

**DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZINDA ELDE EDİLEN
FARKLI ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNDEN,
ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN GEREKLİ
ÖLÇÜMLERİN ALINMASI**

Fatma AKYOL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2009

ANKARA

Fatma AKYOL tarafından hazırlanan "DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZINDA ELDE EDİLEN FARKLI ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNDEN, ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN GEREKLİ ÖLÇÜMLERİN ALINMASI" adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Eyyüp TEL
Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

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

Prof. Dr. Güneş TANIR
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Eyyüp TEL
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Mustafa KARADAĞ
Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

06 / 03 / 2009

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Nail ÜNSAL
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

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

Fatma AKYOL

**DOĞRUSAL HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZINDA ELDE EDİLEN
FARKLI ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNDEN,
ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ İÇİN GEREKLİ
ÖLÇÜMLERİN ALINMASI
(Yüksek Lisans Tezi)**

Fatma AKYOL

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Mart 2009

ÖZET

Bu çalışmada Dr. Abdurahman Yurtarlan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane' sinde bulunan, Elekta Synergy Doğrusal Hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV ve 18 MV' lik foton demetleri kullanılarak fanline, % dd, doz profilleri ve doz verimi ölçümleri yapıldı. Ölçümler doz telafi kamalı alanda ve açık alanda su, hava ve katı fantomda yapıldı. Fanline, % dd ve doz profil ölçümleri su fantomunda, d_{max} derinliklerindeki doz verimi ölçümleri ise katı fantomda ve havada yapıldı. Bu ölçümlerden elde edilen veriler Precise Plan Tedavi Planlama sistemine aktarılarak foton tedavi planlaması yapıldı. Teorik ve bilgisayarlı planlama sistemiyle hesaplanan referans şartlardaki doz değerleri, dozimetre ile ölçülen doz değerleriyle karşılaştırıldı.

Bilim Kodu : 202.1.080
Anahtar Kelimeler : 6 MV, 18 MV, X ışını, %dd, SSD
Sayfa Adedi : 50
Tez Yöneticisi : Doç. Dr. Eyyüp TEL

**GETTING MEASUREMENTS, WHICH ARE NECESSARY FOR THREE
DIAMENSIONAL TREATMENT PLANNING SYSTEM, FROM THE
PHOTON BEAMS WITH DIFFERENT ENERGIES THAT ARE OBTAINED
FROM LINEAR ACCELERATOR TREATMENT MACHINE**

(M.Sc. Thesis)

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

March 2009

ABSTRACT

In this study, using the Electa Synergy Linear Accelerator located at Dr. Abdurahman Yurtarlan Ankara Oncology Education and Research Hospital, dd % value, dose profiles, fanline and dose out put measurement tests in open field and wedge field were measured in water phantom, air and solid phantoms using 6 MV and 18 MV photon beams. Fanline, dd % value and dose profiles in water phantom, dose out put in d_{max} were measured in solid phantom and air. The value, necessary for Precise Plan Treatment Planning Systems were measured. Photon treatment was planned, after the obtained results were transferred Precise Plan treatment planning system. Dose values obtained from referans conditions which calculated by theoretical and treatment planning system were compared with dosimetric values.

**Science Code : 202.1.008
Key Words : 6 MV, 18 MV, X-ray, dd %, SSD
Page Number : 50
Adviser : Assoc. Prof. Dr. Eyyüp TEL**

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren Danıőman Hocam Doç. Dr. Eyyüp TEL' e, her konuda yardımını esirgemeyen Doç. Dr. őeref OKUDUCU' ya, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım, hocam Uzman Fizik Mühendisi Adil DEMİR ve Uzman Fizik Mühendisi Murat AVŐAR' a, Ankara Onkoloji Hastanesinde staj yapan ölçümler ve tez yazımı sırasında yardımda bulunan Ebrar İNAÇ ve Merve ERGÜN' e, her zaman desteğiyle yanımda bulunan can dostum Hakan ALTINTAŐ' a, benden maddi, manevi desteklerini eksik etmeyen babam Bektaő AKYOL ve annem Kerime AKYOL' a teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. RADYOAKTİVİTE	3
2.1. Radyoaktif Bozunma Kanunu.....	3
2.2. Radyoaktif Bozunma Türleri	4
2.2.1. α bozunumu	4
2.2.2. β bozunumu	4
2.2.3. γ bozunumu	5
2.3. Nükleer Radyasyonların Ölçümü.....	5
2.3.1. Radyasyonun madde ile etkileşmesi.....	6
2.3.2. Elektromanyetik radyasyon.....	7
2.3.3. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi.....	7
2.3. Radyasyon Doz Birimleri	9
2.3.1. Aktivite birimi	10
2.3.2. Işınlama birimi	10

