPARİSON OF MEDICAL LINEAR ACCELERATORS ACCORDİNG TO THE PROTOCOLS OF ABSORBED DOSE MEASUREMENT METHODS

Mustafa POLAT

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Physics

Supervisor: Assoc Prof. Ridvan ÜNAL

In this study, linear accelerators used in radiotherapy mode of operation and international absorbed dose protocols (TRS-277, TRS-381, TRS-398, AAPM TG-21, AAPM TG-21) is transferred to the required measuring systems and compared with the water absorbed dose (D_w).

The purpose of radiotherapy is to send maximum beam to tumortissue while sending minimum beam to normal tissue. In this regard, the first step in treatment should be adjusting the beam sent to the patient properly. This process is called calibration in radiotherapy. When protocols are examined, the user has two options: absorbed dose in air and absorbed dose in water. The purpose of these options is to determine the ability of beam to penetrate water-equivalent tissue so to provideimplementation of the desired level of dose on tissue. The dosecalibration procedures being implemented in our countryand theworld are important in terms of radiotherapy devices' providing accurate and desired treatment. In this study, the user benefits of procedures used in radiotherapy are given through analyzing various research and application results.

In this study, it was explored that the water absorbed-dose protocols calculate the absorbed dōşe more accurate than and provide convenience for clinical physicists.

2011, ii + 32 pages

Key Words: Radiotherapy, Medicallinearaccelerator, Absorbeddose, protocols, procedures andstandards.

TEŞEKKÜR

Bu tezin başlatılmasında, ders aşaması sürecinde ve çekmece nükleer araştırma ve eğitim merkezinde çalışma yapmamda yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Doç. Dr. Rıdvan ÜNAL'a çok teşekkür ederim.

Ayrıca ders aşamasında Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü hocalarıma ve İstanbul Tıp Fakültesi Tıbbi Radyofizik Bölümü hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmam sürecinde bana gösterdikleri sabırdan dolayı değerli aileme ve sevgili eşime sonsuz teşekkür ederim.

Mustafa POLAT

AFYONKARAHİSAR, 2012

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	iiv
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
ÇİZELGE DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	ivi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1 Radyasyon	3
2.2 Radyasyon Birimleri	4
2.2.1 Aktivite Birimi	5
2.2.2 Işınlama Birimi	6
2.2.3 Soğurulan Doz (Absorbe) Birimi	6
2.2.4 Doz Eşdeğeri (Biyolojik Doz) Birimi	7
2.3 Medikal Linear Hızlandırıcılar	8
2.3.1 Klinik Linear Hızlandırıcının Ana Kısımları	11
2.3.2 Klinik Linear Hızlandırıcının Ana Kısımları	12
2.3.2.1 Magnetron	13
2.3.2.2 Klystron	14
2.3.2.3 Dalga Klavuzu	14
2.3.3 X-ışınları	15
2.3.3.1 X-ışınlarının Elde Edilmesi	16
2.3.3.1.1 Bremstrahlung (frenleme) X- ışını	16
2.3.3.1.2 Karakteristik X-ışınları	17
2.3.3.2 Elektron Demetinin Oluşumu	17
2.4 Linear Hızlandırıcılarda Foton Etkileşimi	17
2.4.1 Fotoelektrik Olay	18
2.4.2 Compton Olayı	19
2.4.3 Çift Oluşum	20
2.5 Linear hızlandırıcıda Elektron etkileşimi	21
2.6 Doz Dağılımı Ve Saçılma Analizi	23
2.6.1 Fantomlar	23
2.6.2 İyon Odaları	24
2.6.3 Derin Doz Dağılımları	25
2.6.4 Yüzde Derin Doz	25
2.6.4.1%DD Ölçümünde Işının Geometrik Tanımı	27
2.6.5 Build-up Doz	28
2.6.6 İzodoz Dağılımları	28
2.6.7 Doz (Demet) Profili	29
3.MATERYAL METOD	31
3.1 Absorbe Doz Protokolleri	31
3.1.1 TRS-277 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı	33
3.1.2 TRS-381 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı	41
3.1.3 TRS-398 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı	42
3.1.4 AAPM TG-21 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı	43

3.1.5 AAPM TG-51 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı	44
3.2 Soğurulan Doz Hesabı	49
3.2.1 İyon Odası Kalibrasyon İşlemi	52
4. BULGULAR	68
4.1 Radyoterapide Uluslararası Protokollede Dozimetrik Ölçüm Sonuçlarının İncelenmesi	68
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	83
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	93

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

R_P	: Pratik Mesafe
R_{85}	: Tedavi Derinliği
R_{50}	: %50 İzodoz Derinliği
$E_{P,0}$: En Çok Olası Enerji
E_0	: Ortalama Enerji
E_Z	: Derinliğindeki Ortalama Enerji
N_D	: İyon Odası Kalibrasyon Faktörü
N_k	: Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü
(1-g)	: Bremstrahlung Yüklü Partiküllerin Enerji Kesri
k_{att}	: İyon Odası Saçılma Düzeltme Faktörü
k_m	: İyon Odası Build-Up Kep Malzemesi Faktörü
D_w	: Soğurulan Doz
k_h	: Rutubet Düzeltmesi
P_S	: Recombinasyon Faktörü
$S_{w,air}$: Sudan Havaya Işınlarda Durdurma Gücü
P_u	: İyon Odası Hava Boşluğunun Su Eşdeğeri Olmasını Düzelten Faktör
P_{cell}	: İyon Odası Merkezi Elektrod Düzeltme Faktörü
$M_{U,0}$: Düzeltme Faktörsüz Okuma
P_{PT}	: Basınç- Sıcaklık Düzeltmesi
X_P	: Işınlama dozu

Kısaltma

%DD	:Yüzde Derin Doz
Gy	: Gray (Soğurulan Doz Birimi)
MU	: Monitor Unit
ÇNAEM	: Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi
MV	: Mega (Milyon) Volt
MeV	: Mega (Milyon) Elektron Volt
Rad	: Absorbe Edilen Doz Birimi
Rem	: Bir İnsana Eşdeğer Röntgen Dozu
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi
SCD	:Kaynak Çember Mesafesi
Sv	: Sievert (Biyolojik Doz Birimi)
TPR20/10	: Tissue Phantom Ratio (Doku Fantom Oranı)
AAPM	: Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği
IAEA	: Uluslararası Atom Enerji Ajansı
SAD	: Kaynak-Aks-Mesafesi.
TAR	:Doku-Hava-Oranı
TPR	: Doku-Fantom-Oranı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1 İyonlaştırıcı Radyasyon	3
Şekil 2.2 Medikal lineer hızlandırıcının blok diyagramı.....	9
Şekil 2.3 A) X-ışını tedavi modu, B)Elektron tedavi modu	11
Şekil 2.4 Magnetron kesit şeması.....	13
Şekil 2.5 Klystron kesiti	16
Şekil 2.6 Frenleme ışını oluşum süreci	17
Şekil 2.7 Fotoelektrik olay	18
Şekil 2.8 Compton olayı	20
Şekil 2.9 Çift oluşum	21
Şekil 2.10 (a) Eksitasyon (b) İyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) Karakteristik x-ışınları ...	22
Şekil 2.11 Farmer tipi iyon odasının temel tasarımı	24
Şekil 2.12 Su fantomunda yüzde derin doz ölçümü	26
Şekil 2.13 Değişik elektron enerjilerinde yüzde derin doz	26
Şekil 2.14 Kaynak ile hedef arasındaki geometrik parametreler	27
Şekil 2.15 Build Up Bölgesi	28
Şekil 2.16 İzodoz eğrileri	29
Şekil 2.17 Su fantomunda çeşitli derinliklerde 10MeV X-ışınında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanlar için doz profilleri	30
Şekil 2.18 Su fantomunda doz profil ölçümü	30
Şekil 3.1 Işının kalitesini belirlemek için uygulanan iki farklı deneysel yöntem.(a) kaynak iyon odası mesafesi (SCD) sabit tutulup TPR_{10}^{20} ölçülür. (b) kaynak yüzey arası mesafe (SSD) sabit tutulup D_{20}/D_{10} ölçülür.....	32
Şekil 3.2 Bir elektron ışının su fantomunda çeşitli parametrelerde absorbe doz dağılımı: D_m maksimum absorbe doz, D_x fren ışınımı absorbe dozu, R_{85} tedavi edici doz aralığı, R_{50} derinliğin %50'sindeki absorbe doz, R_p pratik erişim menzili.	38
Şekil 3.3 Farklı duvar malzemeli iyon odalarının ışın kalitesi değerlerine karşılık gelen P_u değerleri	40
Şekil 3.4 Foton ışınlarının dozimetrik referans mesafelerinin kaynaktan 100 cm de SSD ve SAD kurulumu. Her iki kurulumda da iyon odası su fantomunda 10 cm eşdeğer su altı derinliğindedir.	45

Şekil 3.5 Lineer hızlandırıcıdan çıkan parçacıkların sudaki doz dağılımı. Burada referans derinlik d_{max} 'ta tanımlanır.	46
Şekil 4.1 Çeşitli enerji değerlerine karşılık yüzde derin doz.....	75
Şekil 4.2 İzodoz eğrileri	77
Şekil 4.3 Çeşitli doz profil eğrileri	78
Şekil 4.4 Dokudaki doz dağılımı örnek tedavi uygulaması.....	79
Şekil 4.5 Tedavi planlama sisteminde dozun doku içindeki dağılımı.....	81

ÇİZELGE DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Eski ve yeni birim sistemleri ve dönüşüm değerleri	5
Çizelge 3.1 Voltaj oranlarına karşılık a_0 a_1 ve a_2 değerleri	34
Çizelge 3.2 Çeşitli iyon odaları için k_m ve k_{att} değerleri	35
Çizelge 3.3 Belli referans derinlikte çeşitli ışın kalitesine karşılık sudan havaya durdurma gücü oranı	36
Çizelge 3.4 Elektronlar için z derinliğindeki enerjinin E_0 ortalama enerjiye oranı	39
Çizelge 3.5 Elektron enerjileri için silindirik iyon odası yarıçapına bağlı olarak P_u değerleri	40
Çizelge 3.6 Lineer hızlandırıcıda klinik referans foton dozimetrisinde kullanılan %dd(10) (yüzde derin doz) fonksiyonuna karşılık silindirik iyon odaları için k_Q değerleri	47
Çizelge 3.7 Paralel plan iyon odaları için k_{elac} foton elektron dönüşüm faktörleri. Bu veriler Co-60 ile çarpaz kalibrasyonda kullanılması tavsiye edilmektedir.....	47
Çizelge 3.8 Silindirik iyon odaları için foton elektron dönüşüm faktörü k_{elac} değerleri	48
Çizelge 3.9 Hava ortamında 100 cm SCD mesafede PTW marka TW30013 no'lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.....	55
Çizelge 3.10 Su fantomunda 10cm×10cm alan boyutunda SCD 95+5 cm mesafede PTW marka 23343 iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.....	56
Çizelge 3.11 Su fantomunda 100 cm SCD mesafede PTW marka TW30013 no'lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.....	57
Çizelge 3.12 Hava ortamında 100 cm SCD mesafede PTW marka TM30013 no'lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.	58
Çizelge 3.13 Protokollerin absorbe doz ölçüm formülleri.	61
Çizelge 3.14 PTW 30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.....	62

Çizelge 3.15 PTW 30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.....	62
Çizelge 3.16 PTW TM30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	62
Çizelge 3.17 PTW TM30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	63
Çizelge 3.18 PTW 30002 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	63
Çizelge 3.19 PTW 30002 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	63
Çizelge 3.20 PTW 30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	64
Çizelge 3.21 PTW 30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	64
Çizelge 3.22 PTW TM30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	64
Çizelge 3.23 PTW TM30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	65
Çizelge 3.24 PTW 30002 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	65
Çizelge 3.25 PTW 30002 iyon odası için TRS -398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.....	65
Çizelge 3.26 PTW 30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	66
Çizelge 3.27 PTW 30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.....	66

Çizelge 3.28 PTW TM30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	66
Çizelge 3.29 PTW TM30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri	67
Çizelge 3.30 PTW 30002 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	67
Çizelge 3.31 PTW 30002 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri.	67
Çizelge 4.1 6 MV için polarite,yeniden birleşim ve düzeltme faktörleri.....	69
Çizelge 4.2 İyon odalarının düzeltme ve kalibrasyon faktörleri.....	69
Çizelge 4.3 6 MV foton, iyon odası okuma değerleri ve protokollerden alınan veriler	69
Çizelge 4.4 6 MV foton için protokollere göre hesaplanmış soğurulan doz değerleri	70
Çizelge 4.5 25 MV foton, iyon odası okuma değeri ve protokollerden alınan veriler.....	70
Çizelge 4.6 25 MV foton için protokollere göre hesaplanmış soğurulan doz değerleri.....	70
Çizelge 4.7 Farklı enerjilerde hesaplanan soğurulan dozun protokoller arasındaki oranı	72
Çizelge 4.8 İyon odaları karşılığında protokoller arası suda absorbe doz oranı.....	73
Çizelge 4.9 Absorbe doz kalibrasyon faktörleri	75
Çizelge 4.10 4MV Foton enerjili 100 cm SSD' de yüzde derin doz değerleri.....	80

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 2.1 Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının sematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klystron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) egici magnet, (5) courosel, (6) multi leaf kolimatör, (7) elektron ısımları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre.	12
Resim 2.2 Magnetron	13
Resim 2.3 Dalga klavuzu (IAEA 2005)	15
Resim 3.1 İyon odası ve elektrometre sızıntı testi yapıldığı düşük aktiviteli Sr-90 kaynağı..	52
Resim 3.2 İyon odasının atmosfere açıklık testi.....	53
Resim 3.3 Hava kerma kalibrasyon işlemi.....	54
Resim 3.4 Su fantomunda ölçüm düzeneği	54
Resim 3.5 Lineer hızlandırıcıda iyon odalarının katı fantomda doz ölçümü	59
Resim 3.6 Lineer hızlandırıcıda iyon odalarının su fantomunda fantomda doz ölçümü	60

1.GİRİŞ

Radyoterapinin uygulanmaya başlandığı ilk dönemlerde röntgen tüpleri ve yüksek enerjili voltaj jeneratörleri ile elde edilen x-ışını demetlerinin enerjisi en fazla 250-400 kV arasındaydı. İlk yıllarda kullanılan enerjisi düşük x-ışınlarının doku içersinde giricilikleri az olduğu için çeşitli cilt reaksiyonlarına neden olmaktaydı. Bilindiği gibi radyoterapide amaç; tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az ışını verecek şekilde planlama yaparak ölçülmüş radyasyon dozunu tümör hacmine uygulamaktır. Bu bakımdan sağlam dokulara en az zarar verecek şekilde x-ışını cihazları üzerinde çalışma başlatılmıştır(Elçim ve ark. 2003).

Yapılan çalışmalar neticesinde günümüz teknolojisinde kullanılan çeşitli hızlandırıcı tipleri mevcuttur. 1928 yılında İsveç'li Fizikçi Wideröe ilk hızlandırıcıyı planlamıştır. 1940'lı yıllardan sonra da kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda elektronu hızlandırmak için kullanılmıştır. 1950'lerin başında yüksek enerjili elektron demetleri radyasyon tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. 1970'li yıllardan itibaren de lineer hızlandırıcının sahip olduğu foton ve elektron modunda çalışma yetenekleri kliniklerde kullanılmaya sunulmuştur (Khan 2003).

Radyoterapide yaygın olarak kullanılan lineer hızlandırıcı, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal bir tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. Lineer hızlandırıcıda elektron tabancası, mikrodalga üretici ile mikrodalga üreticine enerji aktaran modülatörler, elektronu durdurup X-ışını üretebilmek için hedef gibi ekipmanlardan oluşur. Elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar, elektromanyetik alan içersinde hızlandırılırlar. Hızlandırılmış elektronlar doğrudan doğruya hedefe çarptırılır ve X-ışınları ve elektron demetleri elde edilir. Radyoterapi olarak da adlandırılan radyasyon tedavisi, yüksek enerjili X-ışınlarını ve elektron demetlerini kanser hücrelerini yok etmek için kullanır.

Lineer hızlandırıcının klinik uygulamasında, hasta üzerinde tanımlanan tümör hacmine yüksek doğrulukla dozun verilmesi, tümör kontrolü, normal doku komplikasyonlarının önlenmesi, çeşitli dozimetri protokollerinin ve kalite kontrol programlarının uygulanmasıyla mümkündür. Bu programların uygulanması öncelikle klinik olarak

dozimetrik donanıma sahip olmak ve kullanılan dozimetri protokolüne göre ışını kalibre etmek gerekir (AAPM TG-45).

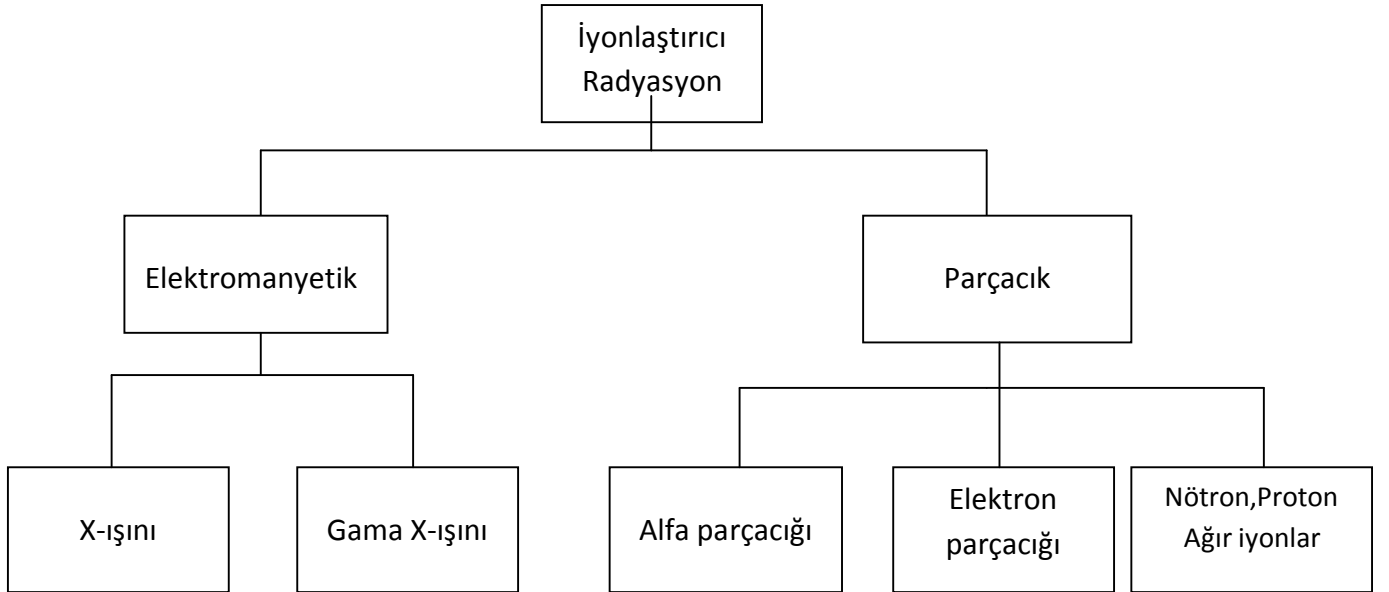
Lineer hızlandırıcı ile elde edilen radyasyon demetinin kalibrasyonu, karmaşık ölçüm tekniği ve pek çok dönüşüm ve düzeltme faktörlerinin uygulanmasına dayanmaktadır. Bu yüzden, kalibrasyon işleminin bütün basamakları belirsizliğe yol açmayacak şekilde belirtilmelidir. Bunun için kalibrasyon işleminin bütün basamaklarını anlatan, fiziksel etkileşimleri ve düzeltme faktörlerinin sayısal değerlerini veren böylece bizim soğurulan dozu en iyi şekilde tespit etmemizi sağlayan protokoller geliştirilmiştir.

Bu çalışmada; lineer hızlandırıcıların çalışma şekli ve temel kısımları verilerek radyoterapi öncesi gerekli olan dozimetrik parametrelerin ölçümlerinin nasıl yapılması gerektiği aktarılacaktır. Ölçümlerde kullanılan uluslararası dozimetri protokollerinin (TRS-381, TRS 381, TRS-398, AAPM TG-21, AAPM TG 21) ölçüm basamakları aktarılıp suda absorbe doz protokolleri ile havada absorbe doz protokolleri karşılaştırılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Radyasyon

Radyasyon dalga, parçacık veya foton olarak adlandırılan paketler şeklinde yayılan enerji olarak tanımlanır. Işıma yapan kaynaktan yayınlanan bu enerji iletimi parçacık radyasyonu (alfa, beta, proton, nötron), elektromanyetik radyasyon (gama ışını, x-ışını, mor ötesi ışık, görünür ışık, kızıl ötesi ışık, ve radyo dalgaları) olmak üzere iki kısma ayrılır (Şekil 2.1). Radyasyon hem madde içerisinde hem de boşlukta yönelen enerji olarak tanımlanırken enerjisi (yüksek ve düşük enerjili radyasyon), türü (parçacık ve elektromanyetik radyasyon), kaynak (doğal ve yapay kaynak) olmak üzere üç ana parametreye vurgulanır.



Şekil 2.1. İyonlaştırıcı Radyasyon

Yüksek enerjili radyasyon, atomlardan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Düşük enerjilerde radyasyon ise, etkileşim kurduğu

materyalden elektron sökemez uyarmakla yetinir. Bu tür radyasyona ise, iyonize olmayan radyasyon denir.

Özellikle radyoterapide kullanılan gama ışınları ve x-ışınları iyonize edici elektromanyetik radyasyon adını alır. Gama ışınları, çekirdeğin uyarılması sonucunda nükleonunun daha üst bir yörüngeye çıktıktan sonra tekrar eski yörüngesine dönerken çıkardığı fotonlardır. X-ışınları ise çekirdek etrafındaki elektrona enerji verilip üst yörüngeye çıkıp tekrar geri dönerken yayınladığı fotonlardır. Dolayısıyla elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayınlanıyorsa gama, yörüngeden yayınlanıyorsa x-ışını adını alır.

2.2 Radyasyon Birimleri

1895 yılında W.Corrad Röntgen tarafından x-ışınlarının keşfi, ardından 1896 yılında H. Becquerel tarafından radyoaktivitenin keşfi ve 1902 yılında da Piere ve Marie Curie tarafından radyumun keşfiyle beraber iyonlaştırıcı radyasyonların tanıs ve tedavi edici yaklaşımlar için kullanılmasına ihtiyaç duyulması radyasyon ölçümünün değerlendirilmesine neden olmuştur. İlk olarak 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmıştır.

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg \quad (2.1)$$

1986 yılına kadar geleneksel radyasyon birimleri kullanılmış daha sonra uluslararası Birim Sistemi (SI)'nin tanımlanmasıyla birimler dönüşüme uğramıştır. Çizelge 2.1'de bu dönüşümler verilmiştir.

2.2.1 Aktivite Birimi

Radyasyon kaynağının gücünü ifade eden aktivite, birim zamanda bozulan radyoaktif atom sayısı olarak tanımlanır.

Özel birim

1902 yılında Curie tarafından radyumun keşfi ile birim saniyede 3.7×10^{10} parçalanmagösteren radyoaktivite birimine Curie (Ci) denir. Burada 1gr doğal Radyumun aktivitesi 1Ci olarak verilirve ölçümler neticesinde birim saniyede 3.7×10^{10} bozunma değerine karşılık gelmiştir.

SI Birim:

Bequerel (Bq), birim saniyedeki parçalanma miktarı olarak tanımlanır (1 Bq=1 Bozunma/Saniye).

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad 1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci} \quad (2.2)$$

Çizelge 2.1 Eski ve yeni birim sistemleri ve dönüşüm değerleri

Fiziki Büyüklik	Eski Birim Sembölü	Yeni Birim Sembölü	Dönüşüm Değerleri
Radyoaktivite Şiddet Birimi	Curie (Ci)	Bequerel (Bq)	$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ $1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci}$
Işınlanma Birimi	Röntgen (R)	Coulomb/kilogram (C/kg)	$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$
Soğurulan Doz Birimi	Rad (R)	Gray (Gy)	$1 \text{ Rad} = 0.01 \text{ Gy}$ $1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rem}$
Biyolojik Doz Birimi	Rem (rem)	Sievert (Sv)	$1 \text{ Rem} = 0.01 \text{ Sv}$ $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$
Radyasyon Şiddet Birimi	Röntgen/Saat (R/s)	Gray/Saniye (Gy/s)	$1 \text{ R/s} = 2.425 \text{ Gy/s}$ $1 \mu \text{ Gy/s} = 0.4124 \text{ R/s}$

4.2.2. Işınlama Birimi

X-ışını ve gama ışını için tanımlanmış olan ışınlama birimi, radyasyonun havada etkileşim sonucunda meydana gelen iyonlaşmanın bir ölçüsü olarak değerlendirilir. Havada m kütlesi başına oluşan iyonların Q elektrik yüküne exposure ya da ışınlama dozu (X_p) denir.

$$X_p = \frac{Q}{m} \quad (2.3)$$

Özel Birim

Normal hava şartlarında (0°C ve 760 mmHg basınç) 1 cm³ havada 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1e=4.8x10⁻¹⁰ esu) X-ışını ya da γ -ışını miktarı 1 Röntgen olarak tanımlanır.

$$1R = \frac{1esu}{0.001293gr} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.4)$$

SI Birimi

$\frac{C}{kg}$;normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında 1cloumb'luk pozitif veya negatif iyon biçiminde x veya gama radyasyon miktarı olarak tanımlanır (Beyzadeoğlu ve ark. 2010).

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R} \quad (2.5)$$

2.2.3. Soğurulan Doz (Absorbe) Birimi

Özel birim

Radyoterapide radyasyon ölçümü ile ilgili temel miktar soğurulan doz ile belirtilir. Burada soğurulan radyasyon miktarı birim kütle başına ışın miktarı olarak tanımlanır.

Işınlanan maddenin 1 gramına 100 erg'lik (6.2×10^7 MeV) enerji verebilen radyasyon miktarına 1 Raddenir.

SI Birimi

Gray (Gy); 1kg maddeye 1 joul'lük enerji verebilen radyasyon miktarıdır.

$$1\text{Gy}=1 \text{ C/kg}=100 \text{ cGy}=100 \text{ Rad} \quad (2.6)$$

2.2.4. Doz Eşdeğeri (Biyolojik Doz) Birimi

Radyasyonun insan sağlığına olan etkileri soğurulan enerji aynı olsa bile, bunlardan kaynaklanan biyolojik etki farklı olabilir. Belirli bir radyasyonun biyolojik sisteme olan etkisi soğurulan doz (D) ile kalite faktörüne (QF, birim mesafede aktarılan enerji) bağlıdır. Doz eşdeğeri bu iki değer in çarpımı ile bulunur.

$$DE = D \times QF \quad (2.7)$$

Özel birim

REM (Röntgen Equivalent of Man):Soğurulan 1Rad' lik dozun kullanılan ışın ile aynı biyolojik etkiyi gösterdiği radyasyon miktarıdır.

SI Birim

Sievert (Sv)= soğurulan 100 Rad'lık dozun X-ışını ve gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır.

$$1\text{REM} = 0.01 \text{ Sv}$$

Doz eşdeğeri (REM)=Soğurulan Doz X Kalite Faktörü

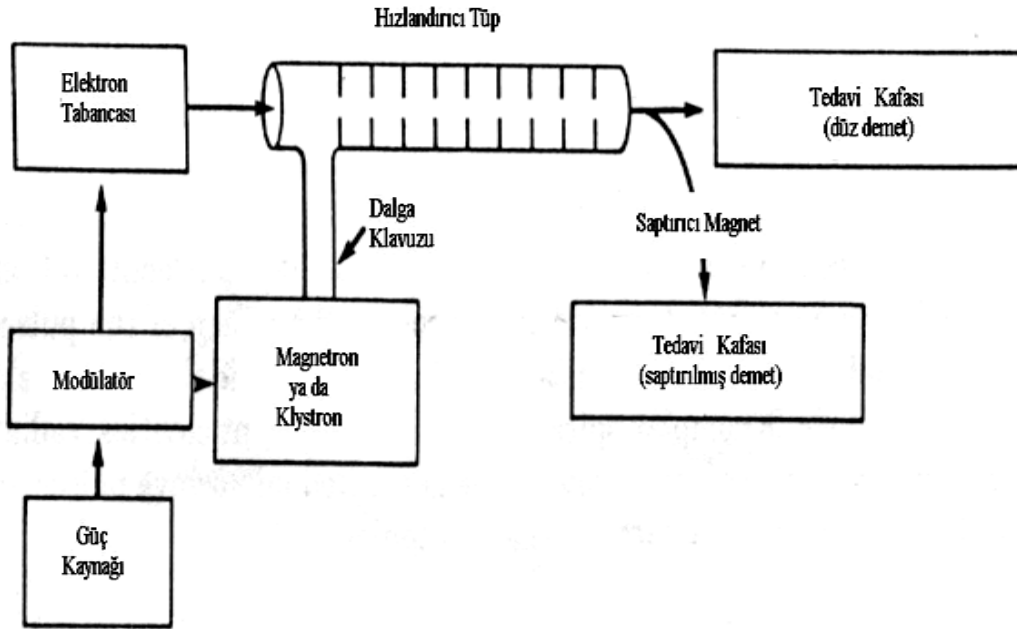
2.3 Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapinin ilk yıllarında kullanılan X-ışını demetleri en fazla 250–400 kV potansiyel farklarında x-ışın tüpleri ile elde edilen ışınlardı. Radyoterapinin esasını bu x-ışınları ile yapılandırılan tedaviler oluşturuyordu. Bu enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının gircilik yeteneği düşük olduğundan derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde üst kısımda bulunan sağlam dokular fazla doz almakta ve özellikle cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkı konvansiyonel X-ışınları ile yapılandırılan tedavilerde bir sakınca oluşturuyordu. Bu nedenle doku içinde uygun dozu verebilecek X-ışınlarının cilt ve sağlam dokularda etkilerini azaltacak, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek x-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Bunun sonucunda yüksek enerjili x-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldı. Bunun üzerine yüklü parçacıkları hızlandıracak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapılmıştır. İlk olarak yüksek frekanslı çok kısa dalga boylu (*microwave*) osilatörler geliştirilmiş ve bunlar lineer hızlandırıcılarda elektronları hızlandırmak için kullanılmaya başlanmıştır.

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. Yüksek enerjili elektron ışını yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılmakta ya da hedefe çarptırılmaktadır. Hedefe çarptırılması ile oluşan x-ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Lineer hızlandırıcıların, hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki çeşit dizaynı vardır. Fonksiyonel olarak, hareketli dalga yapılarında, yapının sonundaki mikrodalga enerjisini soğuracak soğurucu bulunmaktadır. Duran dalga hızlandırıcıda ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. İleri ve geri hareketli dalgaların kombinasyonu ile duran dalga oluşturulmaktadır. 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, dalganın geriye yansımaya engel olan sirkülator (veya izolatör) bulunmaktadır.

Şekil 2.2’de medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı kısımları görülmektedir. Güç kaynağı modülatöre DC akım, modülatör ise şebekeye atımlı akım sağlamaktadır. Bu akım, modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığı ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan yüksek atımlı akım magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilmektedir. Magnetron veya klystron mikrodalga kaynaklarıdır. Magnetron mikrodalga üretmektedir. Fonksiyonel olarak yüksek- güç osilatörüdür. Mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz’ dir. Klystron ise mikrodalga yükseltecidir. Klystronun düşük güçte bir mikrodalga osilatörü ile sürülmesi gerekmektedir. Magnetron, klystrondan daha ucuz ve ömrü daha kısadır. Klystron, 20 MeV ya da daha yüksek enerjili ışın uygulamalarında tercih edilmektedir. Magnetron veya klystrondan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi yoluyla hızlandırıcı tüpe gelmektedir. Elektron tabancasında oluşan elektronlar da hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir (Dirican 2002).



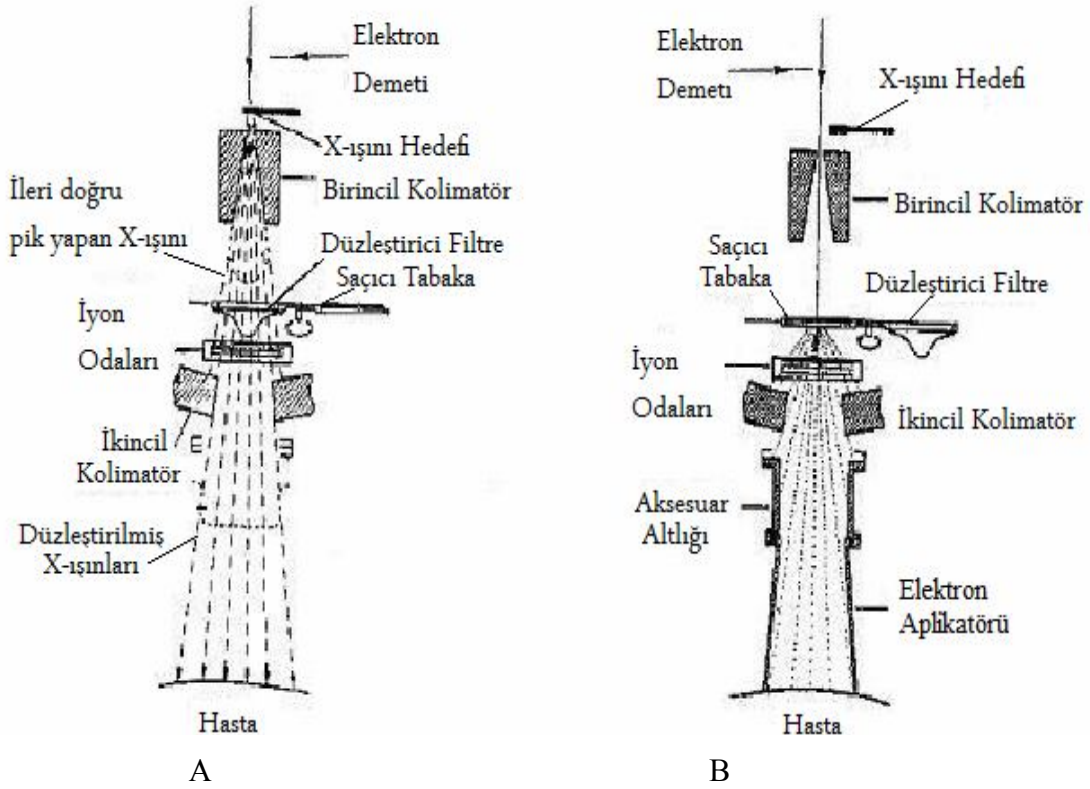
Şekil 2.2 Medikal lineer hızlandırıcının blok diyagramı (Dirican 2006)

Hızlandırıcının yapısı, bakır diskler ve diyaframlarla bölümlere ayrılmış bakır tüplerden oluşmaktadır. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanmaktadır. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, dalga üzerindeki bir sörfçü gibi sinüsel elektrik alandan enerji kazanırlar.

Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden 3 mm çaplı kalem demet şeklinde çıkmaktadır (Şekil 2.3). Düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'e kadar) nispeten daha kısa hızlandırma tüpü vardır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleşmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar, hızlandırıcı tüp ile hedef arasında saptırıcılar ile 90° veya 270° saptırılarak hedef üzerine ya da doğrudan doğruya hızlandırıcı tüpün dışına gönderilmektedir (Khan 1994).

Hızlandırılmış elektronlar, tungsten gibi yüksek atom numaralı bir materyalden oluşmuş hedefe çarptırıldığında x-ışını meydana gelmektedir. Hedef, suyla soğutulmakta ve gelen elektronların çoğunu soğurabilecek kalınlıktadır. Bremsstrahlung olayında; elektron enerjisi, gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili x-ışınının spektrumuna dönüşmektedir.

Tedavi ışını ilk önce sabit birinci kolimatör ile kolime edilmektedir. X-ışını modunda, sabit birinci kolimatörden gelen x-ışını, düzleştirici filtreye gelmekte, elektron modundaki tedavide ise bu filtre kalkmaktadır.



Şekil 2.3 A) X-ışını tedavi modu, B)Elektron tedavi modu

2.3.1Klinik Lineer Hızlandırıcının Şematik Yapısı

Radyoterapide kullanılan klinik lineer hızlandırıcının şematik yapısı Resim 2.1'de görülmektedir. Hızlandırıcının kısımları:

1-Elektron Tabancası: Elektron tüpünden oluşan katottan yayımlanan elektronların, belli bir potansiyel fark altında anoda doğru hızlandırılıp, frekans yönlendiricisi için elektron üretir .

2-Klystron:Magnetron denen yapı ile radyofrekans dalgaları üretir.

3-Dalga klavuzu : Hızlandırılmış elctronun bulunduğu kısımdır.

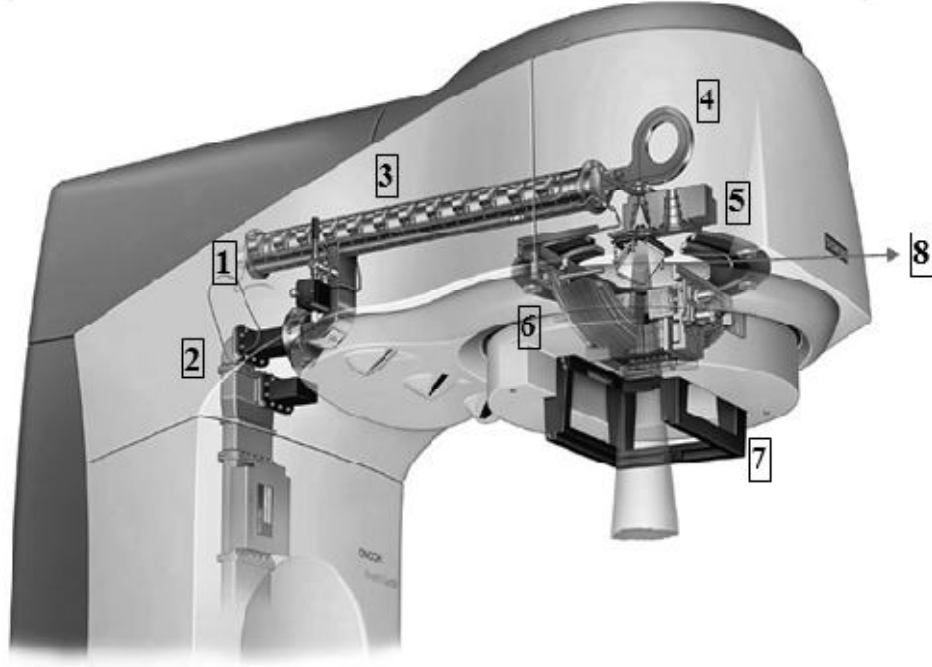
4-Egici Magnet: Elektronların hastaya tekrar tekrar yönlendirilirken filitreleme görevi yapar.

5-Gantry: Saat yönünde ve tersinde 180 derece dönebilen makinanın hareketli kısmıdır.

6-Kolimatör: Tedavide kullanılabilir ışını meydana getirip ışını kontrol eder.

7-Elektron ısınları için kon tutucu: Slektron ışın tedavisinde huzme düzenleyici sistemlerinden konpansatörlerin yerleştirdiği bölgedir.

8-Saçıcı filtre



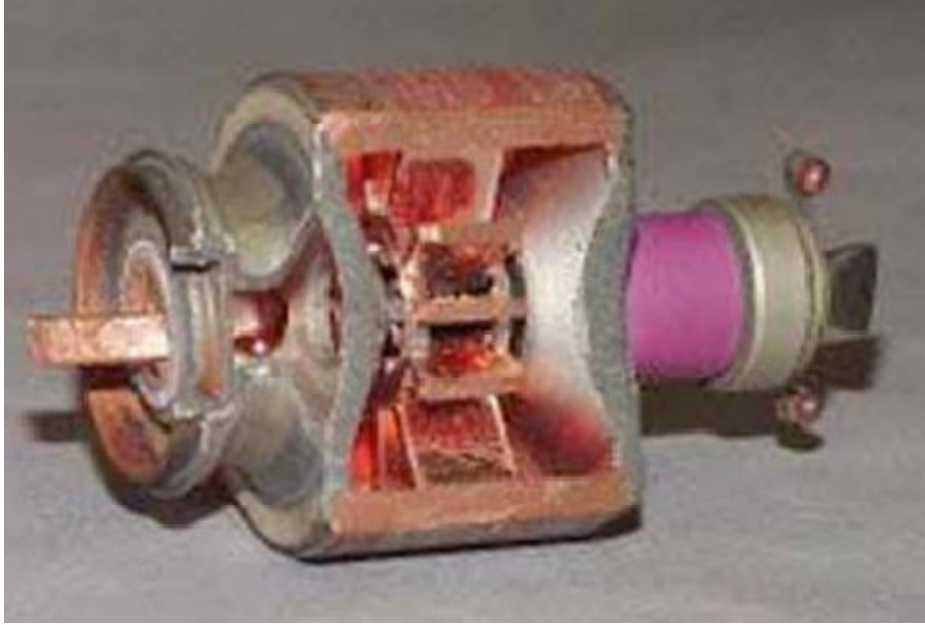
Resim2.1 Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının sematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2)klystron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) egici magnet, (5) coursel, (6) multileaf kolimatör, (7) elektron ısınları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre.

2.3.2 Klinik Lineer Hızlandırıcının Ana Kısımları

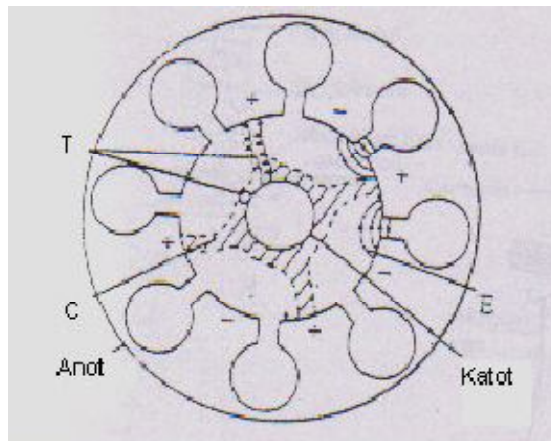
2.3.2.1 Magnetron

Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır (Resim 2.2). Mekanizmasında saniyede birkaç yüz mikrodalga darbeleri üreten yüksek oranda güçlü osilatör vardır. Her darbe için oluşan mikrodalga frekansı yaklaşık, 3000 MHz'dir. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır. Merkezinde katot ve sağlam bakır tel, dış yapısında anot bulunur (Şekil 2.3). Katot içersindeki bakır tel (fleman) ısıtılarak elektron üretilir. Bu durumda katot ile

anot arasında elektrik alan sayesinde durgun bir manyetik alan oluşur. Katottan yayılan elektronlar DC elektrik alan sayesinde anoda doğru hızlandırılır. Oluşan manyetik alan, elektronları vematikrodalgayı etkisi altına alarak, elektronları rezonans boşluğuna doğru sarmal hareket ettirerek radyasyonu oluştururlar.



Resim2.2 Magnetron



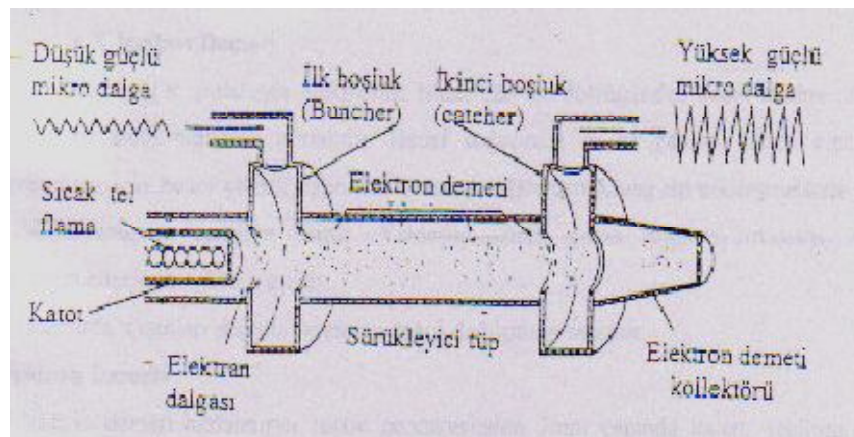
Şekil 2.3Magnetron kesit şeması

2.3.2.2 Klystron

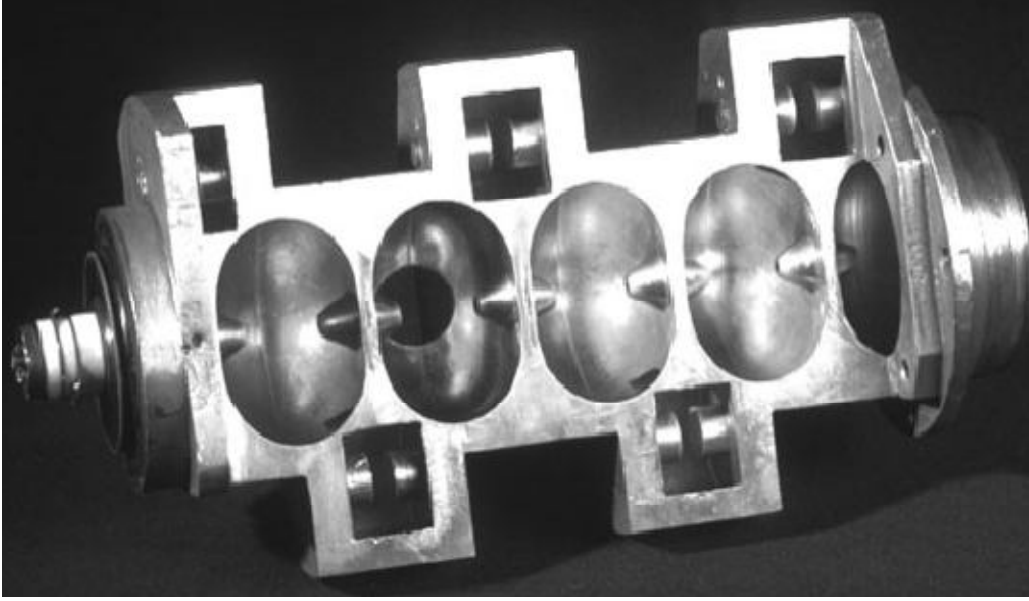
Klystron mikrodalga amplifikatörüdür. Şekil 2.5'deki klystron kesitinde görüldüğü gibi katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle toplayıcı boşluğa girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür yanına geçerler. Bu geçişte elektronların hızları elektrik alan etkisiyle değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. İkinci tutucu boşlukta yüksek güçlü mikrodalgalar oluşur. Yüksek güçlü mikrodalgaların içerisinde enerjinin korunumundan dolayı elektronun kinetik enerjisi giderek artar (Khan 2003).

2.3.2.3 Dalga Klavuzu

Dalga klavuzları genellikle fazla enerji kaybını ortadan kaldırmak için elektriksel iletkenliği yüksek olan bakırdan yapılmaktadır. Hızlandırıcının en temel yapısı olan dalga klavuzuna (Resim 2.4), elektron tabancası vasıtasıyla mikrodalga pulsları iletilir. Elektronlarda mikrodalgalar tarafından yakalanarak ışık hızına yakın ($0,98c$) bir hıza kadar hızlandırılırlar. Dalga klavuzunu geçen elektronlar, güçlü mıknatıslarla çevrilmiş eğici odaya girerler ve buradan hasta tedavisini kolaylaştıracak şekilde tedavi cihazın eşmerkezine yönlendirilirler.



Şekil 2.5 Klystron kesiti (Dirican 2006)



Resim 2.4 Dalga klavuzu (IAEA 2005)

2.3.3 X-ışınları

X ışınları ya da röntgen ışınları, 0.125 keV ile 125 keV enerji aralığında veya buna karşılık, dalga boyu 10 ile 0.01 nm aralığında olan elektromanyetik dalgalar veya foton demetidir. 30 ile 30.000 PHz (10^{15} Hz) aralığındaki titreşim sayısı aralığına eşdeğerdir. 1895 yılında Wilhelm Röntgen tarafından tesadüfen deney yaparken bulunmuştur.

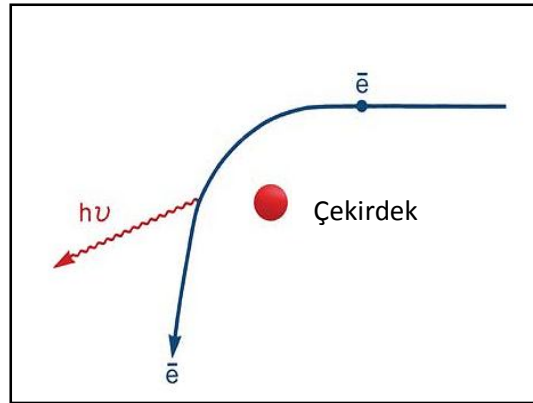
Basıncı düşük cam bir tüp içine yerleştirilen anot ve katot levhaları arasında yüksek elektriksel gerilim uygulanarak, kinetik enerji kazanan elektronun katodu terk ederek anot üzerindeki metal hedefe çarpması sonucu X-ışını elde edilir. Metal hedefe çarpan elektronların enerjisinin büyük bir kısmı ısıya dönüşür, yaklaşık %1'lik kısmı X-ışını olarak açığa çıkar. Lineer hızlandırıcının kolimatör yapısı oluşan bu X-ışınlarını kontrol altına alarak kullanıma uygun hale getirir.

2.3.3.1 X-ışınlarının Elde Edilmesi

X-ışınları iki farklı yolla elde edilir.

2.3.3.1.1 Bremstrahlung (frenleme) X- ışını

Bremstrahlung (frenleme radyasyonu) çekirdek ile yüksek hızlı elektronların etkileşimi sonucu oluşur. Elektron çekirdek yakınından geçerken Coulomb itme kuvvetinin etkisiyle yolundan sapabilir ve enerjisini kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik radyasyon (brems ışınları) olarak yayılır(Şekil 2.6). Bu tip X-ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (tungsten, molibden vb.) hedefe çarptırılıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir.



Şekil 2.6 Frenleme ışını oluşum süreci

Atom başına elektronların enerjisini kaybetme oranı hedefin atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Bu bakımdan üretilen brems ışınları hedef malzemenin atom numarası Z ile değişir. Üretilen X-ışınının verimliliği ise hızlandırıcı tüpüne uygulanan gerilime bağlıdır (Khan 1994).

2.3.3.1.2 Karakteristik X-ışınları

Elektronun atom ile etkileşime girmesi sonucunda, atom yörüngelerinden birinde oluşan boşluklar daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulur. Bu esnada ortaya çıkan radyasyon sürekli spektrum çizgileri üzerinde keskin şiddet maksimumları ortaya çıkarır. Bunlar karakteristik X ışınları denir. Değişik atomların elektron enerji seviyeleri de farklıdır. Bu yüzden her atomun karakteristik radyasyonu o elektron yörüngesi için özeldir. Bir X-ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak brems ışınlarının oluşturduğu bir sürekli tayf, anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür.

2.3.3.2 Elektron Demetinin Oluşumu

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili elektronlar lineer hızlandırıcılardan elde edilirler. Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen termal elektronlar hızlandırıcı kılavuz içerisine gönderilirler. Vakumlu hızlandırıcının penceresinden bir kalem ucu demeti şeklinde çıkan elektronlar manyetik alanla saptırılıp, foillerden saçılarak monitör odaları ve hava içerisine girdikten sonra bir kaynak noktadan çıkıp uzaklaşan bir demet şeklinde yayılırlar (Khan 2003).

2.4 Lineer Hızlandırıcılarda Foton Etkileşimi

Gama ve X-ışınları gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar parçacık özelliği gösterdiği için çok küçük enerji paketleri anlamına gelen radyasyonların birim elemanı olarak foton adı verilir. Fotonlar içinden geçtikleri maddenin atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak absorblandığı gibi saçılmaya da uğrayabilirler.