Sayfa

2.3.3. Soğurulma doz birimi	11
2.3.4. Doz eşdeğeri birimi.....	11
3. RADYASYON TEDAVİSİ.....	14
3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu	14
3.2. Radyoterapi.....	14
3.3. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcı ve Çalışma Şekli.....	16
3.4. Eksternal Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri.....	17
3.4.1. Elektronik denge.....	17
3.4.2. Uzaklığın karesi ile ters orantılı	19
3.4.3. Derin doz dağılımı	20
3.4.4. Yüzde derin doz kavramı	20
3.4.5. Doz profili	21
3.4.6. İzodoz eğrileri.....	22
4. YÖNTEM VE GEREÇLER.....	23
4.1. Yöntem	23
4.2. Gereçler	23
4.2.1. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı.....	23
4.2.2. Katı su fantomu	25
4.2.3. İyon odası.....	26
4.2.4. Tedavi düzeyli dozimetre.....	27
4.2.5. Üç boyutlu su fantomu.....	27
5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR.....	29
5.1. Araştırma	29

Sayfa

5.1.1. Fanline ölçümü	29
5.1.2. Katı fantomda alan bağımlılık faktörlerinin ölçülmesi.....	30
5.1.3. Havada alan bağımlılık faktörlerinin ölçülmesi	31
5.1.4. Üç farklı alanda ve iki farklı derinlikte profil ölçümü.....	32
5.1.5. Wedgeli profil ölçümü	33
5.1.6. Yüzde derin doz eğrilerinin ölçülmesi.....	33
5.2. Bulgular	35
5.2.1. Katı fantomda ölçülen doz verimi ölçüm sonuçlarına ait bulgular	35
5.2.2. Havada ölçülen doz verimi ölçüm sonuçlarına ait bulgular	36
5.2.3. Su fantomunda ölçülen profil sonuçlarına ait bulgular	37
5.2.4. Su fantomunda ölçülen wedgeli profil sonuçlarına ait bulgular.....	39
5.2.5. Su fantomunda ölçülen % dd sonuçlarına ait bulgular	41
5.3. Örnek Hasta Planlaması	43
6. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME.....	45
6.1. Fanline ölçüm sonucunun değerlendirilmesi	45
6.2. Doz veriminin alana bağlı ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi	46
6.3. Profil ölçüm sonucunun değerlendirilmesi.....	46
6.4. Yüzde derin doz ölçüm sonucunun değerlendirilmesi	47
KAYNAKLAR.....	48
ÖZGEÇMİŞ.....	50

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Kalite faktörleri	12
Çizelge 2.2. Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimlerin birbirlerine dönüşümleri.....	13
Çizelge 5.1. 6 MV foton enerjisindeki alanların katı fantom ile ölçülen doz verim sonuçları.....	35
Çizelge 5.2. 18 MV foton enerjisindeki alanların katı fantom ile ölçülen doz verim sonuçları	36
Çizelge 5.3. 6 MV foton enerjisindeki alanların havada ölçülen doz verim sonuçları.....	36
Çizelge 5.4. 18 MV foton enerjisindeki alanların havada ölçülen doz verim sonuçları.....	37
Çizelge 5.5. 6 MV foton enerjisindeki profil sonuçları	37
Çizelge 5.6. 18 MV foton enerjisindeki profil sonuçları	39
Çizelge 5.7. 6 MV foton enerjisindeki wedgeli profil sonuçları	39
Çizelge 5.8. 18 MV foton enerjisindeki wedgeli profil sonuçları.....	40
Çizelge 5.9. 6MV ve 18 MV foton enerjisindeki %dd sonuçları	41

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Compton saçılması	8
Şekil 2.2. Çift oluşumu	9
Şekil 3.1. Lineer hızlandırıcı şeması.....	16
Şekil 3.2. Uzaklığın karesi ile ters orantılı.....	20
Şekil 3.3. %DD' un şematik açıklaması	20
Şekil 3.4. Doz profili' nin şematik açıklaması.....	22
Şekil 5.1. Fanline ölçüm düzeneğine tepeden bakış	29
Şekil 5.2. 3 x 3 aa profil	38
Şekil 5.3. 10 x10 aa profil	38
Şekil 5.4. 20 x 20 aa profil	39
Şekil 5.5. 30 x 40 wedge li profil	40
Şekil 5.6. Ydd 10 x 10.....	42
Şekil 5.7. Ydd hepsi.....	42
Şekil 5.8. Konformal teknik ile yapılmış bir tedavi planlamasına ait üç boyutlu İzodoz görüntüsü	43
Şekil 5.9. Konformal teknikte yapılmış bir hastanın merkezi kesit görüntüsü	44
Şekil 5.10. Doz hacim histogramı.....	44