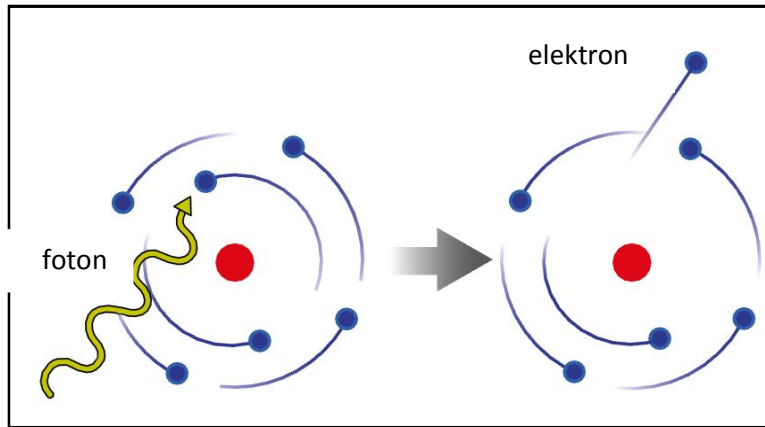
Fotonlar başlıca üç etkileşme ile enerji kaybederler. Bunlar;

1. Atomun iç yörünge elektronları ile etkileşerek Fotoelektrik Olay,
2. Atomun dış yörünge elektronları ile etkileşerek Compton Saçılması,
3. Atomun çekirdeğine yakın bir yerde bir pozitron ve bir elektron meydana getirme,Çift Oluşum'dur.

Bu üç olayın olma olasılığı fotonun enerjisine ve etkileştikleri maddenin atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur ya da enerjisinin bir kısmını maddeye bırakarak saçılır veya hiç enerji bırakmadan yön değiştir .

2.4.1 Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili bir fotonun soğurucu ortamdaki bağlı elektron tarafından soğurularak K_e kinetik enerjisine sahip bir elektronun yayınlanmasıdır (Şekil 2.7). Yayınlanan bu elektron fotoelektrondur. Atomun iç tabakalarından elektron yayınlanırsa, dış tabakalardaki elektronlardan biri bu daha düşük boş seviyeyi doldurur ve bunun sonucunda elektronla birlikte X-ışını da yayınlanır.

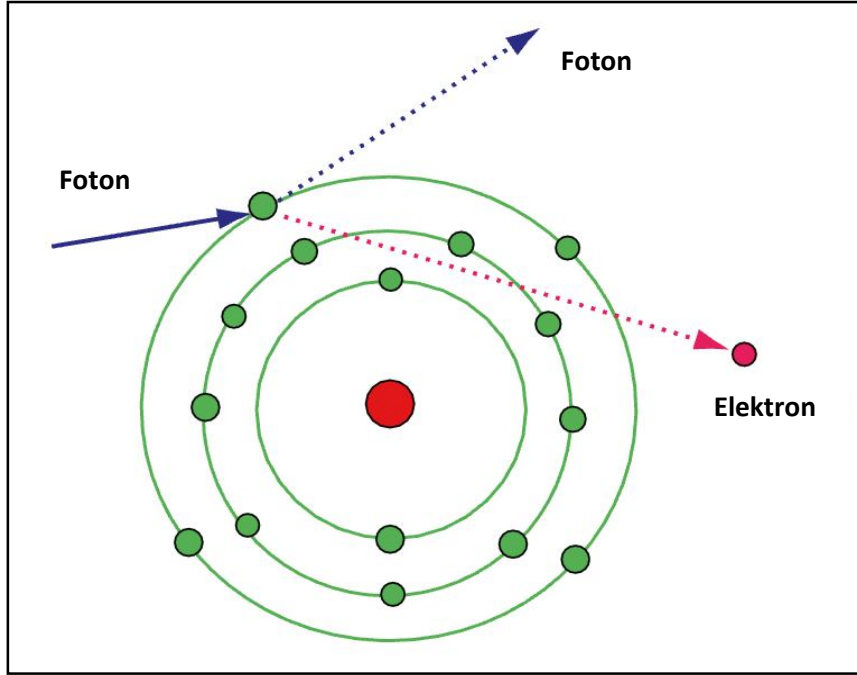


Şekil 2.7 Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olayada gelen fotonun enerjisi arttıkça bu olayın gerçekleşme olasılığı azalır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisini az da olsa aşarsa bu olayın gerçekleşme olasılığı maksimumdur. Enerjisi 0.5 MeV olan fotonlar için en çok görülen etkileşim budur. Fotonun etkileştiği maddenin atom numarası büyüdükçe bu etkileşimin gerçekleşme olasılığı artar. Bu olay düşük enerjili iyonize radyasyonun soğurulmasında kurşun ve daha yüksek atom numaralı maddelerin kullanımında etkilidir. Aynı zamanda insan vücudunda radyasyonun dokudan daha çok kemikte absorbe olması fotoelektrik olayın kemikte meydana geldiğini gösterir.

2.4.2 Compton Olayı

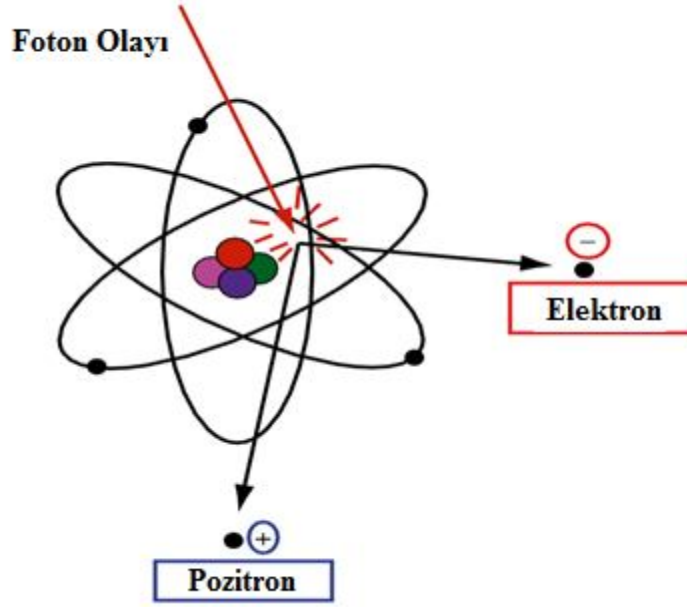
Bu olay atoma gevşek bağla bağlanmış bir elektrona, enerjisi elektrona göre büyük olan fotonun çarpması sonucu oluşur (Şekil 2.8). Enerjileri 30 keV-20 MeV arasında olan düşük atom numaralı maddeleri için Compton saçılması önemli etkileşimdir (Khan 2003). Bu olayda elektron kütleli bir parçacık olduğu için foton bütün enerjisini soğuramaz ve foton enerjisinin bir kısmını elektrona vererek saçılıp yoluna devam eder. Burada meydana gelen yeni elektrona compton elektronu denir. Compton elektronu ikincil iyonizasyon göstererek soğurulur. Saçılmaya uğramış foton ise diğer compton olayları veya fotoelektrik olay ile absorblanır. Fotonun etkileştiği maddenin yörünge elektron sayısı arttıkça compton olayının olma olasılığı artar. Radyasyon tedavisinde 35 keV-50MeV arasında etkileşme olasılığı yüksek olay Compton saçılmasıdır. Soğuran maddenin atom numarasına bağlı değildir. Verilen tüm radyasyonu yumuşak doku ve kemik hemen hemen aynı oranda soğurur. (Khan 1994, Beyzadeoğlu, 2010)



Şekil 2.8 Compton olayı

2.4.3 Çift Oluşum

Bu olay fotoelektrik ve compton olayından daha az görülen foton etkileşimidir. Enerjisi 1.02 MeV'den büyük olan foton çekirdeğin elektrik alanına girdiğinde zıt elektriksel yüklü iki parçacık meydana getirerek kaybolur (Şekil 2.9). Çift oluşum fotonun elektron-pozitron çifti meydana getirme olayı olarak tanımlanır. Bu olayda meydana gelen elektron atomlarla etkileşir, pozitron ise ortamdan bir serbest elektron yakalayarak 0.51MeV 'lik foton yayımlayarak yok olur. Çift oluşum olayına bakıldığında teorik olarak olma olasılığı 1.02MeV'dan düşük enerjili fotonlar için imkansızdır (çift oluşum için gerekli eşik enerji; $h\nu \cong 2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$). Pratikte 2 MeV' dan düşük enerjili fotonlar için bu olay olma olasılığı düşüktür.



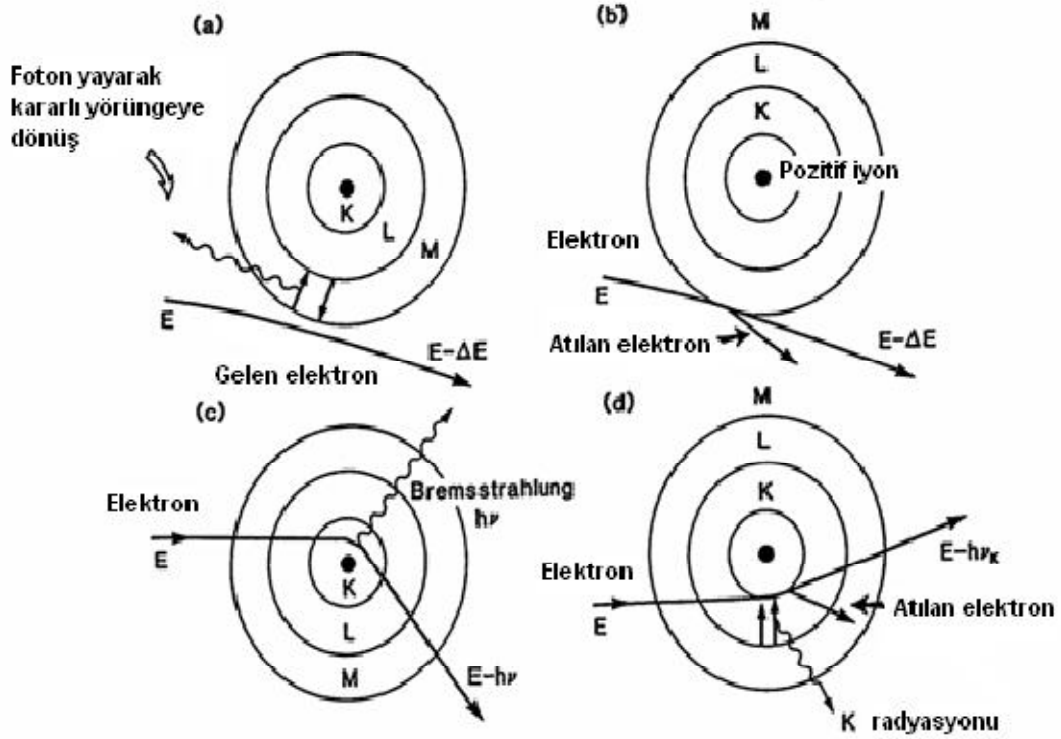
Şekil 2.9Çift oluşum

2.5Lineer hızlandırıcıda Elektron etkileşimi

Yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların 1970’li yıllarda sahip olduğu foton ve multienerji elektron demeti yetenekleri kliniklerde kullanıma sunulmuştur. Elektronların klinik açıdan en yararlı enerji aralığı 6-20 MeV’dir. Temelde elektronlar deri ve dudak kanseri tedavisi, meme kanseri göğüs duvarı ışınlanması, baş boyun kanserleri tedavisi gibi yüzeysel tümörlerin tedavisinde uygulanmaktadır. Elektronların radyoterapi açısından en önemli özelliği, geniş, dağıtılmış ve düzenli dozların gerekli tümör hacminde oluşumudur (Khan 1994).

Elektronlar bir ortamdan geçerken coulomb etkileşimi nedeniyle buldukları ortamdaki atomlar ile etkileşimde bulunurlar. Bu etkileşim süreci şöyle sıralanır:

- Bir ortama giren elektronlar atomun elektronları ile esnek olmayan çarpışma yapabilirler (iyonizasyon-uyarılma),
- Atom çekirdekleri ile esnek olmayan çarpışma yapabilirler (bremsstrahlung),
- Atomun elektronları ile esnek çarpışma yapabilirler,
- Atom çekirdekleri ile esnek çarpışma yapabilirler ve enerjisini kaybetmeden saçılabilirler (Şekil 2. 10).



Şekil 2.10 (a) Eksitasyon (b) İyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) Karakteristik x- ışınları

Lineer hızlandırıcı elde edilen elektron demetleri bir ortama girdiğinde çevresindeki atomlar tarafından yakalanana kadar enerjilerini kaybeder. Doku ve su gibi ortamların atom numaraları düşüktür. Elektron bu gibi ortamlarda iyonlaşma sebebiyle enerjisini kaybetme oranı daha baskınken; atom numarası büyük olan kurşun gibi ortamlarda bremsstrahlung yoluyla enerji kaybı baskın olur. Elektron demetlerinde enerji kaybı su ve su eşdeğeri dokular için yaklaşık 2 MeV/cm'dir.

2.6 Doz Dağılımı Ve Saçılma Analizi

Radyoterapi olarak da adlandırılan radyasyon tedavisi, yüksek enerjili x-ışınlarını, elektron demetlerini ve radyoaktif izotopları normal dokular için güvenli olan doz sınırlarında aşmadan kanser hücrelerini yok etmek için kullanır. Radyoterapinin amaçlarından biri, tümör kontrolünü sağlayarak, sağlam doku ve organların belli bir takım limit doz değerlerinin üzerinde kesinlikle doz almamasını sağlamaktır. (Aydoğdu 2009). Tümör kontrolü, hedef kitleye verilen doz ile yakından ilişkilidir. Bu bakımdan hastaya verilecek dozun iyi bilinmesi gerekir. Radyasyon tedavisinde hastadaki doz dağılımının ölçülmesi çeşitli materyaller ve dozimetrik parametreler kullanılarak yapılır.

2.6.1 Fantomlar

Fontom radyoterapide ışınlama öncesinde doku içersindeki doz dağılımlarının incelenmesi amacıyla insan dokusu eşdeğerinde olan bir malzemedir. Genelde insan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması kas ve yumuşak dokunun atom numarasının suya yakın olması sebebiyle su fantomları kullanılır.

Su fantomu dışında katı fantomlarda geliştirilmiştir. Katı fantomların radyoterapi açısından uygunluğunun doku veya su eşdeğeri olması için kütle başına elektron sayısı ve etkin atom numarası suya eşit olmalıdır. Klinik uygulamalarda MeV mertebesinde enerjiye sahip fantomlarda en baskın etkileşme compton saçılması olduğundan, kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterlidir (Khan 1994).

Bir materyalin elektron yoğunluğu (ρ_e), onun kütle yoğunluğundan (ρ_m) hesaplanır.

$$\rho_e = \rho_m N_A \left(\frac{Z}{A} \right) \quad (2.8)$$

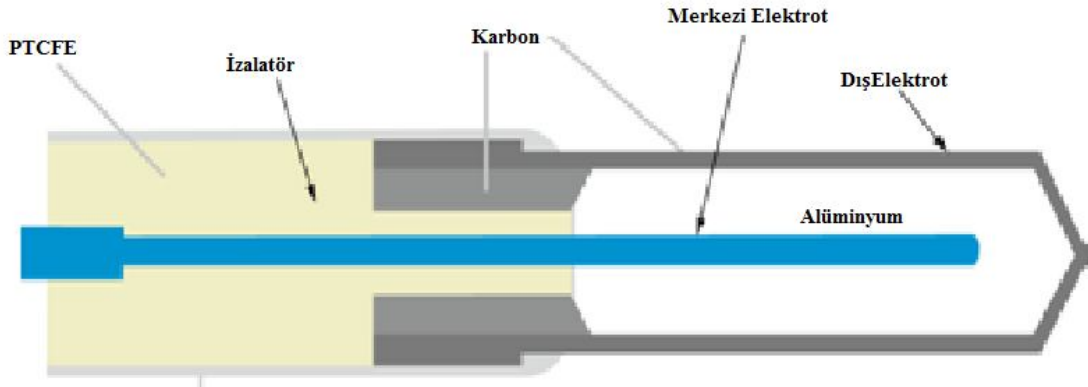
Ölçümlerde kullanılan iletken olmayan plastik fantomlarda yük birikmesi gözleneceğinde bu tip fantomların kullanımı dikkat gerektirir. Yük birikmesi kullanılan iyon odası civarında elektrik alan oluşturur ve bu da elektron akımını kaviteye doğru

yönlendirerek, bir sinyal artışına neden olur. Bu nedenle doz ölçümlerinde elektronlar için daima su yada iletken plastik fantomlar kullanılmalıdır (Dirican 2006).

2.6.2 İyon Odaları

İyon odaları beta parçacıkları, x-ışınları, gama ışınları ölçümünde kullanılır. İyonlaştırıcı radyasyonun doz hızını ölçmek için tasarlanmıştır. Her dedektörün ortamı içinde iyonizasyon olayının meydana geldiği, içi hava dolu silindirik bir yapısı vardır. İçersinde radyasyonun hava ile etkileşime uğrayarak iyon çiftleri meydana gelir. Burada negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda hareket ederler ve iyonizasyon akımı meydana gelir.

İyon odaları yapımında genellikle kullanılan malzemenin suyun veya havanınkine yakın olmasına dikkat edilmelidir. İyon odalarının çapı ince ve elektron dengesini sağlamak için yeterince büyük olmalıdır. İyon odasının içinde çeşitli gazlar kullanılarak çeşitli etkileşmelerin olduğu gözlenmiştir. Bu etkileşmelerin en baskın olanı compton saçılmasıdır. Şekil 2.11’de duvarı saf karbonda, merkezi elektrot ise saf alüminyumdan yapılmış olan Farmer tipi bir iyon odasının temel tasarımı görülmektedir. Bir çok deneysel çalışmada daha çok bu tip iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odaları radyoterapide elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının doğru ölçümü için uygundur.



Şekil 2.11 Farmer tipi iyon odasının temel tasarımı

2.6.3 Derin Doz Dağılımları

Bir hastaya veya bir fantoma giren radyasyon huzmesinden soğurulan enerji (radyasyon dozu) derinlik ile değişir. Bu değişim ayrıca ışının enerjisi, derinlik, alan boyutu, kaynaktan olan uzaklık (*SSD*) ve ışın demetinin kolimasyon sistemine de bağlıdır. Doku içerisindeki soğurulan dozu hesaplamak için bu parametrelerin bilinmesi oldukça önemlidir. Radyasyon demetinin merkezi eksen boyunca oluşan derin dozdağılımının hesaplanması için önemli olan iki nicelik; Yüzde Derin Doz (% *DD*) (Percentage Depth Ratio) ve Doku-Hava Oranı (**Tissue-Air-Ratio**, *TAR*)'dır. Bu nicelikler genellikle iyon odaları kullanılarak su fantomlarıyla yapılan ölçümlerden elde edilirler.

2.6.4 Yüzde Derin Doz

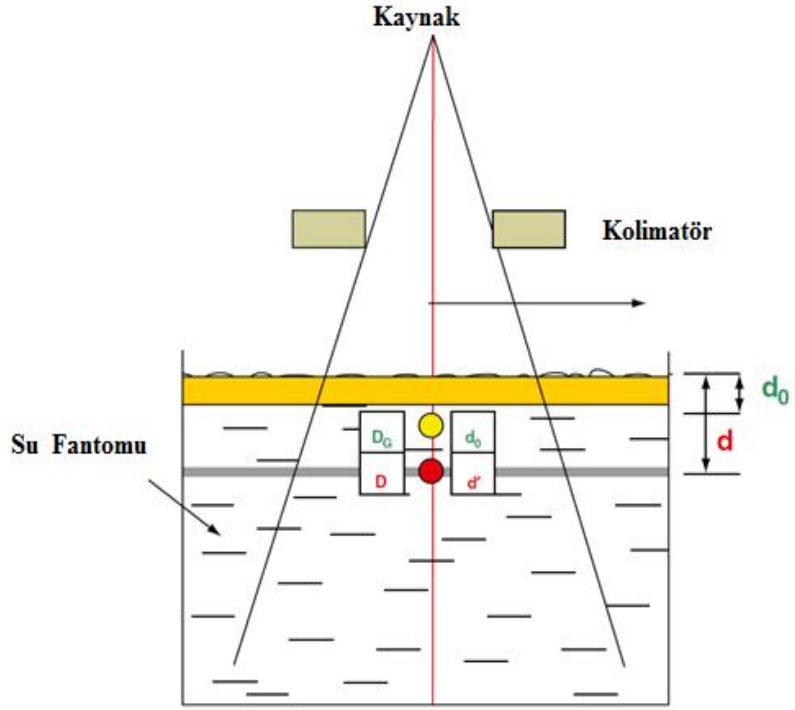
Merkez ışın üzerinde herhangi bir derinlikteki doz dağılımını belirlemenin bir yolu, belirli bir derinlikteki dozu, referans derinliğindeki doza normalize etmektir. Yüzde Derin Doz (% *DD*) niceliği, ışının merkezi eksenini boyunca herhangi bir *d* derinlikteki dozun (*D_d*), belirlemiş bir *D₀* referans derinlikteki doza (*D_{d0}*) oranıdır (Şekil 2.12):

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{d_0}} 100 \quad (2.9)$$

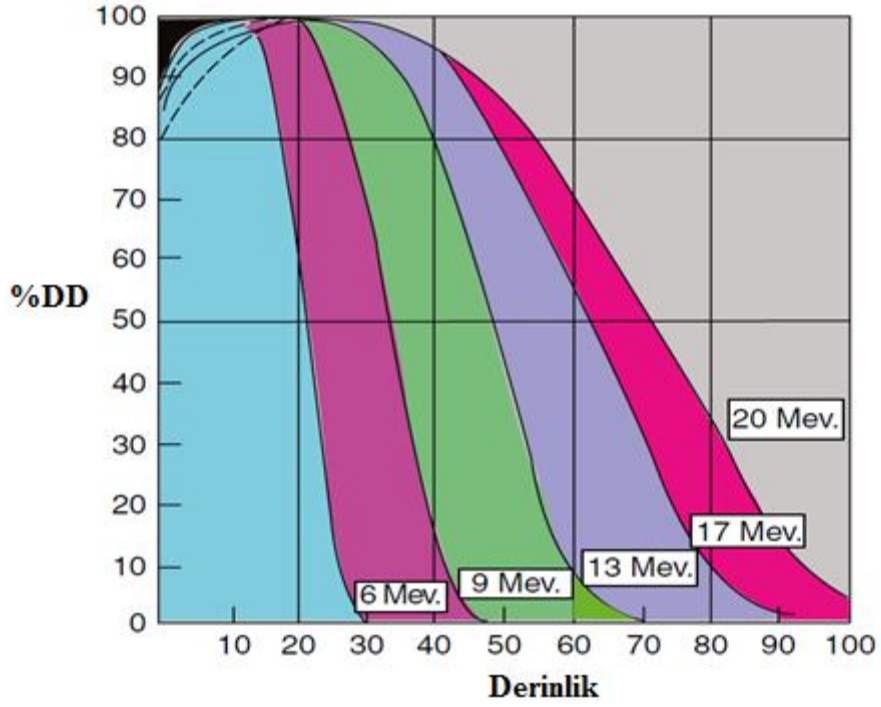
Orta voltaj ve düşük enerjili *X*-ışınları için referans derinliği genellikle yüzeyde alınır (*d₀* = 0). Yüksek enerjiler için referans derinliği ise merkezi eksen üzerinde en yüksek soğurulan doz (build-up) noktasında alınır (*d₀* = *d_{max}*). Build-up (yığılma) noktasında soğurulan doz (*d_{max}*):

$$d_{max} = \frac{D_d}{\%DD} 100 \quad (2.10)$$

olur. Farklı enerji seviyelerinde yüzde derin doz Şekil 2.13 'te verilmiştir.



Şekil 2.12 Su fantomunda yüzde derin doz ölçümü (Beyzadeoğlu ve ark 2010)

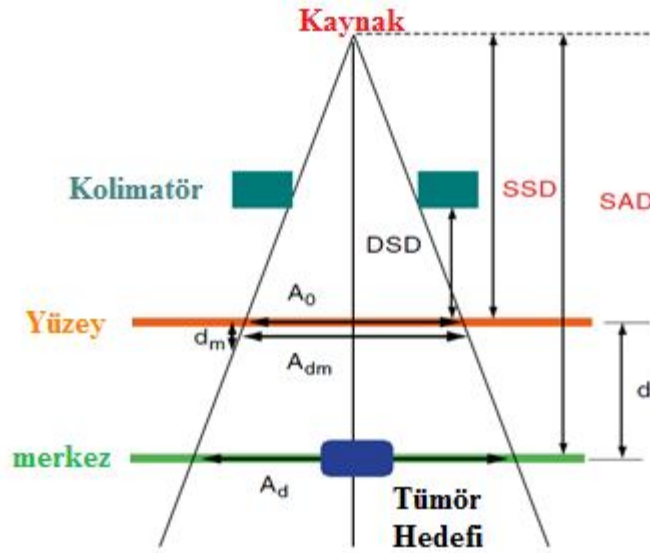


Şekil 2.13 Değişik elektron enerjilerinde yüzde derin doz (Beyzadeoğlu ve ark 2010)

%DD değerleri, gelen radyasyonun enerjisi ile artar. Artan bu enerji ile ışının demet girciliği de artar. Şekil 2.13'te de çeşitli demet enerjilerinde elde edilen %DD değerleri görülmektedir. Yüksek enerjili ışınların gircilikleri daha fazla olduğu için derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

2.6.4.1 %DD Ölçümünde Işının Geometrik Tanımı

Hastaya radyasyon dozunun doğru bir şekilde verilmesi hasta ile radyasyon kaynağı arasındaki konumlamaya bağlıdır. Tümör tedavisi için kaynak ile hedef arasında geometrik parametreler Şekil 2.14'te verilmiştir.



Şekil 2.14 Kaynak ile hedef arasındaki geometrik parametreler

SSD (skin to source distance): Kaynak cilt mesafesi

SAD (skin to axis distance): Kaynak aks mesafesi

DSD(diaphragm to skin distance): Diyafram cilt mesafesi

A_0 : Cilt yüzeyindeki alan

A_d : Merkezdeki D_0 derinliği

A_{dm} : Maksimum doz noktasındaki alan

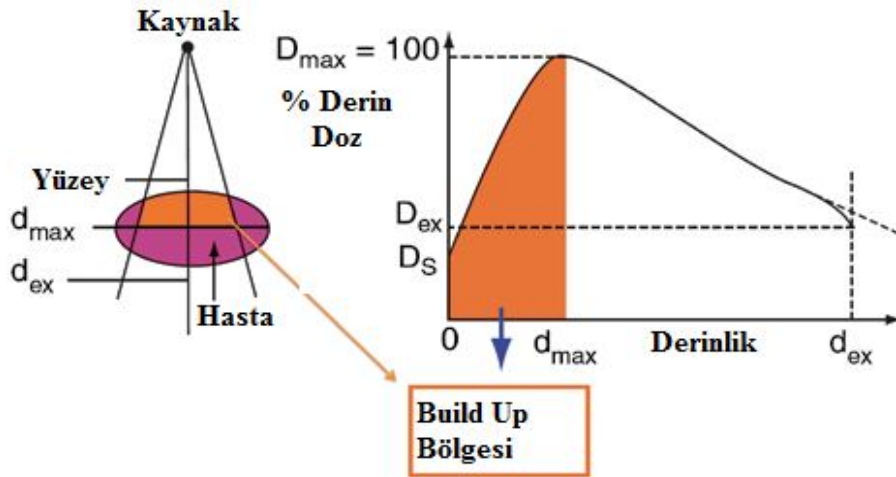
d: Derinlik

d_m : Maksimum doz derinliği

2.6.5 Build-up Doz

Radyoterapide doz dağılımlarını vücut yüzeyinde veya fantomda nasıl bir dağılıma uğradığı elektronun etkileştiği ortamla alakalıdır. Kaynaktan yayınlanan x-ışınları etkileştiği ortamda ikincil elektronlar oluşturur. Bu ikincil elektronlar dokuya dağıtılır ve doz dağılımları meydana gelir. Burada dokuya maksimum dozun verildiği noktaya build up noktası, maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de build up bölgesi denir (Şekil 2.15).

Düşük ve orta voltaj X-ışınlarının oluşturduğu ikincil elektronların menzilleri çok küçük olduğu için build up noktası ciltte veya cilde yakın bir derinliktedir. Yüksek enerjilerde ise oluşan ikincil elektronların menzilleri daha uzundur yani büyük açılar ile saçılmaya uğrarlar. Bu saçılma başta enerji olmak üzere compton saçılmasına bağlıdır. Yüksek enerjilerde build up noktası daha derinde olduğu için oluşan bu doz etkisine cilt koruyucu etki denir. Dolayısıyla yüksek enerjili ışınlar cilt koruyucu etkiye sahiptir. Radyoterapi açısından bu etkinin iyi bilinmesi gerekir.

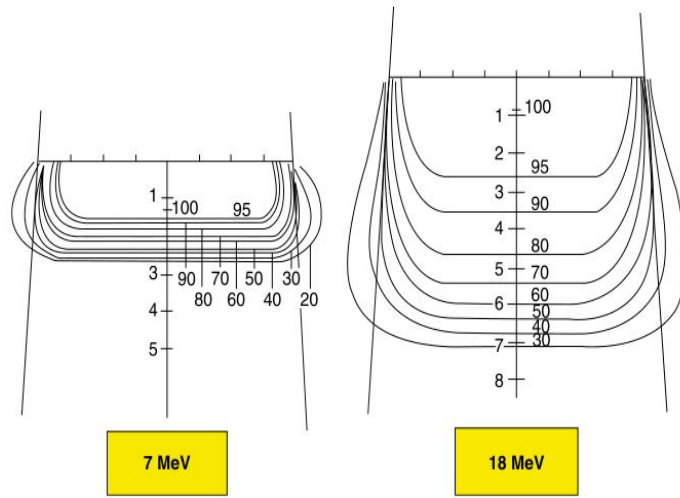


Şekil 2.15 Build Up Bölgesi(Beyzadeoğlu ve ark. 2010)

2.6.6 İzodoz Dağılımları

İzodoz eğrileri fantomda veya aynı dozu alan hedef dokudaki eşit doz alan noktaların birleştirilmesiyle hazırlanır. Bunlar çeşitli dozimetrik ölçümlerle hesaplanır. İzodoz,

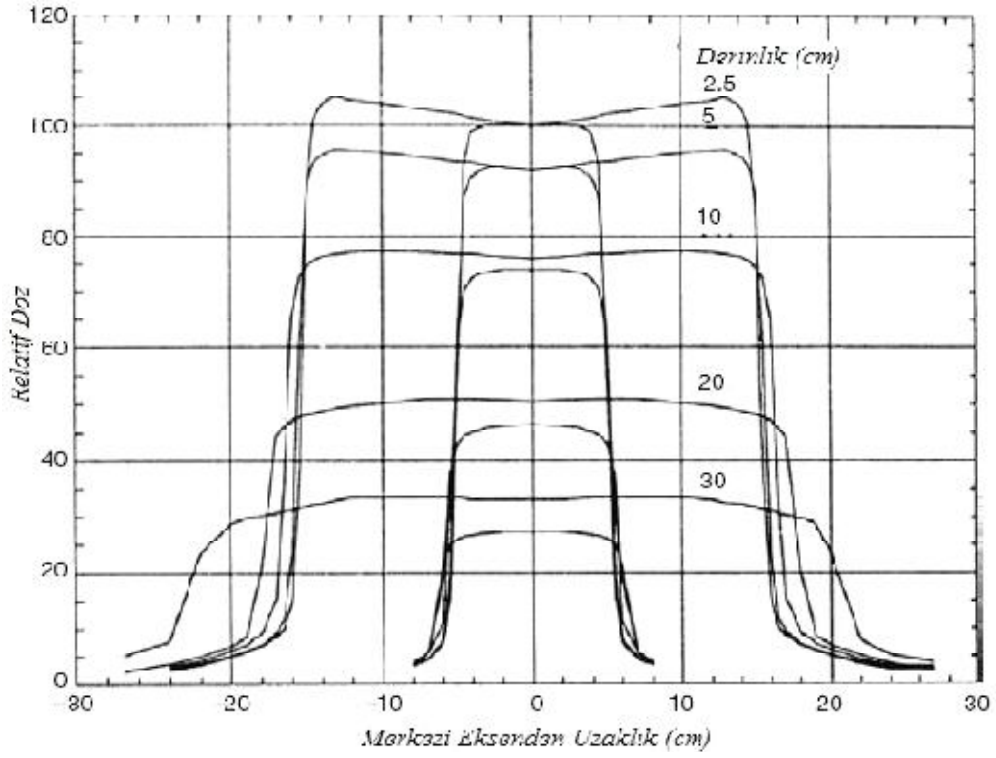
merkezi eksenenden uzaklığa göre yan taraflara uzaklığın ve derinliğin bir fonksiyonu olarak değişir. Sabit SSD tekniğinde alan boyutu cilt yüzeyinde tanımlanır. Derin doz değerleri, merkezi eksendeki en yüksek doz noktası normalize edilerek sabit SSD izodoz eğrileri elde edilir. Şekil 2.16’da farklı elektron enerjilerinde izodoz eğrileri görülmektedir. Yüksek enerjilerde izodoz eğrileri dışarıya doğru genişlerken düşük enerjilerde ise neredeyse bütün izodoz eğrileri genişleme göstermektedir. İzodoz eğrilerinde düşey eksen yüzey alanının altındaki alanı tanımlar, yatay eksen ise alandaki genişliği ifade eder.



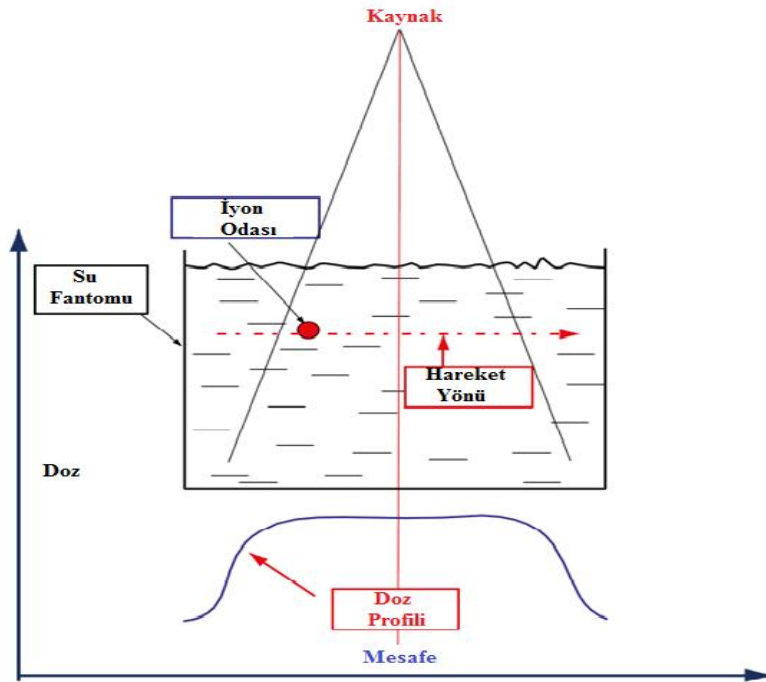
Şekil 2.16 İzodoz eğrileri

2.6.7 Doz (Demet) Profili

Radyoterapide dozimetrik kontrollerden biri olan doz profil eğrileri sabit bir noktadaki doz değişimlerini inceler. Merkezi eksen üç boyutlu düzlemde z-ekseni olarak seçilip ve bu eksen üzerinde sabit bir nokta seçilerek, bu noktaya göre x veya y-ekseni üzerindeki doz değerlerinin taranmasına doz profili denir. Şekil 2.17’de oluşan doz profilleri, şekil 2.8’deki ölçüm parametreleri kullanılarak su fantomunda yapılan ölçümler neticesinde oluşturulur. Burada 10MeV X-ışınları için elde edilen doz profilinde alan kenarlarının kontrolü ve doz dağılımının yatay olarak derinlik ile olan değişimi incelenebilir.



Şekil 2.17 Su fantomunda çeşitli derinliklerde 10MeV X-ışınında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanlar için doz profilleri (IAEA 2005)



Şekil 2.18 Sufantomunda doz profil ölçümü

3.MATERYAL METOD

Lineer hızlandırıcı ile elde edilen radyasyon demetinin kalibrasyonu, karmaşık ölçüm tekniği ve pek çok dönüşüm ve düzeltme faktörlerinin uygulanmasına dayanmaktadır. Bu yüzden kalibrasyon işleminin bütün basamakları belirsizliğe yol açmayacak şekilde belirtilmelidir. Bunun için kalibrasyon işleminin bütün basamaklarını anlatan, fiziksel etkileşimleri ve düzeltme faktörlerinin sayısal değerlerini veren böylece bizim soğurulan dozu en iyi şekilde tespit etmemizi sağlayan protokoller geliştirilmiştir.

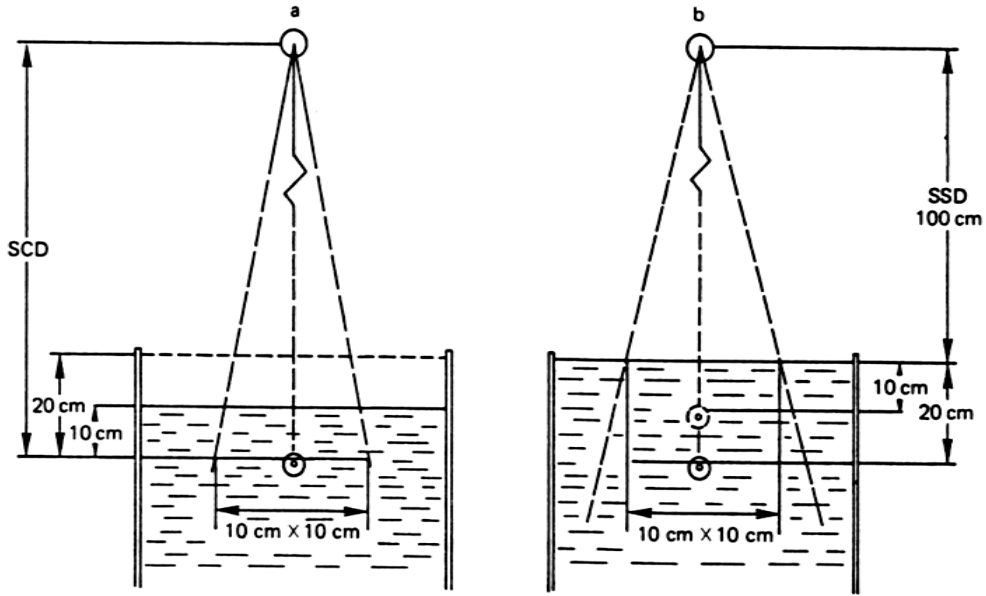
Bu çalışmada, ÇNAEM (Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi) laboratuvarında deneysel bir yöntemle kalibrasyon ölçümleri alınmıştır. Alınan kalibrasyon sonuçlarına göre protokoller arası soğurulan doz hesaplamaları yapılmıştır. Tedavi planlama ve radyasyon ölçüm yöntemleri ve teknikleri noktasından hareketle radyoterapide yaygın olarak kullanılan uluslararası dozimetri protokollerinin ölçüm sistemi basamakları ve kullanım avantajları, gerekli formüller verilerek çeşitli ulusal ve uluslararası klinik çalışmalar kullanılarak, protokollerin absorbe doz ölçümleri karşılaştırmalı olarak aktarılmıştır.

3.1 Absorbe Doz Protokolleri

Protokollerde kullanılan veriler belirli bir referans şartlar altında uygulanır. Bu şartlar yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için belirlenmiş olup; ölçüm derinliği, alan büyüklüğü ve kaynağın yüzeye uzaklığı (SSD) olarak tanımlanır.

Protokol uygulamalarında doku eşdeğeri olarak kabul edilen su fantomları kullanılarak, fantom içerisine yerleştirilen iyon odaları yardımıyla ölçüm yapılmakta ve hem elektron hem de fotonlar için soğurulan dozlar belirlenmektedir. Soğurulan dozun belirlenebilmesi için fantom içerisine yerleştirilen iyon odası ışınlanmaktadır. Bu ışınlama işlemi, SCD (source-chamber distance) ve SSD (source-surface distance) parametreleri sabit tutularak iki farklı yöntemle yapılmaktadır (Şekil 3.1).

Soğurulan doz ölçüm sistemlerinde ilk olarak iyon odaları ve fantomlar tanımlanmalıdır. Kaynaktan 100 cm mesafedeki, bir kenarı 30 cm olan kübik su fantomu içine iyon odaları yerleştirilerek ölçüm yapılmaktadır. Soğurulan doz ölçümlerinde genellikle fantom olarak su önerilmektedir. Ayrıca iletken olmayan katı fantomlarda kullanılmaktadır. Kullanılan iyon odasının tipi belirlenmeli ve ona göre ölçüm yapılmalıdır.



Şekil 3.1 Işının kalitesini belirlemek için uygulanan iki farklı deneysel yöntem.(a) kaynak iyon odası mesafesi (SCD) sabit tutulup ölçülür.(b) Kaynak yüzeyi arasındaki mesafe (SSD) sabit tutulup ölçülür.

Bu çalışmada, protokoller doğrultusunda kullanılan iyon odasına göre suda absorblanan dozun nasıl hesaplanması gerektiği, protokollerin gösterdiği referans şartların radyoterapi açısından klinik uygulamadaki cihazların kullanılabilir doz limitlerinin ayarlanması ve hastaya uygun hale getirilmesi için uluslararası düzeyde kullanılan protokollerin kullanımları ve uygulama sonuçları analiz edilerek karşılaştırılmıştır.

3.1.1 TRS-277 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı

Hava KERMA (Kinetic Energy Released in Materials) esaslı bu protokolde (International 1985) iyon odaları belirli bir referans derinliğe yerleştirilerek;

$$D_W(P_{eff}) = M_u^0 P_{TP} k_h P_S N_{D,hava} (S_{W,hava}) P_u (3.1)$$

formülü ile suda absorblanan doz hesaplanır.

Protokolde ayrıntılı bir şekilde suda absorbe edilen dozun gerekli formülü verilmiştir. Doğru bir ölçüm yapmak için suda absorblanan doz formülü için dönüşüm ve düzeltme faktörleri doğru bir şekilde tanımlanmalıdır.

M_u^0 : Dozimetri okuma değeri,

P_{TP} : Basınç sıcaklık düzeltme faktörüdür. İyon odaları ölçümler esnasında iyon odasını çevreleyen hava kütlelerine açıktır. İyon odasının kalibrasyon koşullarındaki oda sıcaklığı T_0 , basınç P_0 , ölçümler esnasındaki sıcaklık T ve hava basıncı P ise P_{TP} düzeltme faktörü,

$$P_{TP} = \frac{P_0(273,2+T)}{P((273,2+T_0))} \quad (3.2)$$

formülü ile hesaplanır. Burada $T_0=20^\circ\text{C}$, $P_0 = 1013 \text{ mbar}$ (760 mmHg).

k_h : Nem faktörü; duvar materyali A-150 plastik veya naylon olan iyon odaları dışındaki iyon odalarında nem, oda kavitesinde oluşan yük üzerinde küçük bir etkiye sahiptir. Eğer kalibrasyon faktörü %50 nemde ise, %20-%70 nem aralığında 15°C - 25°C sıcaklık aralığında düzeltme gerektirmez ve 1 alınır. Kalibrasyon faktörü kuru havada ise ve ölçümler , %20-%70 nem aralığında ve sıcaklık 15°C - 25°C aralığında ise düzeltme faktörü ^{60}Co - $\gamma k_h=0,997$ 'dir.

P_s : İyon rekombinasyon düzeltme faktörüdür. Radyasyon gaz moleküllerinden elektron kopararak molekülleri iyonlaştırır. Koparılan elektronlar, anot-katot arasına uygulanan gerilim nedeniyle anoda doğru sürüklenir. Bu alan yeterince kuvvetli değilse, serbest dolaşan elektronlar pozitif yüklü iyonlarla birleşir. Koparılan elektronların oluşturduğu akımın, radyasyon miktarıyla doğru orantılı olduğu düşünülür. Radyasyonu oluşturan bütün yükleri ölçmemiz imkansız olduğundan anoda ulaşamayan ve bir iyonla birleşen bu tür elektronlardan kaynaklanan kaybın bir düzeltme faktörü telafi edilmesi gerekir. Hızlandırıcılarda göz önüne alınması gereken bir düzeltme faktörüdür. Bu faktörün belirlenmesinde deneysel bir yöntem uygulanır. İki voltaj yöntemi olarak adlandırılan bu yöntemde aynı ışınlama koşulları içinde kullanılan iki farklı V_1 (normal çalışma voltajı) ve V_2 voltajları için toplanan Q_1 ve Q_2 yüklerin ölçümüne dayanır. $\frac{V_1}{V_2} \geq 3$ olmalıdır. V_1 ve V_2 beslenme voltajlarına karşılık Q_1 ve Q_2 out-put (doz verimi) değerleri dozimetreden okunur. Elde edilen değerler, denklem 3.3'te yerine konur.

$$P_s = a_0 + a_1 \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right) + a_2 \left(\frac{Q_1}{Q_2} \right)^2 \quad (3.3)$$

Buradaki a_0 , a_1 ve a_2 değerleri TRS-277 protokolünden alınan değerler ile Çizelge 3.1'den alınır.

Çizelge3.1 Voltaj oranlarına karşılık a_0 , a_1 ve a_2 değerleri

Voltaj Oranı (V_1/V_2)	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,8753	0,6773
3,5	1,080	-0,5421	0,4627
4,0	1,022	-0,3632	0,3413
5,0	0,9745	-0,1875	0,2135
6,0	0,9584	-0,1075	0,1495
8,0	0,9502	-0,03732	0,08750
10,0	0,9516	-0,01041	0,05909

$N_{D,air}$: İyon odasının havada absorblanan doz katsayısıdır ve denklem 3.4 ile ifade edilir. Birim iyonizasyon okuma veya yükü başına hava kavitesindeki absorbe dozdur.

$$N_{D,air} = N_k(1 - g)k_mk_{att} \quad (3.4)$$

Bu denklemde;

N_k : İyon odasının standart bir laboratuvar (SSDL) tarafından belirlenen hava kerma kalibrasyon faktörüdür.

g : Havadaki birmsstrahlung ile sekonder elektron kayıplarının enerji kesrini ifade eder.

k_m : İyon odası duvarı ve biriktirme çoğaltma (build-up) kep malzemesinin hava eşdeğeri olmamasından kaynaklanan (havada ölçüm yapıldığından) düzeltme faktörü.

k_{att} : Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarındaki saçılma ve soğurulmayı hesaba katan faktördür. Teorik değerleri TRS- 277 no'lu protokolde mevcut olup Çizelge 3.2'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Çeşitli iyon odaları için k_m ve k_{att} değerleri

İyon Odası	k_m	k_{att}	k_mk_{att}
Capintec 0,07 cm ³ PR-05P minichamber	1,002	0,988	0,990
Capintec0,14 cm ³ PR-05 minichamber	1,002	0,989	0,991
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C Farmer Type (AE cap)	1,006	0,984	0,990
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C (polyestercap)	0,987	0,984	0,977
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C Farmer Type (PMMA cap)	0,993	0,990	0,983
Capintec 0,6 cm ³ (AAPM)	0,989	0,989	0,978
Exradın 0,5 cm ³ Al (2mm cap)	1,006	0,985	0,991
Exradın 0,5 cm ³ Al (4mm cap)	1,006	0,976	0,981
NE 0,60 cm ³ Guarded Farmer 2571	0,994	0,990	0,985

$S_{W,air}$: İlgilenilen noktada kullanıcı demet kalitesinde sudan havaya durdurma gücü (stopping power) oranıdır. Bu değerler foton huzmeleri için fantomda 10. cm ve 20. cm derinliklerinde SCD=100 cm'de enerji tayininde de gerekli olan TPR20/10 değerleri Çizelge3.3'te verilmiştir.

Elektronlar için $S_{W,air}$ değerleri E_z ve R_p değerleriyle protokol kullanılarak ölçülür. Çizelge 3.4 kullanılarak E_0 , Z/R_p değeri ile enerji değerlerine karşılık gelen değer olarak belirlenir. İyon odasının fantom içersindeki derinliği z olmak üzere R_p pratik erişim mesafesindeki enerji denklem 3.5 ile hesaplanır. Bu yaklaşım yalnız ortalama enerjinin $E_0 \leq 10$ MeV ise geçerlidir.

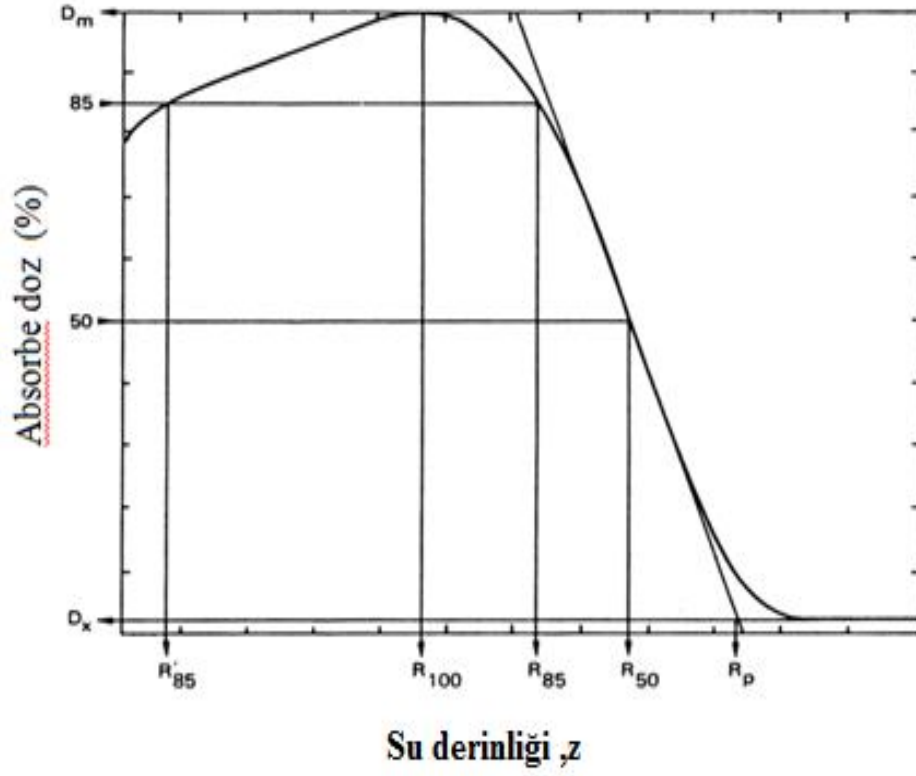
Çizelge 3.3 Belli referans derinlikte çeşitli ışın kalitesine karşılık sudan havaya durdurma gücü oranı

Işın Kalitesi		Referans Derinlik	
TPR_{10}^{20}	D_{20}/D_{10}	$S_{w,air}$	cm
0.53	0.47	1.134	5
0.59	0.52	1.130	5
0.65	0.56	1.123	5
0.68	0.58	1.119	5
0.70	0.60	1.116	5
0.72	0.61	1.111	5
0.74	0.63	1.105	5
0.76	0.65	1.099	10
0.78	0.66	1.090	10
0.80	0.68	1.080	10
0.82	0.69	1.069	10
0.84	0.71	1.059	10
Cs-137		1.136	10
Co-60		1.133	10

Elektron demeti hızlandırıcı çıkış penceresi ve fantom yüzeyi arasında farklı materyallerden geçerken enerji kaybeder ve böylece bu tür enerji kayıplarındaki düzensiz değişimler spektrumu genişletir (Dirican 2006). Protokol uygulamalarında ölçüm yapılırken bu değişimler göz önüne alınması gerekir.

$$E_Z = E_0 \left(\frac{Z}{R_p} \right) (3.5)$$

Denklem 3.5'deki E_0 ifadesi elektronun fantom yüzeyindeki ortalama enerjisidir. R_p pratik menzil ifadesi, Şekil 3.2'deki eğrinin inen kısmına teğet olan fren ışınımı (Bremsstrahlung) kuyruğunun uzantısının kesişme derinliği olarak tanımlanır. Ayrıca protokollerin karşılaştırmalarında kullanacağımız Şekil 3.2'deki R_{50} ifadesi ise soğurulan dozun maksimum %50'si olan derinlik olarak tanımlanır.