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 4.1. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı.....	24
Resim 4.2. Katı su fantomu.....	25
Resim 4.3. İyon odası.....	26
Resim 4.4. Dose 1.....	27
Resim 5.1. Fanline ölçüm düzeneği.....	30
Resim 5.2. Katı fantomda alan bağımlılık ölçüm düzeneği.....	31
Resim 5.3. Havada alan bağımlılık ölçüm düzeneği.....	32
Resim 5.4. Profil ölçüm düzeneği.....	33
Resim 5.5. Derin doz ölçüm düzeneği.....	34

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
c	Işık Hızı (3×10^8 m/s)
E	Enerji
e	Elektron Yüğü (1.6×10^{-19} C)
e⁻	Elektron
e⁺	Pozitron
h	Planck Sabiti (6.62×10^{-34} J.s)
m	Kütle
T	Kinetik Enerji
λ	Dalga Boyu
ν	Frekans
$\bar{\nu}$	Antinötrino
ν	Nötrino
α	Alfa Parçacığı
β	Beta Parçacığı
γ	Gama Işınması

Kısaltmalar	Açıklama
Bq	Becquerel
C	Coulomb
Ci	Curie
EMD	Elektromanyetik Dalga
Gy	Gray
LET	Lineer Enerji Trasferi
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt
MHz	Mega (Milyon) Hertz
MU	Monitor Unit
MV	Mega (Milyon) Volt
R	Röntgen
Rad	Radyasyon Absorbsiyon Dozu (Soğurulan Doz)
Rem	Bir İnsana Eşdeğer Röntgen Dozu (Röntgen Equivalent of Man)
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
Sv	Sievert (Biyolojik Doz Birimi)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
%DD	Yüzde Derin Doz

1. GİRİŞ

Günümüzde, radyasyon, insanlığa faydalı birçok alanda kullanılmaktadır. Bunların en önemlisi tıbbi alanda kullanılmasıdır.

1895 yılında X-ışınlarının Röntgen tarafından keşfedilmesi tıbbi teşhis uygulamalarını da hızla beraberinde getirdi. Teşhis alanında kullanılan X-ışınları, insan üzerinden geçirilerek incelenen bölgenin görüntüsünü röntgen filmi olarak elde edilmesini sağlar. Teşhis amacıyla uygulanan diğer bir yöntem de nükleer tıp görüntülemesidir. Bu alanda radyoaktif madde insan vücuduna enjekte edilerek gama kamera, tomografik foton görüntüleme ve pozitron emisyon tomografisi cihazlarıyla vücuttaki hasarlı bölgelerin görüntülenmesi sağlanır.

Tedavide ise nükleer radyasyonların esas kullanım amacı, kanser tümörü gibi vücuttaki istenmeyen veya iyi çalışmayan dokuların yok edilmesidir. Bu uygulama ile hastanelerin onkoloji bölümlerinde hastalara çeşitli cihazlarla ve yöntemlerle tedavi uygulanmaktadır.

Teknolojideki ve bilgisayar alanındaki gelişmeler radyasyon onkolojisini 1990' lı yıllardan sonra üç boyutlu (konformal) radyoterapi çağına taşımıştır.

Bir yandan bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme ile hasta anatomisinin üç boyutlu modeli ortaya çıkarılmış ve bu model üzerinde tümör hacimleri ile sağlıklı doku arasındaki ilişki net bir şekilde tanımlanabilmiştir. Öte yandan lineer hızlandırıcı üreticileri bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatörlerin yardımıyla doz dağılımlarını şekillendirebilmiş, hatta ışının yoğunluğunu ayarlayabilmişlerdir. Bu sayede kliniklerde konvansiyonel simülatör ve iki boyutlu planlama sistemleri yerini yavaş yavaş üç boyutlu tedavi sistemlerine terk etmeye başlamıştır.

Radyasyon Onkolojisinde tedavi sonuçları, bölgesel tümör kontrolünün arttırılıp, normal doku komplikasyonlarının azaltılması ile değerlendirilir [1].

Üç boyutlu (konformal) radyoterapi, planlamanın, hasta tedavi pozisyonundayken yapılan bilgisayarlı tomografi taramasıyla elde edilen veriler kullanılarak, sanal ortamda gerçekleştirilmesidir. Hastanın anatomik yapılarının pozisyonunu değerlendirebilmek amacıyla hasta üzerine referans işaretleri yerleştirilir. Tedavi uygulanacak pozisyonun, her tedavi uygulamasında aynı kalması için hareketsiz olması sağlanır.

Harici radyoterapi uygulamasında hedef tümör hacminin, tedavi uygulanacak toplam hacmin ve dozun tanımlanması, " The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) " tarafından 1978 yılında yayınlanan Rapor 29, 1993 yılında yayınlanan Rapor 50 ve 1999 yılında yayınlanan Rapor 62 ile tanımlanmıştır.