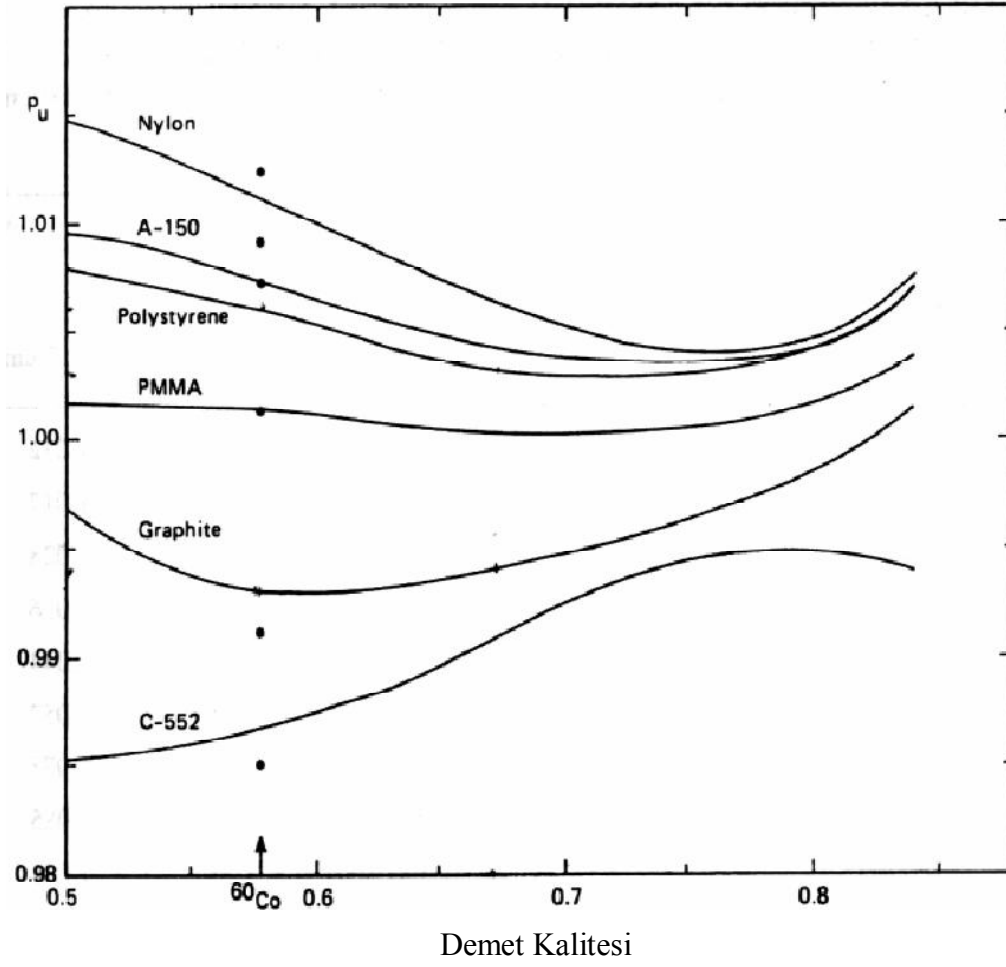


Şekil 3.2 Bir elektron ışının su fantomunda çeşitli parametrelerde absorbe doz dağılımı: D_m maksimum absorbe doz, D_x fren ışınımı absorbe dozu, R_{85} tedavi edici doz aralığı, R_{50} derinliğin %50'sindeki absorbe doz, R_p pratik erişim menzili (International 2000).

Çizelge 3.4 Elektronlar için z derinliğindeki enerjinin E_0 ortalama enerjiye oranı

z/R_p	Fantom Yüzeydeki Enerji (E_0)					
	5 MeV	10 MeV	20 MeV	30 MeV	40 MeV	50 MeV
0.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.05	0.943	0.941	0.936	0.929	0.922	0.915
0.10	0.888	0.884	0.875	0.863	0.849	0.835
0.15	0.831	0.826	0.815	0.797	0.779	0.761
0.20	0.772	0.776	0.754	0.732	0.712	0.692
0.25	0.712	0.705	0.692	0.669	0.648	0.627
0.30	0.651	0.645	0.633	0.607	0.584	0.561
0.35	0.587	0.583	0.574	0.547	0.525	0.503
0.40	0.527	0.523	0.514	0.488	0.466	0.444
0.45	0.465	0.462	0.456	0.432	0.411	0.390
0.50	0.411	0.407	0.399	0.379	0.362	0.345
0.55	0.359	0.355	0.348	0.329	0.314	0.299
0.60	0.313	0.309	0.300	0.282	0.269	0.256
0.65	0.270	0.265	0.255	0.239	0.228	0.217
0.70	0.231	0.226	0.216	0.202	0.192	0.182
0.75	0.197	0.191	0.180	0.168	0.159	0.150
0.80	0.164	0.159	0.149	0.138	0.131	0.124
0.85	0.137	0.131	0.120	0.111	0.105	0.099
0.90	0.114	0.108	0.096	0.089	0.084	0.079
0.95	0.091	0.086	0.076	0.069	0.065	0.061
0.10	0.077	0.071	0.059	0.053	0.049	0.045

P_u : Sudaki ölçümler süresince iyon odası duvarının su eşdeğeri olmadığını hesaba katan radyasyon enerjisine göre değişen pertürbasyon katsayısıdır. Foton huzmeleri için bu değer Şekil 3.3'te verilen değerler ile iyon odasının duvar materyaline ve kullanılan enerjinin kalitesine göre bulunur. Elektron demetlerinde ise ortalama enerji ve iyon odasının yarıçapına bağlı olarak P_u değerleri ölçülür (Şekil 3.5, Çizelge 3.5).



Şekil 3.3 Farklı duvar malzemeli iyon odalarının ışın kalitesi değerlerine karşılık gelen P_u değerleri

Çizelge3.5Elektron enerjileri için silindirik iyon odası yarıçapına bağlı olarak P_u değerleri

E_z (MeV)	r = 1.5 mm	r = 2.5 mm	r = 3.5 mm
4	0.981	0.967	0.955
6	0.984	0.974	0.963
8	0.988	0.980	0.971
10	0.991	0.984	0.978
12	0.993	0.988	0.984
15	0.995	0.992	0.989
20	0.997	0.995	0.994

3.1.2 TRS-381 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı

Hava kerma esaslı bu protokolde (IAEA 1995) TRS-277 protokolüne benzer ifadeler verilmesinin yanında özellikle paralel plan iyon odaları için protokol 277'ye göre büyük bir boşluğu doldurmaktadır.

Bu protokolde Q kalitesindeki klinik foton demeti için suda absorblanan dozun($D_{w,Q}$) hesaplaması, TRS-277 no'lu protokolde verilen havada absorbe edilen doz ifadesine, bu protokolde k_{cel} düzeltme faktörü eklenerek, denklem 3.6 ile ifade edilir.

$$N_{D,air} = N_{K,hava,Q_0} (1 - g) k_{att} k_m k_{cel} \quad (3.6)$$

k_{cel} : Kalibrasyon süresince merkezi elektrotun etkisini düzelten faktördür.

Bu protokolde iyon odası belirli bir referans noktaya yerleştirilerek doz,

$$D_{W,Q} = M_{corr,Q} N_{D,air} (S_{W,air})_Q P_Q \quad (3.7)$$

formülü ile hesaplanır. Burada P_Q dört faktörü kapsamaktadır;

$$P_Q = P_{wall} P_{cav} P_{dis} P_{cel} \quad (3.8)$$

P_{wall} : İyon odasının duvar ortamının su eşdeğeri olması nedeniyle,

P_{cav} : Ortam içindeki hava kavitesine giren sekonder parçacık akısının pertürbasyonu için,

P_{dis} : İyon odasının geometrik merkezi referans nokta olarak kullanılıyorsa yer değiştirme etkisi için,

P_{cel} : Yüksek enerjili foton ve elektron ışınında fantomla alınan ölçümler süresince silindirik iyon odasının merkezi elektrotun etkisini düzeltme faktörleridir.

3.1.3 TRS-398 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı

Uluslararası Atom Enerji Ajansı (UAEA) 2000 yılında yayınladığı TRS-398 no'lu suda soğurulan doz tabanlı protokolün (International 2000) kullanımı diğer iki hava kerma tabanlı protokolden (TRS-277, TRS-381) farklı olarak iyon odasına özgü iki farklı parametre tanımlanmıştır. Bunlardan biri; absorbe dozu hesaplamak için gerekli olan sudaki soğurulan doz kalibrasyon faktörü ($N_{D,w}$) diğeri ise referans demet kalitesi (Q_0) ile kullanıcı demet kalitesi (Q) arasındaki demet kalite düzeltme faktörüdür (k_{Q,Q_0}). Protokolde geçen düzeltme faktörleri TRS-381 ve TRS-277 no'lu protokollerde geçen ifadelerile benzer nitelik taşımaktadır.

Referans kalitedeki bir ışın, Q_0 ile ışınlanan bir fantom içerisinde ve referans noktadaki bir iyon odası ile suda absorblanan doz,

$$D_{W,Q} = M_{corr,Q} N_{D,WQ_0} \quad (3.9)$$

Referans kalitedeki ışıktan farklı ışınlar için eşitlik,

$$D_{W,Q} = M_{corr,Q} N_{D,WQ_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.10)$$

şeklinde tanımlanır. Burada ;

$M_{corr,Q}$: Düzeltilmiş okuma değerlerinin ifadesidir.

$$M_{corr,Q} = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (3.11)$$

h_{pl} : Ölçüm ortamı olarak sudan farklı bir ortam kullanıldığında bu ortamın iyon odasının cevabına yaptığı etkiyi düzelten faktör,

k_{TP} : Basınç-sıcaklık düzeltme faktörü,

k_{elec} : Elektrometre kalibrasyon faktörü,

k_{pol} : Polarite düzeltme faktörü,

k_s : Yeniden birleşme düzeltme faktörü,

Polarite ve yeniden birleşme faktörleri protokolde verilen değerler kullanılarak ölçüm sisteminde uygulanır.

N_{D,WQ_0} : Referans huzme kalitesinde suda absorbe doz kalibrasyon faktörüdür.

k_{Q,Q_0} : Huzme kalite farkı düzeltme faktörüdür. Ayrıca buradaki Q_0 ifadesi radyasyon kalitesi Co-60 ise k_{Q,Q_0} ; k_Q ile gösterilir. Çeşitli iyon odaları için k_Q değerleri TRS 398 no'lu protokolde elektron ve foton demetleri için ayrıntılı bir şekilde verilmiştir.

3.1.4 AAPM TG-21 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı

Foton ışınları için suda absorbe doz formülü denklem 3.9 ile verilir.

$$D_w = MN_{gas} \left(\frac{L}{\rho} \right)_{air}^w P_{repl} P_{wall} [Gy] \quad (3.12)$$

Burada M düzeltilmiş iyon odası okuma değeridir.

$$M = P_{ion} P_{T,P} P_{elec} M_{raw} \quad (3.13)$$

P_{ion} : İyon odasının verimini artıran düzeltme faktörü

P_{TP} : Basınç sıcaklık düzeltme faktörü,

$$P_{TP} = \left(\frac{273.2+T}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{P} \right) \quad (3.14)$$

P_{elec} : Elektrometre düzeltme faktörü

M_{raw} : Düzeltilmemiş elektrometre okuma değeridir.

N_{gas} : kullanılan gaz kalibrasyon faktörü

$\left(\frac{L}{\rho}\right)_{air}^w$: Hava ile su ortamı arasındaki ortalama enerji durdurma oranıdır.

P_{repl} : iyon odası ile kullanılan fantom materyali arasındaki etkileşimi düzelten faktör.

P_{wall} :

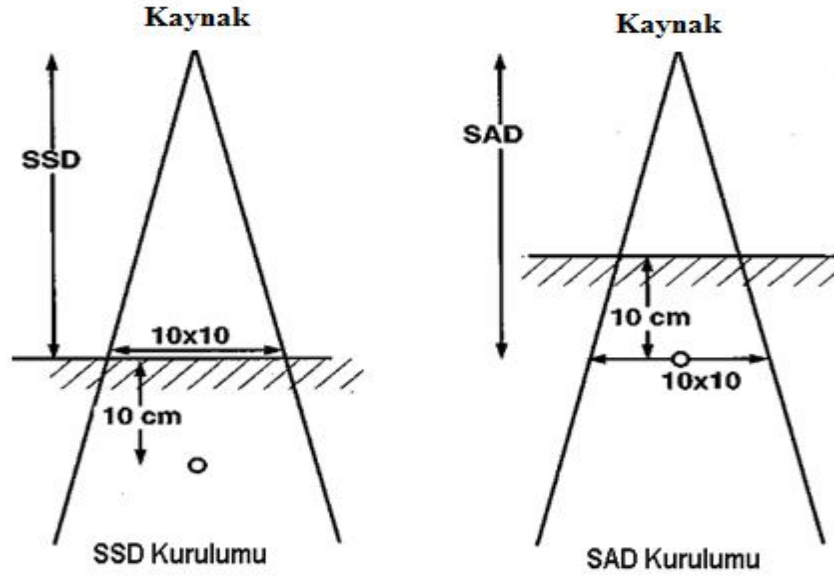
TG-21 no'lu protokolde elektron enerjileri için absorbe doz ölçümü denklem 3.15 ile verilir.

$$D_w = MN_{gas} \left(\frac{L}{\rho}\right)_{air}^w P_{repl} [Gy] \quad (3.15)$$

Bu protokolde iki farklı dönüşüm bileşeni vardır; birincisi, Co-60 ışını için için için N_x kalibrasyon faktörü N_{gas} dönüştürmek gerekir. N_x değeri standart laboratuardan verilir bu değer kullanıcı tarafından N_{gas} 'a dönüştürülmesi gerekir. İkincisi, kullanılan ışın (foton ve elektron) için kullanıcı tarafında N_{gas} faktörü, kavitedeki gazdaki dozu ortalama doza çevrilip sudaki doz miktarı ölçülür. Çalışmamızda bu protokol için kalibrasyon değeri doğrultusunda soğurulan doz hesaplaması yapılmayacaktır.

3.1.5 AAPM TG-51 Protokolüne Göre Absorbe Doz Hesabı

Bu protokolde Co-60 ve 50 MeV foton enerjileri ve 4-50 MeV elektron enerjileri kullanılmak üzere iyon odaları kullanılarak suda absorbe doz ölçümü aktarılmaktadır. Protokolde kullanılan veriler belirli bir referans şartlar altında uygulanır. Bu şartlar yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için belirlenmiş olup; ölçüm derinliği, alan büyüklüğü ve kaynağın yüzeye uzaklığı (SSD) olarak tanımlanır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Foton ışınlarının dozimetrik referans mesafelerinin kaynaktan 100 cm de SSD ve SAD kurulumu. Her iki kurulumda da iyon odası su fantomunda 10 cm eşdeğer su altı derinliğindedir.

Q kalitesindeki bir foton demeti için AAPM TG-51 no'lu protokolde suda absorbe doz denklem 3.16 ile verilir.

$$D_w^Q = M k_Q N_{D,w}^{60Co} \quad (3.16)$$

Burada;

M: düzeltilmiş iyon odası dönüşüm faktörleridir.

$$M = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{raw}$$

P_{ion} : İyon odasının verimini artıran düzeltme faktörü

P_{TP} : Basınç sıcaklık düzeltme faktörü

$$P_{TP} = \left(\frac{273.2+T}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{P} \right) \quad (3.17)$$

k_{elec} : Elektrometre düzeltme faktörü,

P_{pol} : Polarite düzeltme faktörü

$$P_{pol} = \left| \frac{(M_{raw}^+ - M_{raw}^-)}{2M_{raw}} \right| \quad (3.18)$$

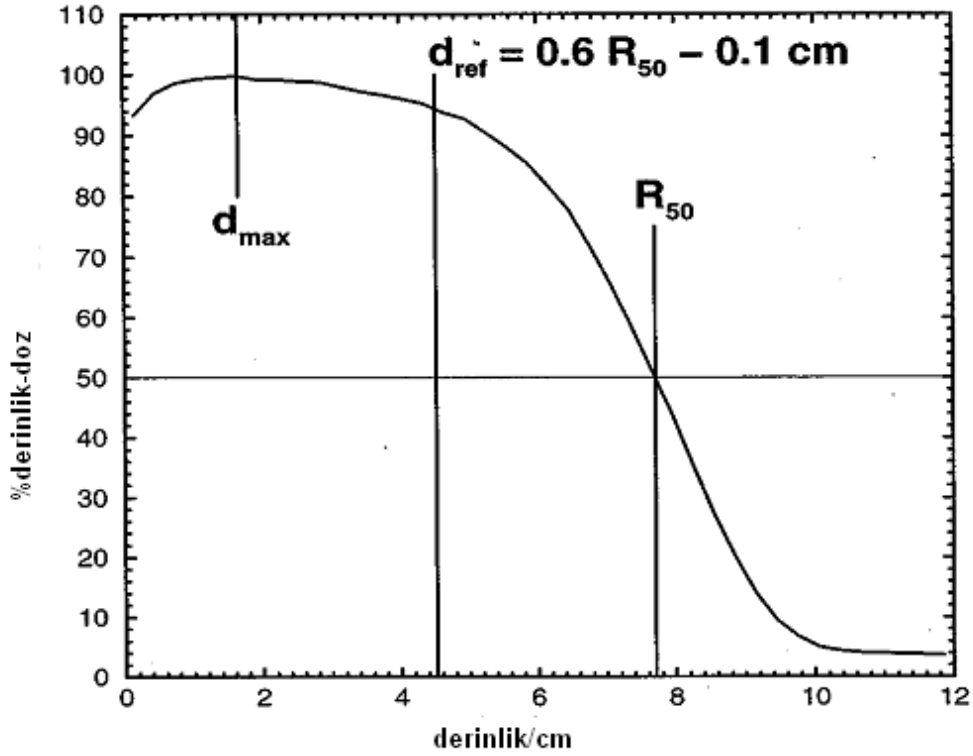
M_{raw} : Düzeltilmemiş elektrometre okuma değeridir.

k_Q : Işın kalitesi dönüşüm faktörüdür Çizelge 3.6'daki değerler kullanılır. Bu faktör iki farklı bileşen içermektedir.

$$k_Q = P_{gr}^Q k_{R_{50}}$$

P_{gr}^Q : Silindirik ve paralel iyon odaları için gradyent düzeltme faktörüdür.

$k_{R_{50}}$: R_{50} tarafından belirtilen elektron demet kalitesinin bir fanksiyonudur.



Şekil 3.5 Lineer hızlandırıcıdan çıkan parçacıkların sudaki doz dağılımı. Burada referans derinlik d_{max} 'ta tanımlanır.

Çizelge 3.6 Lineer hızlandırıcıda klinik referans foton dozimetrisinde kullanılan %dd(10) (yüzde derin doz) fonksiyonuna karşılık silindirik iyon odaları için k_Q değerleri.

İyon Odası	k_Q					
	58.0	63.0	66.0	71.0	81.0	93.0
Capintec PR-05/PR-05P	0.999	0.997	0.995	0.990	0.972	0.948
Capintec PR-06C/G 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.994	0.987	0.968	0.944
Exradin A1 Shonka	0.999	0.998	0.996	0.990	0.972	0.948
Exradin A12 Farmer	1.000	0.999	0.996	0.990	0.972	0.948
NE2505/3,3A 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2561 0.3cc NPL Sec. Std	1.000	0.998	0.995	0.989	0.974	0.953
NE2571 0.6cc Farmer	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2577 0.2cc	1.000	0.998	0.995	0.988	0.972	0.951
NE2581 0.6cc robust Farmer	1.000	0.994	0.988	0.979	0.960	0.937
PTW N30001 0.6cc Farmer	1.000	0.996	0.992	0.984	0.967	0.945
PTW N30002 0.6cc all Graphite	1.000	0.997	0.994	0.987	0.970	0.948
PTW N30004 0.6cc Graphite	1.000	0.998	0.995	0.988	0.973	0.952
PTW 31003 0.3cc waterproof	1.000	0.996	0.992	0.984	0.967	0.946
Wellhofer IC-10/IC-5	1.000	0.999	0.996	0.989	0.971	0.946

AAPM TG-51 protokolünde elektron dozimetrisi için absorbe doz hesaplanırken k_{elac} faktörü ilave edilir.

$$D_w^Q = P_{gr}^Q k'_{R50} k_{elac} N_{D,w}^{60Co} \text{ (Gy)} \quad (3.19)$$

k_{elac} : Belirli bir iyon odası için sabit foton- elektron dönüşüm faktörü. Bu değerler Çizelge 3.7, Çizelge 3.8'de verilmiştir.

Çizelge 3.7 Paralel plan iyon odaları için k_{elac} foton elektron dönüşüm faktörleri. Bu veriler Co-60 ile çarpaz kalibrasyonda kullanılması tavsiye edilmektedir.

İyon odası	k_{elac}
Attix	0.883
Capintec	0.921
PTB/Roos	0.901
Exradin	0.888
Holt	0.900
Markus	0.905
NACP	0.888

Çizelge 3.8 Silindirik iyon odaları için foton elektron dönüşüm faktörü k_{elac} değerleri.

İyon odası	k_{elac}	Duvar		Başluk yarıçapı r_{cav} (cm)	Elektrot çapı (mm)
		Materyali	Kalınlığı gr/cm^2		
Farmer-like					
Exradin A12	0.906	C-552	0.088	0.305	
NE2505/3,3A	0.903	Graphite	0.065	0.315	1.0
NE2561	0.904	Graphite	0.090	0.370	1.0
NE2571	0.903	Graphite	0.065	0.315	1.0
NE2577	0.903	Graphite	0.065	0.315	1.0
NE2581	0.885	A-150	0.041	0.315	
Capintec PR-06C/G	0.900	C-552	0.050	0.320	
PTW N23331	0.896	Graphite	0.012	0.395	1.0
		PMMA	0.048		
PTW N30001	0.897	Graphite	0.012	0.305	1.0
		PMMA	0.033		
PTW N30002	0.900	Graphite	0.079	0.305	
PTW N30004	0.905	Graphite	0.079	0.305	1.0
PTW N31003	0.898	Graphite	0.012	0.275	1.0
		PMMA	0.066		
Other cylindrical					
Exradin A1	0.915	C-552	0.176	0.200	
Capintec PR-05/PR 05P	0.916	C-552	0.210	0.200	
Wellhofer IC-10/IC-5	0.904	C-552	0.070	0.300	

3.2 Soğurulan Doz Hesabı

Radyoterapide çeşitli ülkelerin kullandığı dozimetri protokollerinin ölçüm sistemi basamakları uygulamada çeşitli farklılıklar olsa da çoğunlukla benzer ifadeler yer verilmiştir. Var olan bu farklılıkları ve benzerlikleri görmek açısından ulusal ve uluslararası düzeyde yapılmış araştırmalar doğrultusunda, protokollerin karşılaştırılması yapılmıştır.

Radyoterapide amaç tümörlü dokuya maksimum ışın göndermenin yanında diğer dokuları minimum doz limiti içersinde tutmaktır. Bu bakımdan tedavide ilk aşama hastaya gönderilecek olan ışının uygun bir şekilde düzenlenmesi yani kalibre edilmesi gerekmektedir. Radyoterapide bu işleme kalibrasyon denir. Protokoller incelendiğinde kullanıcı için suda ve havada absorbe doz protokolleri noktasında iki seçenek sunulmaktadır. Bunlarda amaç su eşdeğeri olan dokudaki ışın girciliğini tespit etmek yani dokuda soğurulan dozun istenilen seviyede uygulanmasının sağlamaktır. Ülkemizde ve dünyada yıllardır uygulanan doz kalibrasyon işlemleri radyoterapide kullanılan cihazların doğru ve istenilen bir biçimde tedavi yapması açısından önemlidir.

TRS-277 uygulama kodlu protokol yüksek enerjili fotonlar ve hatta elektron demeti için absorblanan doz elde edilmesinde bir iyon odasının kullanımı ile ilgili yöntemleri tanımlanmaktadır. Bu uygulama kodu Co-60 radyasyon demetinde belirli bir mesafedeki bir noktada hava kerma olarak N_K faktörü ile iyon odalarının kalibrasyonunu esas almaktadır. Hava kerma (N_K) kalibrasyon faktöründen hareketle absorbanan doz faktörü hesabı;

$$N_{D,air} = N_K(1-g)k_mk_{att}(3.20)$$

g : havadaki bremsstrahlung da sekonder elektron kayıplarının enerji kesri,

$k_{att.}$, havadaki kalibrasyonlarda iyon odası duvarının zayıflatıcı etki için düzeltme faktörü,

k_m : İyon odası duvar ve build up cap malzemesi hava eşdeğeri olmadığı hesaba katan faktör.

Uygulama Koduna göre ölçümün efektif noktasında sudaki absorblanan doz:

$$D_w(P_{eff}) = M N_{D,air}(S_{w,air})P_u \quad (3.21)$$

M: çevresel şartlar (sıcaklık, basınç ve rutubet) ile düzeltilmiş dozimetre okuması,

Her yapılan ölçümde var olan düzeltme faktörlerinin tamamı dikkate alınarak ölçümler yapılmaktadır. Ölçümlerde hassas termometreler ve barometreler kullanılmaktadır.

$N_{D,air}$: iyon odasının havada absorblanan doz kalibrasyon katsayısı,

$S_{w,air}$: Co-60 radyasyon kalitesinde havada suyun durdurma gücü oranı,

P_u : sudaki ölçümler süresince iyon odası duvarının su eşdeğeri olmadığını hesaba katan radyasyon enerjisine göre değişen pertürbasyon katsayısıdır.

İyon odasının havada absorblanan doz kalibrasyon katsayısı ($N_{D,air}$) hesaplanırken hava kerma kalibrasyon faktörü (N_K) değeri belli bir standart uygulama yapılarak ölçülür. TEAK Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Sekonder Standart Dozimetri Laboratuvarı (SSDL)'nda bu ölçüm yapılarak kalibrasyon sertifikası verilir.

TRS-398 Protokolü 2000 yılında yayınlanan uluslararası uygulama kodu nötronlar hariç diğer external radyoterapi demetlerinin tamamı için absorblanan doz protokolü esasında sunulan ve geniş bir iyon odası tiplerini kapsayan veriye sahip bir protokoldür.

Co-60 enerjisinde yaptığımız uygulamada, TRS-398 no'lu protokolde yer verilen silindirik ve paralel yüzey iyon odalarının kullanımı doğrultusunda; kalibrasyon ve soğurulan doz ölçümünde kullanılan fantomun su fantomu olması, en az 30x30x30 alan boyutunda olması ve ön pencere kalınlığı 2mm ile 5mm kalınlığında olması dikkate alındı.

Referans kalitedeki bir şua, Q_0 (Co-60), ile ışınlanan bir fantom içerisinde ve referans noktadaki bir iyon odasının suda absorblanan doz,

$$D_{W,Q} = M_{corr,Q} N_{D,w,Q_0} \quad (3.22)$$

formülü ile hesaplanır N_{D,w,Q_0} değeri kalibrasyon faktörüne karşılık gelmektedir uygulamamızda bu değer bulunarak sertifika işlemleri yapılmaktadır. SSDL'in bulunduğu kalitedeki ışımdan farklı ışınlar için eşitlik

$$D_{W,Q} = M_{corr,Q} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.23)$$

ile bulunur. k_{Q,Q_0} değeri kullanıcı ışın kalitesini ifade etmektedir ve bu değer TRS-398 no'lu protokolün en önemli özelliğidir. $(S_{w,air})_Q P_Q$ değeri k_{Q,Q_0} değerine karşılık gelmektedir. Bu değer daha çok hastanede doz planlama yapılırken kullanıcı ışınına karşılık gelmektedir. TRS-398 bu farklılık P_Q değeriyle gelmektedir.

$$P_Q = P_{wall} P_{cav} P_{dis} P_{cel} \quad (3.24)$$

- P_{wall} : İyon odası duvar ortamının su eşdeğeri olmaması nedeniyle,
- P_{cav} : Ortam içindeki hava kavitesine giren sekonder parçacık akısının pertürbasyonu için,
- P_{dis} : Şayet iyon odasının geometrik merkezi referans nokta olarak kullanılıyorsa yer değiştirme etkisi için,
- P_{cel} : Yüksek enerjili foton ve elektron şuasında fantomla alınan ölçümler süresince silindirik iyon odasının merkezi elektrotun etkisini düzeltme faktörleridir.

TRS-381 no'lu protokolde geniş bir açıklama getirilerek, hava kerma tabanlı doz protokolünden, su tabanlı doz protokolüne geçiş aktarılmaktadır. Bu geçişte kullanılan

P_{01} ifadesi TRS-277 no'lu protokolü TRS-381'den ayıran en önemli ayrıntı olarak görülmektedir.

3.2.1 İyon Odası Kalibrasyon İşlemi

Çalışmada ÇNAEM olanakları kullanılarak, tedavi düzeyli radyasyon cihazlarından iyon odaları ve elektrometrelerin kalibrasyon uygulamaları için havada ve suda olmak üzere iki farklı teknik üzerine ölçümler yapıldı.

Elektrometre ve iyon odalarının sızıntı testi Resim 3.1 deki Sr-90 kaynağı ile yapıldı. Test işlemi 40 °C de 24 saat bekletilerek gerçekleştirildi. Sızıntının %1 den az olması ve kalibrasyondan önce ve sonra okuma kararlılığı yapılmasına dikkat edildi.



Resim 3.1 İyon odası ve elektrometre sızıntı testi yapıldığı düşük aktiviteli Sr-90 kaynağı

Elektrometre ve iyon odalarının sızıntı testi Resim 3.1 deki Sr-90 kaynağı ile yapıldı. Test işlemi 40 °C de 24 saat bekletilerek gerçekleştirildi. Sızıntının %1 den az olması ve kalibrasyondan önce ve sonra okuma kararlılığı yapılmasına dikkat edildi.

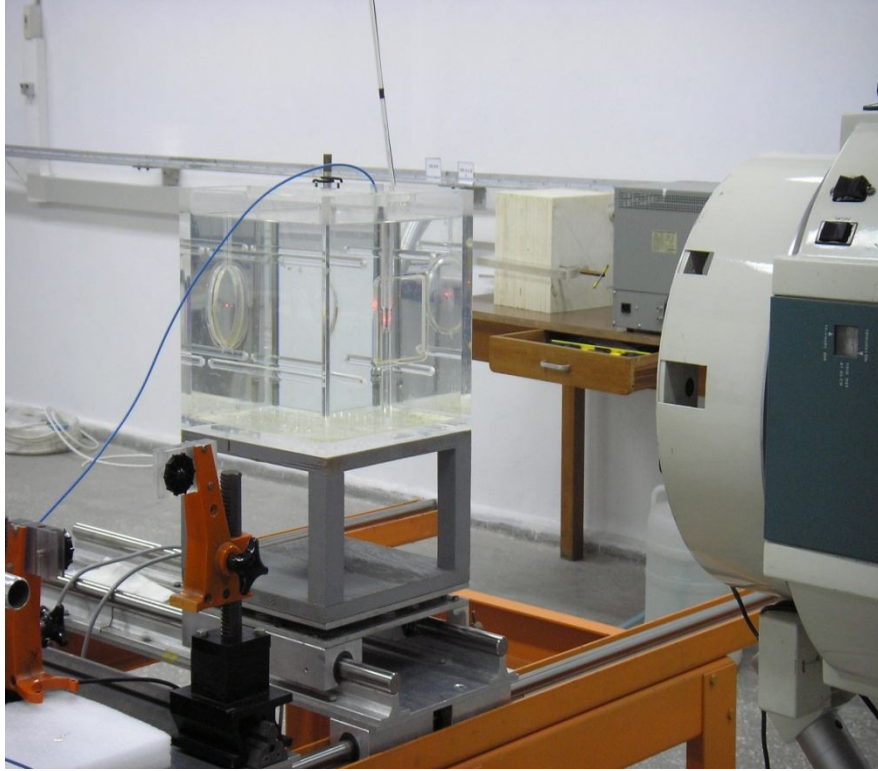
İyon odalarının atmosfere açık olarak üretilmelerinden dolayı iyon odasının atmosfere açık olan kısmı tozdan ve kirden arındırılmalıdır. Resim 3.2 de görülen işlem ile iyon odasının doğru bir okuma yapması için bu test işlemi gerçekleştirilir.



Resim 3.2 İyon odasının atmosfere açıklık testi



Resim 3.3 Hava kerma kalibrasyon işlemi



Resim 3.4 Su fantomunda ölçüm düzeneği

Resim 3.3 ve resim 3.4' te Co-60 kaynağı ile iyon odası mesafesi 100 cm olacak şekilde havada ve su fantomunda ölçümler alındı. Çalışmamızda iyon odalarının suda ve havada ölçümlerinin nasıl olduğu, aralarındaki farklılıkların neler olduğunu incelenerek kalibrasyon değerleri 3 farklı iyon odası ve PTW UNIDOS elektrometre kullanılarak ölçüldü. Çizelge 3.9 ve çizelge 3.10' de iki farklı iyon odasının farklı ortamlarda ölçüm yöntemi ve basamakları görülmektedir. Kalibrasyon işleminde okuma değerlerinin ortalaması alınarak, basınç-sıcaklık düzeltme faktörü, sızıntı değeri ve nem faktörü elektrometreden okunarak alınır.

Çizelge 3.9 Hava ortamında 100 cm SCD mesafede PTW marka TW30013 no'lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.

Okuma (nC)	Sıcaklık(°C)	Basınç(mbar)
8,007	20,65	1004,9
8,007	20,65	1005,1
8,006	20,65	1005
8,006	T:20,65	P:1005
8,007	k_{TP} : 1,0104	
8,007	Nem (%): 52	
8,006	k_{boz} : 0,9996	
8,005	M_{ort} :	8,006

$$M_{kullanicı} = M_{ort} \times k_{TP}$$

$$M_{kullanicı} = 8,090 \text{ nC/dk}$$

$$D_{hava}^{std} \times k_{boz}$$

$$D_{hava}^{std} = 400,350 \text{ mGy/dk}$$

$$N_K = D_{hava}^{std} / M_{kullanicı}$$

$$N_K = 49,487 \text{ mGy/nC}$$

Çizelge 3.10 Su fantomunda 10cm×10cm alan boyutunda SCD 95+5 cm mesafede PTW marka 23343 iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.

Okuma (nC)	Sıcaklık(°C)	Basınç(mbar)
0,6696	18,4	1024,7
0,6697	18,4	1024,7
0,6698	18,4	1024,7
0,6696	T:18,4	P:1024,7
0,6698	k_{TP} : 0,9834	
0,6697	Nem (%): 45	
0,6697	k_{boz} : 0,9975	
0,6698	M_{ort} : 0,6697	

$$M_{kullanıcı} = M_{ort} \times k_{TP}$$

$$M_{kullanıcı} = 0,659 \text{ nC/dk}$$

$$D_{su}^{std} \times k_{boz}$$

$$D_{su}^{std} = 374,184 \text{ mGy/dk}$$

$$N_{Dsu} = D_{su}^{std} / M_{kullanıcı}$$

$$N_{Dsu} = 568,15 \text{ mGy/nC}$$

Hava kerma kalibrasyon faktörü ile su fantomunda soğurulan doz kalibrasyon faktörlerinin en belirgin farklılığının olduğu çizelge 3.9 ve çizelge 3.10'te görülmektedir. Aynı model iyon odasının suda ve havadaki kalibrasyon değerlerindeki farklılık okuma değeri ve düzeltme faktörlerinden kaynaklandığı görülmüştür.

Çizelge 3.11 ve çizelge 3.12`te ölçüm sonuçları ve düzeltme faktörleri incelendiğinde ölçüm sisteminde kalibrasyon için protokoller arasında farklılığın olmadığı görülmektedir. Fakat kalibrasyon değerlerindeki %5`lik fark ortam sıcaklığı bağlı olarak basınç sıcaklık düzeltme faktörü (k_{TP}) değerine bağlı olduğu görülmektedir. Ayrıca su ortamında soğurulmanın daha belirgin olduğu okuma değerlerindeki farklılıktan da anlaşılmaktadır.

Çizelge 3.11 Su fantomunda 100 cm SCD mesafede PTW marka TW30013 no`lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.

Okuma (nC)	Sıcaklık(°C)	Basınç(mbar)
7,171	18,8	1027,2
7,171	18,8	1027,15
7,171	18,8	1027,18
7,172	T:18,88	P:1027,18
7,171	k_{TP} : 0,9824	
7,172	Nem (%): 45	
7,172	k_{boz} : 0,9989	
7,172	M_{ort} : 7,172	

$$M_{kullanicı} = M_{ort} \times k_{TP}$$

$$M_{kullanicı} = 7,045 \text{ nC/dk}$$

$$D_{su}^{std} \times k_{boz}$$

$$D_{su}^{std} = 374,725 \text{ mGy/dk}$$

$$N_{Dsu} = D_{su}^{std} / M_{kullanicı}$$

$$N_{Dsu} = 53,187 \text{ mGy/nC}$$

Çizelge3.12 Hava ortamında 100 cm SCD mesafede PTW marka TM30013 no'lu iyon odasının kalibrasyon ölçüm verileri görülmektedir.

Okuma (nC)	Sıcaklık(°C)	Basınç(mbar)
7,808	20,7	1027,2
7,807	20,8	1027,2
7,808	20,75	1027,2
7,809	T:20,75	P:1027,2
7,808	k_{TP} : 0,9889	
7,809	Nem (%): 45	
7,809	k_{boz} : 0,9989	
7,809	M_{ort} : 7,8084	

$$M_{kullamıcl} = M_{ort} \times k_{TP}$$

$$M_{kullamıcl} = 70722 \text{ nC/dk}$$

$$D_{hava}^{std} \times k_{boz}$$

$$D_{hava}^{std} = 380,875 \text{ mGy/dk}$$

$$N_K = D_{hava}^{std} / M_{kullamıcl}$$

$$N_K = 49,323 \text{ mGy/nC}$$

Radyoterapide absorbe doz ölçüm yöntemlerinin karşılaştırıldığı bu çalışmada kullanılan protokollerin ölçüm sistemleri arasındaki farklılıklar için, çeşitli ön değerlendirmeler sonucu teknik bilgi ve kullanım doğrultusunda her bir protokol için aynı referans şartlar altında üç farklı iyon odası ve farklı enerji seviyelerine karşılık örnek bir absorbe doz hesaplaması yapılarak uluslararası kullanımı olan protokollerin örnek karşılaştırması yapılmıştır. Çalışmada çizelge 3.9,3.11 ve 3.12'deki iyonodalarının kalibrasyon değerleri kullanılmıştır.Çizelge 3.13' te absorbe doz ölçüm formülleri verilmiştir.

Lineer hızlandırıcılarda, iyon odaları ile doz ölçüm işlemi için uygulamalardan önce resim 3.5 ve 3.6'da görüldüğü gibi ölçüm düzeneği hazırlanır. Yaptığımız hesaplamalar bu ölçüm düzeneği dikkate alınarak her bir verinin nasıl alındığı tartışılmıştır.



Resim 3.5 Lineer hızlandırıcıda iyon odalarının katı fantomda doz ölçümü



Resim 3.6 Lineer hızlandırıcıda iyon odalarının su fantomunda fantomda doz ölçümü

Yüksek enerjili fotonların demet kalitesi dik bir düzlemde SSD 100'de, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir radyasyon alanında izomerkeze yerleştirilmiş iyon odası ile 20 cm ve 10 cm derinliklerde ölçülen dozların oranı olan TPR_{10}^{20} (doku fantom oranı), 6 MV foton için 5 cm derinlikte 0.51, 25 MV foton için 10 cm derinlikte 0.80 olarak alındı. TG 51 protokolünde için %DD (yüzde derin doz) değeri protokolden 5 cm derinlikte %72.5, 10 cm derinlikte %72.72 olarak bulundu.

Çizelge 3.13 Protokollerin absorbe doz ölçüm formülleri

$$\text{TRS-277} \quad D_W = M_0 \times N_{D,hava} \times P_{TP} \times P_S \times S_{w,hava} \times P_u \times h_M$$

$$\text{TRS-398} \quad D_W = M_0 \times N_{D,su} \times P_{TP} \times P_{pol} \times P_S \times k_Q \times h_M$$

$$\text{TG-21} \quad D_W = P_{ion} \times P_{TP} \times P_{elec} \times M_{raw} \times N_{gas} \times (L/\rho) \times P_{repl} \times P_{wall}$$

$$\text{TG-51} \quad D_W = P_{ion} \times P_{TP} \times P_{elec} \times P_{pol} \times M_{raw} \times k_Q \times N_{D,su}$$

Soğurulan doz ölçümleri resim 3.5 ve 3.6 da havada ve suda olmak üzere iki farklı yöntemle gerçekleştirilmektedir. Lineer hızlandırıcıda 6 MeV ve 25 MeV foton enerji seviyesinde havada ölçümlerde TRS 277, su fantomundaki ölçümlerde ise TRS 398 ve TG 51 protokolleri kullanılmıştır.

Havada ve suda farklı kalibrasyon değerleriyle TRS 277 ve TRS 398 protokolüne göre farklı soğurulan doz değerleri bulundu (Çizelge 3.14-25). TG 51 protokolünde hesaplanan doz değeri TRS 398 protokolünde kullanılan kalibrasyon değeri ele alındığı için, bu iki protokolde hesaplanan değerler kendi aralarında karşılaştırılacaktır (Çizelge 3.20- 31).

Çizelge 3.14 PTW 30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
	35,02	1,0929	0,9998	49,487	0,997	0,973	1,120	0,9938	1,0153
	$M_Q:38,27$			$N_D:48,01$			1,13		
	$D_W:2076$								

Çizelge 3.15 PTW 30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
	32,38	1,0929	1,0002	49,487	0,997	0,973	1,081	0,9978	1,037
	$M_Q:35,29$			$N_D:48,01$			1,12		
	$D_W:1895$								

Çizelge 3.16 PTW TM30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
	27,08	1,0929	1	49,323	0,997	0,973	1,120	1,005	1,0153
	$M_Q:29,6$			$N_D:47,85$			1,14		
	$D_W:1618$								

Çizelge 3.17 PTW TM30013 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
D_W	25,44	1,0929	1,0002	49,323	0,997	0,973	1,081	1,002	1,037
	$M_Q:27,81$			$N_D:47,85$			1,12		
	$D_W:1490$								

Çizelge 3.18 PTW 30002 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
D_W	29,56	1,0929	0,997	47,411	0,997	0,982	1,120	0,9938	1,0153
	$M_Q:32,21$			$N_D:46,42$			1,13		
	$D_W:1690$								

Çizelge 3.19 PTW 30002 iyon odası için TRS 277 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_s	N_k	(1-g)	$k_{at}k_{att}$	S_w	P_u	h_m
D_W	28,32	1,0929	1,0008	47,411	0,997	0,982	1,081	0,9978	1,037
	$M_Q:30,98$			$N_D:46,42$			1,12		
	$D_W:1612$								

Çizelge 3.20 PTW 30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_{pol}	P_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
	35,02	1,0929	1,0003	0,9998	53,187	1	1,002	1,0153
	$M_Q:38,28$				$N_{DW}:53,187$		1,017	
	$D_W:2071$							

Çizelge 3.21 PTW 30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_{pol}	k_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
	32,38	1,0929	1,00021	1,0002	53,187	1	0,960	1,037
	$M_Q:35,40$				$N_{DW}:53,187$		1,006	
	$D_W:1894$							

Çizelge 3.22 PTW TM30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_0	P_{TP}	k_{pol}	k_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
	27,88	1,0929	1,00023	1	53,28	1	1,002	1,0153
	$M_Q:30,48$				$N_{DW}:53,28$		1,003	
	$D_W:1629$							

Çizelge 3.23 PTW TM30013 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_{pol}	k_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
D_W	25,44	1,0929	1,0021	1,0002	53,28	1	0,960	1,037
	$M_Q:27,87$				$N_{DW}:53,28$		1	
	$D_W:1484$							

Çizelge 3.24 PTW 30002 iyon odası için TRS 398 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_{pol}	k_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
D_W	30,77	1,0929	1,00066	0,9954	52,068	1	1,005	1,0153
	$M_Q:33,50$				$N_{DW}:52,068$		1,02	
	$D_W:1779$							

Çizelge 3.25 PTW 30002 iyon odası için TRS -398 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

	M_0	P_{TP}	k_{pol}	k_s	N_{DW}	P_{Q_0}	k_Q	h_m
D_W	28,32	1,0929	1,0008	1,0055	52,068	1	0,967	1,037
	$M_Q:31,15$				$N_{DW}:52,068$		1,003	
	$D_W:1627$							

Çizelge 3.26 PTW 30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	35,02	1,092	1,00029	0,9998	1	53,187	0,981
	$M_Q:38,25$					$N_{DW}:53,187$	0,981
	$D_W:1996$						

Çizelge 3.27 PTW 30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	32,38	1,0929	1,00023	0,9998	1	53,187	0,9815
	$M_Q:35,39$					$N_{DW}:53,187$	0,9815
	$D_W:1848$						

Çizelge 3.28 PTW TM30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	27,88	1,0929	1,00023	1,00023	1	53,28	0,981
	$M_Q:30,48$					$N_{DW}:53,28$	0,981
	$D_W:1594$						

Çizelge 3.29PTW TM30013 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	25,44	1,0929	1,00021	1,0002	1	53,28	0,9815
	$M_Q:27,81$					$N_{DW}:53,28$	0,9815
	$D_W:1455$						

Çizelge 3.30 PTW 30002 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 6 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	30,77	1,0929	1,00066	0,9954	1	52,068	0,984
	$M_Q:33,65$					$N_{DW}:52,068$	0,984
	$D_W:1724$						

Çizelge 3.31 PTW 30002 iyon odası için TG-51 nolu protokole göre 25 MeV foton enerji seviyesinde hesaplanan soğurulan doz değeri

D_W	M_{raw}	P_{TP}	P_{pol}	P_{ion}	P_{elec}	N_{DW}	k_Q
	28,32	1,0929	1,0055	1,0008	1	52,068	0,9845
	$M_Q:30,98$					$N_{DW}:52,068$	0,9845
	$D_W:1589$						

4. BULGULAR

4.1 Radyoterapide Uluslararası ProtokolledeDozimetrik Ölçüm Sonuçlarının İncelenmesi

Çalışmamızda, soğurulan doz değerinin birçok düzeltme faktörüne bağlı olarak değişkenlik gösterdiği görülmüştür. Protokollerin kendi içinde ölçüm farklılığı ve protokoller arası düzeltme faktörleri arasındaki temel benzerlikler ve farklılıklar hesaplamaları doğrudan doğruya etkilemektedir.

İyon yeniden birleşme faktörü P_S (TRS 398) ve P_{ion} (TG 51), polarite düzeltme faktörü P_{pol} ile $T:20.7^{\circ}C$ ve $P: 750.1$ mmHg değerinde basınç sıcaklık düzeltme faktörü P_{TP} değerleri çizelge 4.1’de verilmiştir.

N_k ; iyon odasının standart bir laboratuvar tarafından (SSDL) belirlenen hava kerma kalibrasyon faktörü olup TEAK tarafından verilen kalibrasyon sonuçlarına göre verilen faktördür. Bu değer her bir iyon odası için TRS-277 protokolüne göre bulundu ve iyon odasının soğurulan doz kalibrasyon faktörü N_D ’nin tespitinde kullandı. Ayrıca her bir iyon odası için $k_{att} \times k_m$ değeri protokolden alınarak çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 6 MV için polarite,yeniden birleşim ve düzeltme faktörleri

	6MV	6 MV	25 MV	25 MV	
İyon odası	P_s	P_{pol}	P_s	P_{pol}	P_{TP}
PTW 30013	0,9998	1.0003	1,0002	1.00021	1.0929
PTW TM30013	1	1.00023	1,0002	1.00021	1.0929
PTW30002	0,979	1.00066	1,0008	1.0008	1.0929

Çizelge 4.2 iyon odalarının düzeltme ve kalibrasyon faktörleri

İyon odası	N_k	$k_{ktt}k_m$	$N_{D,h}$	$N_{D,w}$
PTW 30013	49,487	0.973	48,01	53,187
PTW TM30013	49,323	0,973	47,85	53,280
PTW30002	47,411	0.982	46,42	52,068

6 MV ve 25 MV foton için $S_{w,hava}$ ve P_u TRS 277 protokolünden TPR_{10}^{20} değerine karşılık bulundu. TRS 398 protokolünden ışın kalite faktörü k_{Q_0} ve TG 51 protokolünden %DD `a karşılık k_{Q_0} değeri bulundu ve çizelge 4.3, 4.5`da verilmiştir.

Çizelge 4.3 6 MV foton, iyon odası okuma değerleri ve protokollerden alınan veriler

Protokol		TRS 277	TRS 398	TG 51
İyon odası	M_0	$S_{w,hava}$	P_u	k_{Q_0}
PTW 30013	35,02	1.120	0.9938	1,002
PTW TM30013	27.08	1.120	1.005	1,002
PTW30002	29.56	1.120	0.9938	1,005

Çizelge 4.4 6MV foton için protokollere göre hesaplanmış soğurulan doz değerleri

İyon odası	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)
	TRS 277	TRS 398	TG 51
PTW 30013	2076	2071	1996
PTW TM30013	1618	1629	1594
PTW30002	1690	1779	1725

Çizelge 4.5 25 MV foton, iyon odası okuma değeri ve protokollerden alınan veriler

Protokol		TRS 277		TRS 398	TG 51
İyon odası	M_0	S_w	p_u	k_{QQ_0}	k_{QQ_0}
PTW 30013	32,38	1.081	0.9878	0.960	0.9815
PTW TM30013	25,44	1.081	1.002	0.960	0.9815
PTW30002	28,32	1.081	0.9978	0.967	0.9845

Çizelge 4.6 25 MV foton için protokollere göre hesaplanmış soğurulan doz değerleri

İyon odası	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)	$D_w(d_{MAX})$ (cGy)
	TRS 277	TRS 398	TG 51
PTW 30013	1895	1884	1848
PTW TM30013	1490	1484	1455
PTW30002	1612	1627	1589

Protokollere göre düzeltme faktörleri kullanılan iyon odasına göre farklı değerler aldığı protokollerden anlaşılmaktadır. Özellikle her bir iyon odası için farklı değer alan $k_{ATT}k_M$ değerleri birim yük başına iyonizasyon miktarı N_D 'yi direk etkilemektedir(IAEA 1987). Bu bakımdan kullanılan iyon odasına göre absorbe doz ölçümü farklı değerler aldığı görülmüştür (Çizelge 4.4,4.6).

Fantomda absorbe doz miktarını etkileyen direk faktörlerden biride kullanılan ışının kalitesini belirleyen faktördür. Çeşitli enerji değerlerine farklı değerler alan bu faktör ölçümü etkileyen en önemli parametrelerden birdir. Kullanılan protokole göre farklı değer ve gösterimi olsa da temelde her protokol için aynı anlamı ifade etmektedir. Bu faktör genel olarak k_Q ışın kalite faktörüdür ve protokol değerleri kullanılmıştır.

6 MV ve 25 MV foton enerjileri için protokoller arası absorbe dozlar oranlanarak çizelge 4.7'de verilmiştir. Oranlara bakıldığında birbirine yakın değerlerde olduğu görülmektedir. Absorbe doz ölçümünde kullanılan iyon odalarının cevap aralıkları ve mekanik tasarımı ölçümü direk etkileyen faktörlerdendir. Bu bakımdan her iyon odası için protokol değerleri alınarak hesaplamalara ilave edilmiştir. Hesaplanan doz değerlerine bakıldığında TRS 277 protokolünün TRS 398 protokolüne göre ortalama %0,5, TRS 398 protokolünün TG 51 protokolüne göre %2 fark olduğu görülmüştür. Oluşan bu farklılıklar iyon odalarından, elektrometre okuma değerlerinden, protokollere göre alınan ölçüm sistemi basamaklarından ve kullanıcı hatalarından kaynaklandığı anlaşılmıştır.

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapılan bir çalışmada (Acar 2007) 6, 8, 10, 12, 15, 18 MeV elektron enerjilerinde uluslararası atom enerji ajansının üç protokole göre soğurulan doz değerleri karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan çalışmada beş farklı silindirik ve üç farklı paralel plak iyon odası için protokollerin tavsiye ettiği koşullar altında absorbe doz ölçümleri yapılmıştır. Ölçümde kullanılan protokollere bakıldığında her bir iyon odası için ve farklı enerji seviyelerinde absorbe doz farklı değerler aldığı ve yaptığımız ölçüm ve hesaplamaların literatüre uyumlu olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.7 Farklı enerjilerde hesaplanan soğurulan dozun protokoller arasındaki oranı

Foton	6 MV	6 MV	6 MV	25 MV	25 MV	25 MV
İyon odası	TRS277/ TRS 398	TRS277/ TG 51	TRS398/ TG 51	TRS277/ TRS 398	TRS277/ TG 51	TRS398/ TG 51
PTW30013	1,002	1,040	1,037	1,005	1,025	1,019
PTWTM30013	0,993	1,015	1,022	1,004	1,024	1,019
PTW30002	0,950	0,980	1,031	0,990	1,015	1,024

Absorbe dozu etkileyen önemli faktörlerden biride basınç-sıcaklık düzeltme faktörü olan P_{TP} 'dir. Bu faktör, ölçüm esnasında iyon odası kendisini çevreleyen hava kütlelerine açık olduğu için her bir ölçüm tekrar gözden geçirilmeli ve denklem 3.2 ile hesaplanmalıdır. Protokollerin karşılaştırmalı değerleri için bu faktör her bir ölçüm için aralarındaki farklılık yüzler mertebesinde olsa da ölçümü direkt etkileyen önemli parametrelerden olduğu görülmüştür.

Her iki protokolde (TRS-398, TG-51) önemli yer tutan, kullanılan ışının kalite düzeltme faktörü olan k_Q arasında $\pm 0,2\%$ fark olduğu görülmüştür. Bu faktörün hesaplanması klinik olarak ölçümü zahmetli ve dikkat gerektiren ölçüm şekli vardır. Bu değer genellikle radyoterapide protokollerin göstermiş olduğu değerler kullanılarak işleme alınır. Literatürde var olan çalışmalara bakıldığında deneysel olarak ölçülmüş sonuç ile protokollerin göstermiş olduğu değerler arasında farkın doz limitleri çerçevesinde olduğu görülür (Derikum 2002, Acar 2008). Bu bakımdan çalışmalarda protokolden alınan k_Q değerlerin kullanılmasında suda absorblanan doz ölçümü için doğru bir sonuç verdiği analiz edilmiştir. Ayrıca ışın kalite düzeltme faktörü k_Q değeri TG-51 no'lu protokolde %DD (yüzde derin doz) değerine karşılık olarak, TRS-398 no'lu protokolde ise $TPR_{20,10}$ değerlerine karşılık olarak her iki protokolden alınmıştır. Protokollerdeki ışın kalite düzeltme faktörü birbirine yakın değerler olsa da farklılık içerdiği protokollerdeki ölçüm sistemi basamaklarından anlaşılmıştır.

TRS-277 ve TRS-398 no'lu protokollerin lineer hızlandırıcıda elektron ve foton modunda absorbe doz oranlarına bakıldığında su tabanlı doz protokolünün dozu daha yüksek ölçtüğü görülmektedir (Acar ve ark. 2007). Radyoterapi açısından yüksek doz ölçümü daha verimli sonuçlar verdiği anlaşılır. Çünkü hasta uygulamasında tedavi planlamasına yüklenen bu verilerin tedavi açısından önemli olduğu ve doz planlamasının yüksek doza göre yapılması daha elverişli bir durumu oluşturduğu anlaşılmaktadır.

Farklı bir çalışmada (Huq ve ark. 2001) lineer hızlandırıcıda 6, 18, 25 MeV foton demeti ve 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV elektron demeti enerjilerinde TRS 398 ve AAPM TG-51 no'lu protokoller ile suda absorbe doz için dozimetrik kontroller ve işlemlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Bu karşılaştırmada foton ışınları için suda absorbe doz, D_w , ölçüm oranları (TG-51/TRS 398) ortalama 0.999 olup 0,997 ve 1.001 arasında değişmektedir. Değerlere bakıldığında çalışmamızda kullanılan iyon odaları için foton ışınlarının suda absorbe doz oranları ile benzer sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

Özellikle foton ve elektron demetleri için protokoller doğrultusunda doğru bir şekilde ölçülen doz oranların klinikte kullanımı tamamen protokollere bağlı olduğu, klinik uygulamalarda öncelikle dozimetrik donanıma sahip olunması gerektiği anlaşıldı. Kullanılan protokollerde ilk olarak doğru bir ölçüm yapmaya ve kolay kullanımının olmasına önem verilir. Bu bakımdan TRS-398 no'lu protokol ile AAPM TG-51 no'lu protokol arasındaki düzeltme faktörlerine ve ölçüm sistemine bakıldığında benzer ifadeler kullanıldığı sonucuna varıldı. Suda absorbe doza dayalı oluşturulan bu protokoller diğer havada absorbe doza dayalı protokollere (TRS-277,TRS-381,AAPM TG-21) göre kullanımı kolay ve doğru bir ölçüm değeri verdiği literatürdeki çalışmalardan da anlaşılmaktadır (Palmas ve ark. 2003, Huq ve ark. 2001).

Çizelge 4.8 İyon odaları karşılığında protokoller arası suda absorbe doz oranı

İyon Odası	Enerji (MeV)	TRS-381/ NCS-5	TRS-398/ TG-51	TG51/ NCS-5	TRS-398/ NCS-5	TG-51/ TRS-381	TRS-398/ TRS-381
NE2571	12	0.999	1.003	0.992	0.995	0.992	0.995
	18	1.003	1.006	1.001	1.007	0.998	1.004
PTW-23343	6	0.991	0.982	1.012	0.994	1.022	1.003
	12	0.994	0.983	1.012	0.995	1.019	1.001
	18	0.995	0.985	1.016	1.001	1.021	1.006
NACP-02	6	1.000	0.993	0.996	0.989	0.995	0.989
	12	1.002	0.993	0.998	0.992	0.996	0.989
	18	1.001	0.995	1.000	0.995	0.999	0.993

Palamas et al. (2003)'nin yaptığı çalışmada Belçika'da kliniklerde uygulanmakta olan NCS report-5 no'lu protokolün diğer IAEA TRS-398, TRS-381 ve AAPM TG-51 no'lu protokollere göre suda absorbe doz oranları karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında 6,12 ve 18 MeV elektron enerjisi; NE2571, PTW-23343 (markus) ve NACP-02 iyon odası ile su fantomu kullanılmıştır. Ölçüm sistemi elektron dozimetresine göre olan bu çalışmaya bakıldığında suda ve havada absorbe doz protokolleri arasında kendi içlerinde karşılaştırmalarına göre değişken sonuçlar verdiği gözlemlendi (Çizelge 4.8). Farklı nitelik taşıyan protokollerin absorbe doz oranlarının karşılaştırıldığı çalışmada TG-51 ile NCS report-5 protokolleri arasında ortalama 1.003, TRS-398 ile NCS-report-5 ortalama 0.999, TG-51 ile TRS-381 ortalama 1.004, TRS-398 ile TRS-381 ortalama 0.998 olduğu analiz edilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular ile benzer sonuçlar verdiği, suda absorbe doz protokolleri olan TRS-398 ve AAPM TG-51 no'lu protokollerin soğurulan dozu daha iyi bir doğrulukla ölçtüğü anlaşılır.

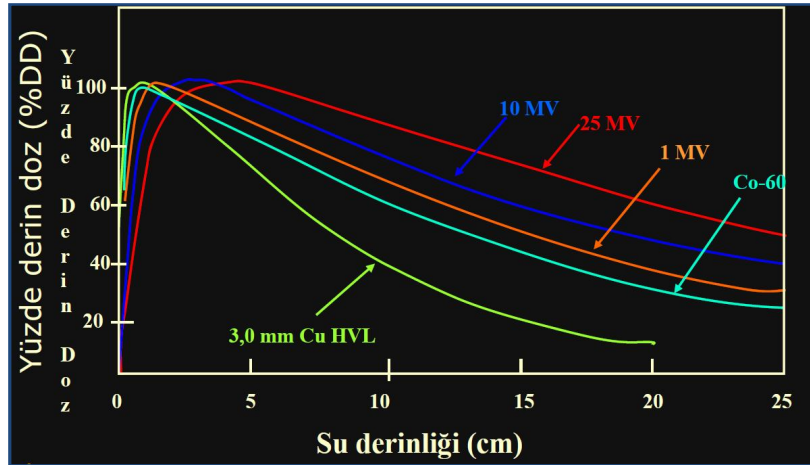
Yaşar (2007)'ye göre IAEA (2005) araştırma projesinde havada kerma ve sudaki absorbe doz kalibrasyon katsayılarının karşılaştırılması çalışmasında özellikle NE2571 iyon odalarında hesaplanan $N_{D,air}$ (havada kerma absorbe doz kalibrasyon faktörü) ve $N_{D,W}$ (suda absorbe doz kalibrasyon faktörü) faktörleri arasında -%0,6 kadar bir fark olduğu görülmüştür (Çizelge 49). Bu oluşan farkın çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumlu olduğu görüldü. Geniş enerji değerlerinin ve iyon odalarının kullanıldığı araştırma projesinin çeşitli iyon odaları için farklı nitelikteki protokollerin absorblanan doz kalibrasyon faktörlerinin karşılaştırılması çizelge 4.9'da verilmiştir. 2007 nisan ayında ülkemizde 32 radyoterapi merkezlerini katılımıyla suda ve havada absorbe doz kalibrasyon katsayıların karşılaştırıldığı bu çalışmada özellikle kullanılan protokollerin karşılaştırılması, uygulama öncesi kullanım hatalarını görmek ve gerekli önlemlerin alınması sağlanmıştır (Yaşar 2007).

Çizelge 4.9 Absorbe doz kalibrasyon faktörleri

İYON ODALARI	Absoblanan doz	Kalibrasyon	Katsayıları
	Hava kerma ile hesaplanan absorbe doz	Suda direk Absorblanan doz	% Değişim (←)
NE-2571 # 1905	45.32	45.57	-0.55
NE-2571 # 1213	44.83	45.06	-0.50
NE-2571 # 1148	44.94	45.24	-0.65
NE-2571 # 595	45.24	45.51	-0.60
NE-2571 # 1211	44.69	44.84	-0.33
NE-2581 # 237	55.12	55.31	-0.34
NE-2581 # 815	56.61	57.15	-0.94

4.2 Yüzde Derin Doz ve Doz profilleri

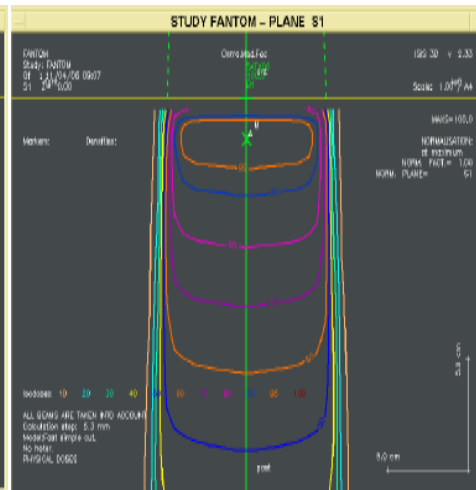
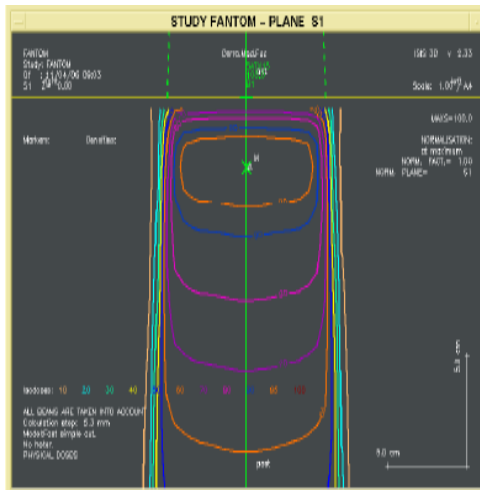
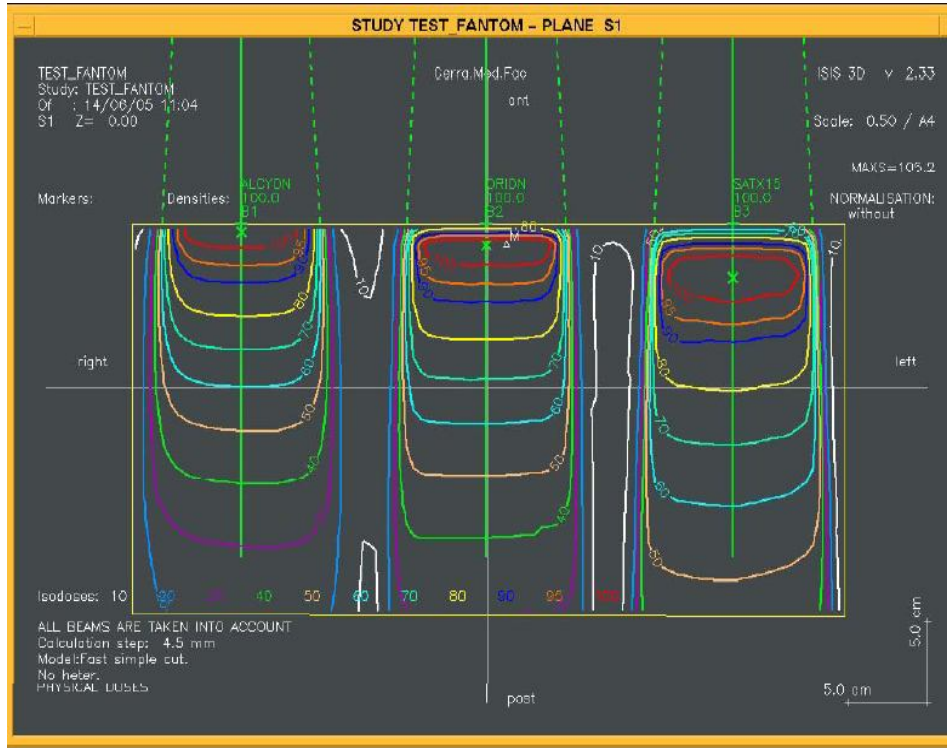
Genel olarak suda soğurulan dozun anlamlı ve kullanılabilir olmasını yüzde derin doz (%DD) değerleri ve doz profilleri belirlemektedir. Çeşitli enerji değerlerine karşılık yüzde derin doz ve doz profil eğrileri oluşturularak tedavi parametrelerine eklenir. Şekil 4.1' da çeşitli enerji değerlerine karşılık yüzde derin doz değerleri gösterilmektedir.



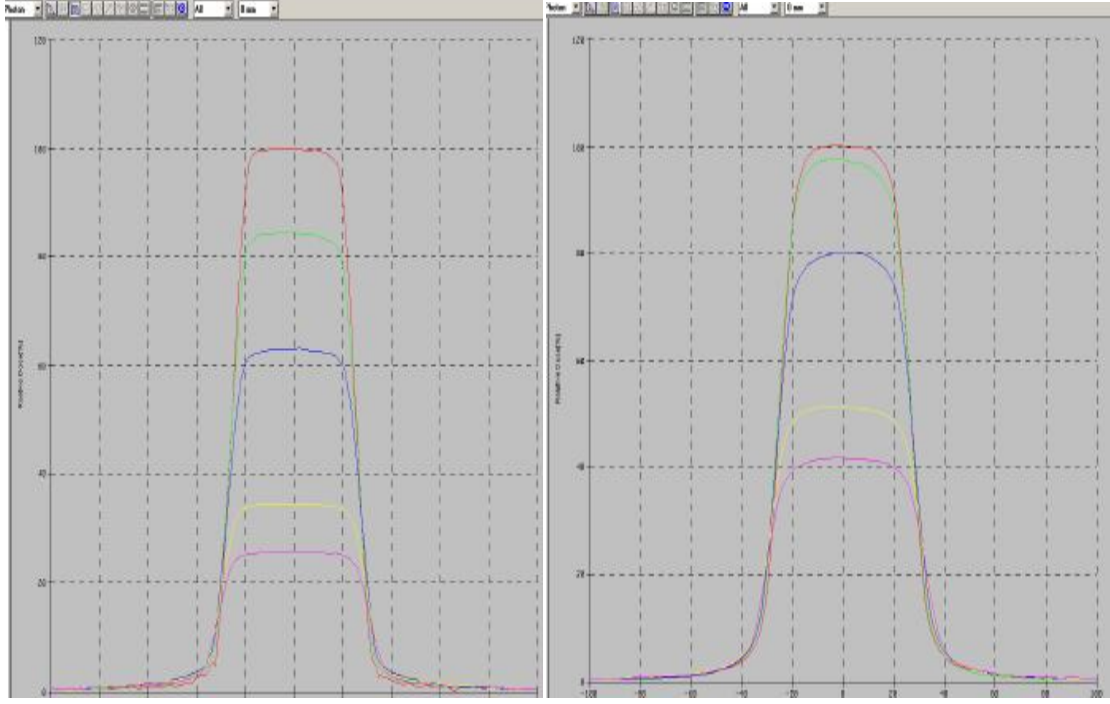
Şekil 4.1 Çeşitli enerji değerlerine karşılık yüzde derin doz

Protokoller doğrultusunda soğurulan doz değerlerinin ölçümü iyon odalarına, enerji değerlerine ve çevresel faktörlere bağlı olduğu ölçüm ve hesaplamalar sonucu anlaşıldı. Ölçülen bu değerlerin tedavi uygulamaları %DD (yüzde derin doz), izodoz eğrileri ve

doz profilleri tespit edilerek tedavi planlama sistemine yüklenir. Alınan veriler doğrultusunda tedavide bu parametreler dikkate alınarak dokuda ki doz dağılımı tayin edilir ve istenilen noktada yeterli dozun verilmesi sağlanır. Bu bakımdan dokudaki doz dağılımı hesaplaması; başlangıçta SSDL' den elde ettiğimiz kalibrasyon değeri ile her bir protokole göre karşılaştırdığımız fantomdaki doz değeri referans alınarak, belli derinliklere normalize edilerek anlaşılır. Şekil 4.2' de çeşitli enerji dağılımlarına karşılık örnek izodoz eğrileri gösterilmektedir. İzodoz eğrileri fantomda veya aynı dozu alan hedef dokudaki eşit doz alan noktaların birleştirilmesiyle hazırlanır. Çizilen bu eğriler protokol hesaplamalarından bağımsız olup çalışmamızda izodoz eğrileri ve doz profilleri uygulaması yapmadık. Bu değerler her bir enerji değerine karşılık suda veya havada soğurulan doza karşılık çeşitli derinliklerde doz değerlerini göstermektedir. Bu değerler protokoller doğrultusunda ölçülen referans doz değerlerine karşılık olarak çizildiği anlaşıldı. Ayrıca Radyoterapide dozimetrik kontrollerden biri olan doz profil eğrileri ile sabit bir noktada normalize edilen dokudaki dozun değişimi incelenir. Şekil 4.3 doz profil eğrileri gösterilmektedir.

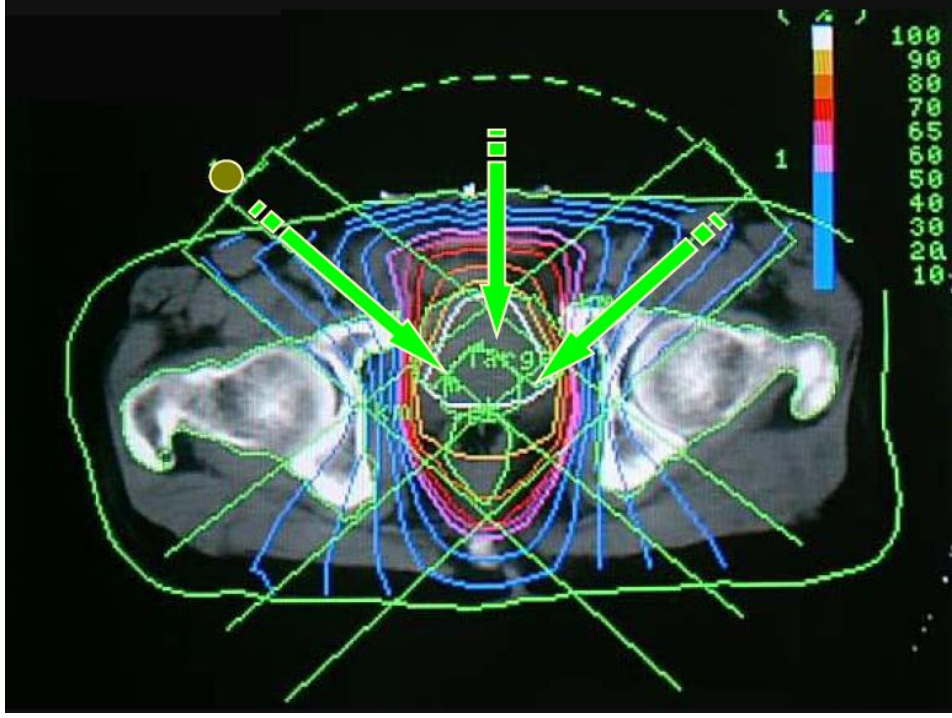


Şekil 4.2 İzodoz eğrileri



Şekil 4.3 Çeşitli doz profil eğrileri

İzodoz eğrileri, ışının dokudaki dağılımını veren önemli dozimetrik parametrelerden biridir. Şekil 4.4'te radyoterapi uygulamasına örnek olarak dokudaki izodoz dağılımını göstermektedir. Burada hedef dokunun ışınlanmasını ve çevre dokuların ne kadar doz aldığını gösteren tedavi alanı görülmektedir. Bu tedavi alanı dikkate alınırsa protokoller doğrultusunda hesapladığımız doz veriminin fazla veya az olması direkt çizilen doz profillerinin, izodoz eğrilerini ve yüzde derin doz değerleri etkileyeceği anlaşıldı. Bu bakımdan tedavi öncesi ölçümlerin dikkatli ve tekrarlı yapılması radyoterapi açısından önemli olduğu görüldü.

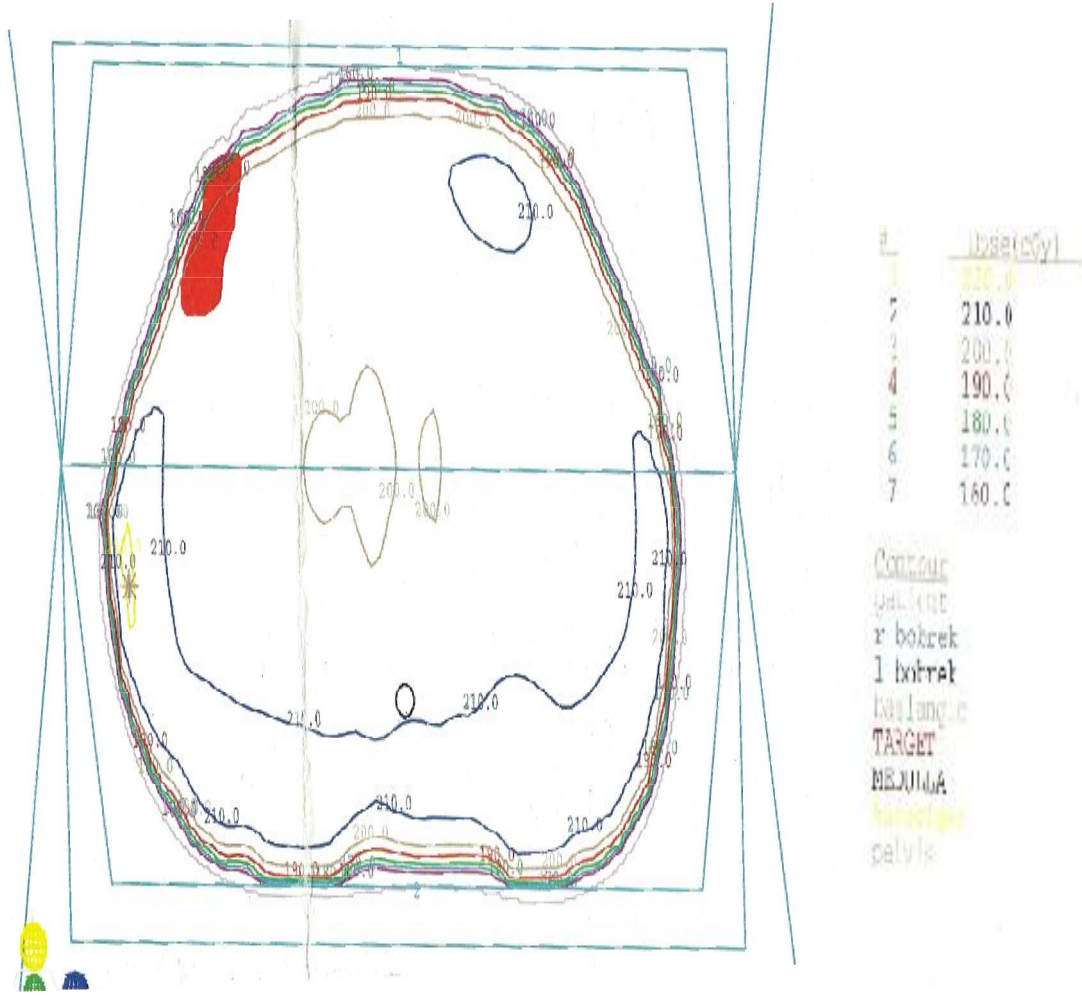


Şekil 4.4Dokudaki doz dağılımı örnek tedavi uygulaması

Çizelge 4.12’ de Orion lineer hızlandırıcısının 4 MeV enerji değerine karşılık elde edilmiş yüzde derin doz değerleri görülmektedir. Yüzde derin doz değeri istenilen noktadaki doz değerinin referans doz değerine oranı ile anlaşılır. Bu oran için referans doz değeri protokoller doğrultusunda hesaplandığı görüldü. Dolayısıyla farklı protokollere göre hesapladığımız soğurulan doz değeri yüzde derin doz değerini direk etkilemektedir. Çizelge 4.9’da elde ettiğimiz protokoller arası soğurulan doz oranlarına bakıldığında yüzde derin dozu, doz profillerini ve izodoz eğrilerini etkileyecektir. Palmas et al. (2003), Yaşar (2007) ve hesapladığımız çizelge 4.6, çizelge 4.8 ve çizelge 4.9’da veriler karşılaştırıldığında tedavi planlamasının doğruluğu açısından önemli sonuçlar verdiği görüldü.

Çizelge 4.12 4 MV Foton enerjili 100 cm SSD 'de yüzde derin doz değerleri

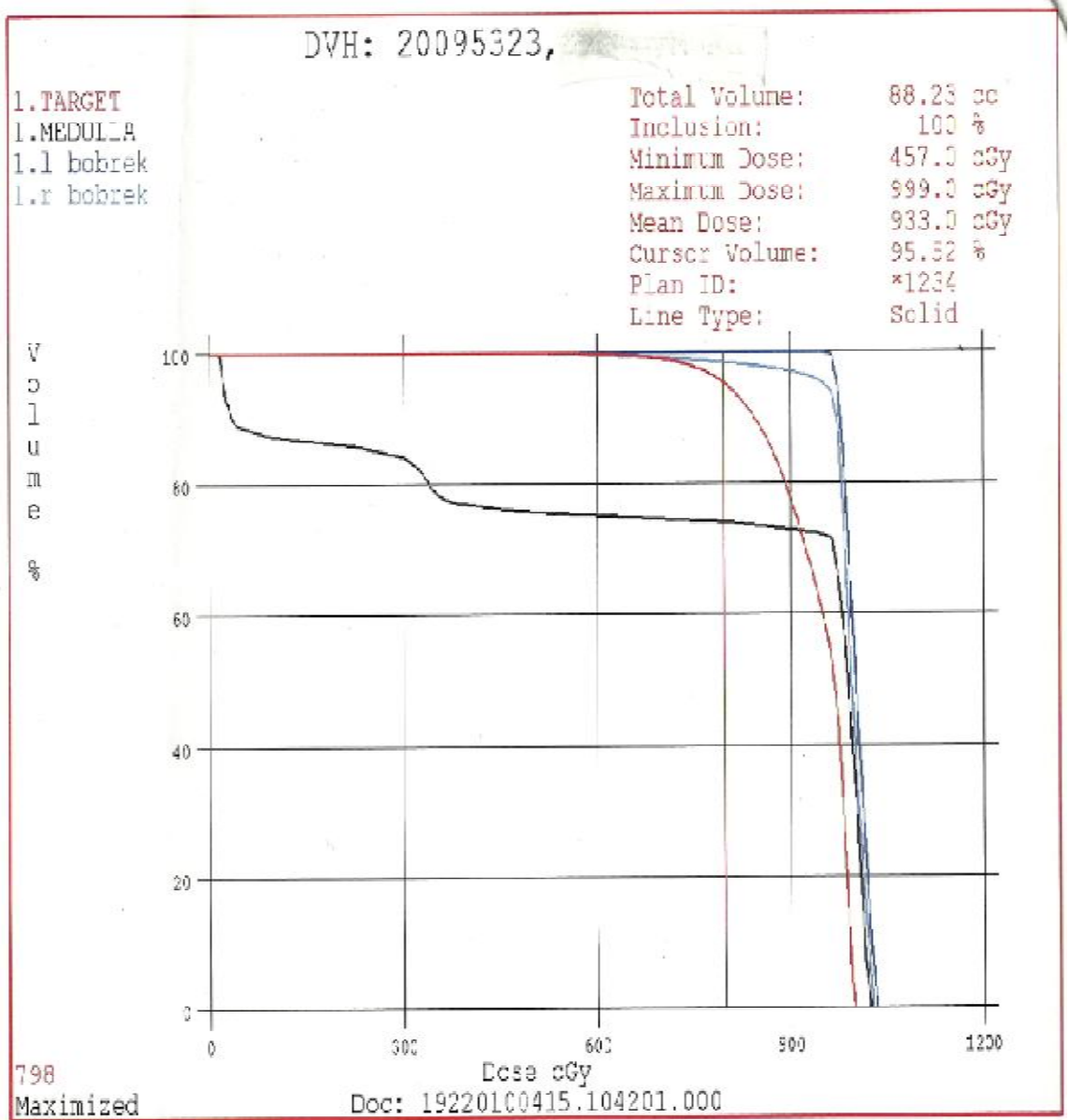
Derinlik(cm)	%DD	Derinlik(cm)	%DD	Derinlik(cm)	%DD
0.0	64.5	10.0	62.8	20.0	33.9
0.5	96.2	10.5	60.8	20.5	32.7
1.0	100	11.0	59.4	21.0	31.9
1.5	98.3	11.5	57.6	21.5	30.9
2.0	96.1	12.0	55.6	22.0	29.8
2.5	94.4	12.5	54.3	22.5	29.1
3.0	92.2	13.0	52.3	23.0	28.3
3.5	90.4	13.5	51.1	23.5	27.3
4.0	87.4	14.0	49.2	24.0	26.6
4.5	85.8	14.5	48.0	24.5	25.7
5.0	83.9	15.0	46.3	25.0	24.8
5.5	81.2	15.5	44.9	25.5	24.2
6.0	79.2	16.0	43.6	26.0	23.4
6.5	77.0	16.5	41.9	26.5	22.6
7.0	74.7	17.0	41.0	27.0	22.1
7.5	72.1	17.5	39.9	27.5	21.2
8.0	70.5	18.0	38.6	28.0	20.6
8.5	68.5	18.5	37.2	28.5	20.0
9.0	67.0	19.0	36.3	29.0	19.3
9.5	64.5	19.5	35.0	29.5	18.7



Şekil 4.5 Tedavi planlama sisteminde dozun doku içindeki dağılımı

Hesaplamalarla elde ettiğimiz TRS-277 ve TRS-381 no'lu protokoller hava kerma tabanlı protokoller olup TRS- 398 no'lu suda doz ölçüm tabanlı doz protokolüne göre absorbe dozu daha az doğrulukta ve daha düşük değerde ölçtüğü ve TG-51 protokolüne göre hesaplanan doz değerleri TRS-398 protokolüne göre daha düşük değerde olduğu çizelge 4.7'de görülmektedir. Çalışmamızda hesapladığımız çeşitli doz değerleri için ölçümü etkileyen parametreler dikkate alındığında, protokollerin bize sunduğu ölçüm sistemi basamakları, dozimetrik cihazların kullanılışlı olması, ortam ve diğer faktörler doz planlamasına kadar önemli bir süreci barındırmaktadır. Şekil 4.4-4.6'da hasta tedavi uygulamasına ait tedavi planlaması sonucunda çeşitli dokuların aldıkları dozlar görülmektedir. Elde edilen referans doz değerleri uygulamaya alınacağından dokudaki dozu direk etkileyecektir. Bu etkileşim su tabanlı doz protokollerinin (TRS- 398 ,TG-

51) diğer protokollere göre dolaylı yoldan da olsa daha doğru doz dağılımı oluşturacağı anlaşıldı.



Şekil 4.6 Hedef doku ve çevresel dokuların aldığı doz değişim grafiği

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapi ciddi hesaplamalar ve düzeltmeler gerektiren bir tedavidir. Tedavide kullanılan radyoterapi cihazlarının elektronik kalite kontrollerinin yapılması ve protokoller doğrultusunda dozimetrik parametrelerin ölçülmesi gerekir. Bu ölçümler dokuya eşdeğer fantomlarda yapılması gerekir. Böylece, hasta sağlığı açısından minimum gereksinimler sağlanmış olur.

Bütün dozimetri protokolleri suda soğurulan dozun belirlenmesini amaçlar. Radyoterapideki amaç, tümörlü dokuya maksimum ışın göndermenin yanında sağlıklı dokuları minimum doz limitleri içersinde tutmaktır. Bunun için radyoterapide kullanılacak ışının kalitesi tedavinin sonuçlarını da etkilemektedir.

Özellikle, foton ve elektron demetleri için protokoller doğrultusunda doğru bir şekilde ölçülen doz oranların klinikte kullanımı tamamen protokollere bağlıdır. Suda basorbe doz protokollerinin (TRS-398, AAPM TG-51) düzeltme faktörlerinin ve ölçüm sistemine bakıldığında benzer ifadeler kullanıldığı görülmüştür. Suda basorbe doz protokollerinin diğer havada absorbe doz protokollerine (TRS-277, TRS-381, AAPM TG-21) göre kullanımı kolay ve daha doğru ölçüm sonuçları verdiği literatürdeki çalışmalardan (Huq 2001, Palmas 2003, Acar 2007) anlaşılmaktadır. Temel olarak dozimetri protokollerinde soğurulan doz hesabı farklılıkları;

Kullanılan araç ve gereçlerden,

Ölçüm sistemlerinden,

Protokollerde ki verilerden,

Ölçüm yönteminden,

kaynaklanmaktadır.

Absorbe doz ölçüm protokollerinin karşılaştırılmasında üç farklılığın incelenmesi dikkat çekicidir. Bunlar; kullanılan farklı iyon odalarına göre aynı enerjide absorbe dozun farklı değer alması, aynı enerjide aynı tip iyon odalarının protokollere göre farklı absorbe doz değerleri alması ve su tabanlı doz protokolleri ile hava kerma tabanlı

absorbe doz protokolleri arasındaki farklılıklardır. Protokoller için ölçülen absorbe doz değerleri çizelge 4.4 ve 4.6'de verilmiştir. Bu değerlere bakıldığında genel olarak suda soğurulan doz tabanlı protokollerin absorbe edilen dozu daha kolay hesapladığı görülmüştür.

Hesaplanan doz değerlerine bakıldığında TRS 277 protokolünün TRS 398 protokolüne göre ortalama %0,5, TRS 398 protokolünün TG 51 protokolüne göre %2 fark olduğu görülmüştür. Oluşan bu farklılıklar iyon odalarından, elektrometre okuma değerlerinden, protokollere göre alınan ölçüm sistemi basamaklarından ve kullanıcı hatalarından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Protokol karşılaştırmalarında en belirgin sonuçlardan biri de enerji arttıkça protokoller arası belirsizliklerin azaldığının görülmesidir. TRS-277 ve TRS-381 no'lu protokoller hava kerma tabanlı protokoller olup TRS- 398 no'lu suda doz ölçüm tabanlı doz protokolüne göre absorbe dozu daha az doğrulukta ve daha düşük değerde ölçmektedir. Radyoterapide uygulama açısından bu sonuç değerlendirildiğinde dozu yüksek ölçen protokolün daha verimli sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır (Acar 2007, Palmas ve ark. 2003, Huq ve ark. 2001, Araki ve ark. 2002, Sherly ve ark. 2004). TG 51 protokolüne göre hesaplanan doz değerleri TRS 398 protokolüne göre daha düşük değerde olduğu çizelge 4.7 da görülmektedir. Bunun nedeni düzeltme faktörlerinin daha kullanılabilir olması ve formalizminin daha anlaşılır ve kolay olmasıdır.

Farklı protokollerde soğurulan dozun farklı sonuçlar vermesi, radyoterapi uygulamalarında protokollerin önemini ortaya koymaktadır. Bu bakımda radyoterapide dozimetrik parametreler oluşturulurken soğurulan dozun yüksek doğrulukta tespit edilmesi önemlidir. Genel olarak suda soğurulan dozu yüksek doğrulukta ölçen protokollerin kullanımına öncelik verilmesi gerektiği anlaşıldı. Sonuçta aynı referans şartlar altında protokoller doğrultusunda ölçülen farklı doz değerleri protokoller arasında genel farkı ortaya koymaktadır. Bu fark yaptığımız ölçüm ve hesaplamalarda görülmekte olup her bir protokolda var olan düzeltme faktörleri ve çeşitli dozimetrik aletlerin farklı özellikler taşıması doğrultusunda oluşmaktadır. Bu bakımdan doğru ve

etkili tedavi açısından yüksek verimli, kullanımını kolay ve basit formalizmi olan protokoller klinikçiler tarafından tercih edilir.

Radyoterapide uluslararası uygulama kodlu protokollere bakıldığında her ülke kendi dozimetrik donanımına göre belirli bir protokol uygulaması yapmaktadır. Bu çalışmada özellikle üzerinde durduğumuz IAEA TRS kodlu protokoller ülkemizde kullanılmaktadır. Çeşitli çalışmaların sonuçları doğrultusunda kullanılan bu protokollerin diğer ülkelerin kullandığı protokollerle karşılaştırıldığında uygulama kodu suda absorbe edilen doz protokolü olan TRS-398 no'lu protokolün daha güvenilir sonuçlar verdiği görülmüştür. Genel olarak bakıldığında, suda absorbe doz protokollerinin daha verimli sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır.

Radyoterapide deneysel ve teorik olarak suda soğurulmuş doz ile tedavide dokuda soğurulan doz arasında $\pm\%2$ 'lik fark uluslararası protokollere göre kabul edilebilir tolerans limitleri arasındadır. Bu limitlerin dışında yapılmış ölçümler tekrar yapılması gerekmektedir. Radyoterapi geliştikçe bu doz limitlerinde de azalma gerçekleşecektir.

Yüksek enerjili fotonlarda enerjinin artışıyla fotonun yanlara saçılma miktarı azalırken ileriye doğru saçılma artmaktadır. Bu bakımdan foton demetinin doku içinde giriciliği de artmaktadır. Böylece fantomlarda maksimum doz derinliği enerjinin artışıyla daha derinlerde oluşmaktadır. Buna bağlı olarak dokuda absorbe doz değerleri de (D_w) artmaktadır. Foton demetinin bu özelliği gereği, yüksek enerjili fotonlar derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır. Genelde lineer hızlandırıcıda üretici firma tarafında maksimum doz derinlikleri hesabı yapılır. Fakat kullanılan iyon odası ve enerjilerdeki değişim, aynı zamanda tedavi değişkenliği sebebiyle cihazın tekrar dozimetrik kontrolleri yapılır. Bu kontroller protokollerin gösterdiği yöntem ve kalite kontrol programlarının uygulanmasıyla yapılır.

Absorbe doz protokollerinin karşılaştırıldığı bu çalışmada kullanılacak protokolde en önemli niteliğin ölçümü kolay ve doğru bir şekilde yapılması aranmaktadır. Özellikle suda absorbe doz protokollerinin (TRS 398, AAPM TG-51) ölçümü kolay ve anlaşılır olması klinik uygulamacılar tarafından tercih edilir. Çünkü protokolün daha az

belirsizlik sağlanması, basit bir formilizmi olması ve kullanıcı hata riskini azaltması avantajlarındandır.

Farklı foton enerjilerinin absorbe doz ölçümlerinin IAEA protokolleri TRS 277 ve TRS 398'e göre karşılaştırılması konulu başka bir çalışmada (Acar ve ark. 2006) soğurulan doz ölçümü için Co-60, 6 MeV ve 25 MeV foton enerjilerinde protokollerin tavsiye ettiği referans şartlar altında ölçüm yapılmıştır. Ölçümlerde kullanılan düzeltme faktörlerine bakıldığında protokolden alındığı ve N_K kalibrasyon faktörü SSDL'nin gönderdiği iyon odalarının sertifikası değerlerinden kullanıldığı belirtilmiştir. Klinikte N_K kalibrasyon faktörü SSDL'den alınamamış ise, deneysel düzenekle bu faktör bulunabilir. Ancak, ciddi bir ölçüm uygulaması olan bu değer için Türkiye'de ikincil standart dozimetri laboratuvarı çekmece nükleer araştırma tesisleridir.

Tıbbi kazalar olarak nitelendirilen yanlış doz ölçümü ve cihaz kalibrasyon hataları daha çok radyoterapi ve brakiterapide olmak üzere radyasyon kazalarının %37'sini oluşturmaktadır (Ovalı 2008). Uygulamalarda doz ölçüm sonuçlarına bakıldığında, tedavide doğru bir ölçüm için hasta tedavi raporlarının incelenmesi gerekir. Ülkemizde bu tip verilere ulaşmak ciddi derecede zordur.

Radyoterapi kazasının yaşandığı Kosta Rika'nın başkenti San Juan de Dios hastanesinde Co-60 radyoterapi cihazı değiştirildikten sonra, yeni yüklenen kaynağın kalibrasyonu yapılırken doz hızının %50-%60 daha düşük hesaplanması kazaya sebep olmuştur. Kaza sonucu radyoterapi uygulama sonucunda 155 hastada yüksek dozdan kaynaklanan çeşitli komplikasyonlar meydana gelmiştir. Bu hastalardan 42'si dokuz ay içinde hayatını kaybetmiştir. Hasta dosyalarında yapılan değerlendirmelerde üç hastanın fazla doz nedeniyle öldüğü dört hastanın ölümünden de yüksek dozun etkisi olduğu saptanmıştır (Pala 2006).

İngiltere'de meydana gelen ve 1045 hastanın yetersiz doz almasına sebep olan kaza, yeni bir tedavi planlama sistemine geçilirken sistemin özelliklerinin doğru anlaşılmasından kaynaklanmıştır. Tedavi planlama sisteminin otomatik olarak yaptığı kaynak cilt mesafesi (SSD)'ni kaynak aks mesafesi (SAD)'ne çevirmek için

düzeltilme faktörü kullanılarak her seferinde üst üste iki kez düzeltilme faktörü uygulanmıştır. Böylece hastaların %30'a varan daha düşük doz almasına yol açılmıştır. Bu hatalı doz uygulaması yaklaşık dokuz yıl uygulanmıştır. 1982-1991 yılları arasında 1045 hastanın 492'sinde yeterli doz uygulanmaması sebebiyle hastalarda lokal nüks gözlemlenmiştir.

Özellikle sağlık hizmetlerinin geliştiği ülkelerde tıbbi nedenlerden dolayı insanların maruz kaldığı radyasyon normal bir insanınkinden çok daha fazladır. Radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp teşhis ve tedavi hizmetlerinde hasta çok fazla radyasyonla etkileşime girer. Herhangi bir nedenler yüksek doza maruz kalındığında hücreler kendini yenileme durumuna geçer. Fakat aşırı yüksek dozda hücrenin kendini tamir etme mekanizması yok olur (Göksu 2005).

Radyoterapide protokol uygulamalarına başlamadan önce her bir hasta için tedavi planlama sistemleri tarafından hesaplanan dozlar ve ışınlama süreleri bağımsız olarak ölçülmelidir ve sonuçlar karşılaştırılması gerekir. Özellikle karmaşık hesaplamalarda her yeni protokol uygulamasında absorbe doz ölçümü iyon odası ve fantom kullanılarak yapılmalıdır.

Protokollerin doğru bir tedavi için çeşitli yöntem ve standartlar belirttiği unutulmamalı ve tedavi sırasında gerekirse hasta üzerinde katı hal detektörleri kullanılarak in vivo dozimetriyle hastanın ne kadar doz aldığı ölçülmelidir.

Bu çalışmada, analizi yapılan protokollere bakıldığında, doz ölçüm hata payını çok düşük tuttuğu gözlemlenmiştir. Radyoterapide bu hata payı %10'un üzerine çıktığında tümör etrafındaki sağlam dokularda da ciddi komplikasyonların meydana geldiği görülür (Pala 2006). Bu tip durumların oluşmaması için belirli aralıklarla tedavi cihazının kalibrasyonu yapılmalıdır. Kalibrasyon uygulamalarında kullanılan protokollerin doğru sonuçlar vermesi daha çok kullanıcı ya bağlıdır. Protokollerin gelişim sürecine de bakıldığında, özellikle 2000 yılında uygulamaya konulan TRS-398 no'lu protokolün kullanıcıya kolaylık sağladığı anlaşılmaktadır. Radyoterapi geliştikçe bu protokollerin uygulamaları daha da kolaylaşacaktır. Bu bakımdan radyoterapide doz ölçüm hatalarının sebeplerine bakıldığında ana nedenin kalite güvence programlarının

oluşturulmaması ile ulusal ve uluslararası düzenlemelere uyulmamasından kaynaklanmaktadır.

KAYNAKLAR

- AAPM TG-45 (1994). AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys*, **21**(7):1093-121
- Acar H.(2007). Farklı elektron enerjilerinin absorbe doz ölçümlerinin UAEA Protokolleri TRS 277, TRS 381 ve TRS 398'e göre karşılaştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, **22**(4);166-171
- Acar ve Ark. (2006). Farklı foton enerjilerinin absorbe doz ölçümlerinin UAEA protokolleri TRS 277 ve TRS 398' e göre karşılaştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, **21**(3):137-142
- Acar H. (2008). UAEA' nın TRS 398 no'lu protokolünde kullanılan demet düzeltme faktörü ve suda soğurulan doz kalibrasyon faktörünün deneysel ve teorik olarak bulunan değerlerinin karşılaştırılması. *Türk Onkoloji Dergisi*, **23**(2):91-95
- Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson w.f., Saiful H.m., Nath R., Rogers D.W.O. (1999). AAPM' TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *AAPM's TG-51 protocol, Med. Phys*, **26** (9), 1947-1870
- Aydoğdu G. (2009). Lineer hızlandırıcı başlıklarının simülasyonunda verime etki eden faktörlerin incelenmesi. *Ulusal LUMİDOZ 3. Kongresi* , 28-30 Eylül, Bodrum
- Beyzadeoğlu M., Özyiğit G., Ebruli C. (2010). Basic Radiation Oncology. *Springer Verlag Berlin Heidelberg*, 4,14,22-23,32,34,39-47 p.
- Derikum K. (2002). Dose determination in electron beams in accordance with trs 398 using different ionization chambers. *Proceedings of an International Symposium*, 25–28 November 2002

- Huq Saiful M., Song H., Andreo P., Houser C.J.(2001).Reference dosimetry in clinical high-energy electron beams: Comparison of the AAPM TG-51 and AAPM TG-21 dosimetry protocols. *Med. Phys*, **28**(10), 2077- 2087
- IAEA (1987).Absorbe dose determination in photon and electron beams: An international code of practice. *Technical Reports Series No: 277*, Vienna, Austria.
- IAEA (1997).The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams: An international code of practice for dosimetry. *Technical Reports Series No: 381*, Vienna, Austria.
- IAEA (2000).Absorbe dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbe dose to water. *Technical Reports Series No: 398*, Vienna, Austria
- Dirican B. (2002).Radyoterapi Teknikleri”,I.Uluslar Arası Parçacık Hızlandırıcıları ve Kongresi.*Ankara Üniversitesi,TEAK*, 25-26 Ekim
- Dirican B.(2006).Medikal Lineer Hızlandırıcılarda Foton Dozimetrisi.Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi AD.*Türk Fizik Derneği 2. Parçacık Hızlandırıcıve Detektörleri Yaz Okulu*, 18-24 Eylül 2006
- Elçim Y., Baş H., Gündem E., Dirican B. (2003).Elektra SL 25 Lineer Hızlandırıcı İçin Günlük Verim Stabilitesinin Kontrolü.*GATA Radyasyon Onkolojisi ABD*, Ankara
- Göksu H. (2005).Anılarla Çernobil Kazası.*Bilim Teknik Dergisi*, **52** Aralık 2005
- IAEA (2005). Radiation Oncology Physics. *A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, 145,195 p.

- Khan, F.M. (2003).The Physics of Radiation Therapy. *Lippincott Williams and Wilkins*, Philadelphia, 44-45,64-65,163-164 p.
- Khan, F.M. (1994).The Physics of Radiation Therapy. *USA* ,31,38-44,59-61,265 p.
- Ovalı E. (2008).Radyasyon kazaları-Nükleer kaza veya terörist atakta hematopoietik kök hücretransplantasyon stratejisi.*Türk Hematoloji Derneği Eğitim Çalışması*, ANKARA 2008
- Pala F.(2006). Radyoterapi Ünitelerinde Meydana Gelen Kazalar;Nedenleri ve Sonuçları. *Trakya Univ Tıp Fak Derg*, **23**(2):103-108
- Palmas H., Nafaa L.,Patoul N., Denis J.M., Tomsej M., Vynckier S. (2003).A dosimetry study comparing NCS report-5, IAEA TRS-381, AAPM TG-51 and IAEA TRS-398 in three clinical electron beam energies. *Phys. Med. Biol.*
- Schulz R.J. (1986).Clarification of the AAPM Task Group 21 protocol. *Med. Phys*, **5**, 755-759
- Yaşar D. (2007).IAEA dozprotokolleri.XI. *Medikal Fizik Kongresi*, 2007 Antalya

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Mustafa POLAT
Doğum Yeri ve Tarihi : ERZİNCAN /01.10.1985
Yabancı Dili :
İletişim (Telefon/e-posta) :05056965314/erzpolat85@gmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Mehmet Niyazi Altuğ Lisesi /2004
Lisans : Selçuk üniversitesi/2008
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi/2012

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl : Mehmet Niyazi Altuğ Lisesi, Ücretli Öğretmenlik
2010
Fikret Yüzatlı ilköğretim okulu, ücretli öğretmenlik
2012

Yayımları (SCI ve diğer) :

Diğer konular