Üç boyutlu (3-D) konformal radyoterapi; tümörde olabilen en hassas ve yüksek, buna karşılık tümöre komşu organlarda en düşük dozun elde edilmesini sağlayan ve 2 boyutlu (2-D) tedavi planlamalarının eksikliklerini ortadan kaldıran ya da azaltan bilgisayar destekli modern bir radyoterapi teknolojisidir ve çok basamaklı yoğun bir çalışmayı gerektirir. Bu basamakların her birinde doktor, fizikçi veya teknisyenin dikkatsizliği sonucu oluşabilecek en küçük hata dahi tedavi sonuçlarını ve yan etki profilini etkileyebilmektedir [2].

2. RADYOAKTİVİTE VE X - IŞINLARI

Radyoaktivite, 1896 yılında Becquerel tarafından bulunmuştur. Bu buluşta, 1895 yılında keşfedilmiş olan x-ışınlarının büyük rolü olmuştur. Becquerel, uranyumun kendiliğinden, girici radyasyonları yayınladığını görmüş ve bu olaya *radyoaktivite* adı verilmiştir. Daha sonra Curie' ler doğal olarak bulunan radyum ve polonyum elementlerinin de radyoaktif olduğunu göstermişler ve 1934 de Curie ve Joliot önceleri kararlı olan elementleri radyoaktif hale getirmenin mümkün olduğunu keşfetmişler ve bu olaya da yapay radyoaktivite adı verilmiştir.

O zamandan beri ve özellikle fisyon olayının keşfinden sonra pek çok yapay radyoaktif madde üretilmiştir. Radyoaktif olarak bilinen atomların çekirdeği kararsız olduklarından radyoaktivite özelliğine sahiptirler. Kararsız çekirdekler parçalanır ve parçalanma sonunda yeni bir çekirdek hasıl olur. Atom çekirdeklerindeki bu değişiklikler sonucu *radyasyon* yayınlanır. Atomun uğradığı bu değişikliğe *bozunma* olayı adı verilir [3].

2.1. Radyoaktif Bozunma Kanunu

Radyoaktifliğin keşfedildiği 1896 yılını izleyen üç yılda, saf bir radyoaktif numunenin zamanla bozunma hızının üstel kanuna uyduğu gösterilmiştir.

Eğer bir t anında N radyoaktif çekirdek varsa ve numuneye yeni çekirdekler ilave edilmiyorsa dt süresi içinde bozunan dN çekirdek sayısı, N ile orantılıdır:

$$\lambda = -\frac{(dN / dt)}{N} \quad (1.1)$$

Burada λ , bozunma veya parçalanma sabitidir. Denklem 1.1'in sağ tarafı bir atomun birim zamanda bozunma olasılığıdır, yani bu olasılık, atomun yaşı ne olursa olsun sabit olup radyoaktif bozunmanın istatistiksel teorisinin temel varsayımdır.

2.2. Radyoaktif Bozunma Türleri

α , β ve γ iç önemli bozunmadır. α - ve β - bozunma işlemlerinde, kararsız bir çekirdek bir α veya bir β parçacığı yayınlamaya çalışır (yani kütle numarasına göre en kararlı izobara yaklaşır). γ - bozunumunda uyarılmış bir durum çekirdeğin bozunur.

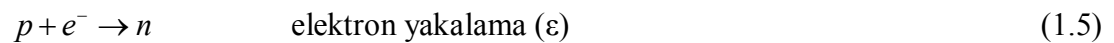
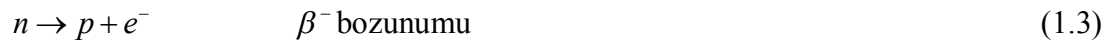
2.2.1. α bozunumu

Bu işlemde çekirdek bir alfa parçacığı yayınlamaya çalışır (Rutherford ve arkadaşları bu parçacığın bir ${}^4_2\text{He}$ çekirdeği olduğunu göstermişlerdir). ${}^4_2\text{He}$ çekirdeğinin bu işlem için seçilmesi, oldukça sıkı bağlı bir sistem olması ve böylece bozunma sırasında açığa çıkan kinetik enerjinin maksimum olmasıdır. Bozunum denklemi;



2.2.2. β bozunumu

Çekirdek fazla proton veya nötronundan bir protonu nötrona veya bir nötronu protona dönüştürerek kurtulabilir. Bu işlem üç farklı yolla gerçekleşebilir. Her üçünde de elektrik yükü korunabilmesi için başka bir yüklü parçacığın bulunması gerekir (başlangıçta β parçacığı olarak adlandırılan yüklü parçacığın bilinen elektrona özdeş olduğu gösterilmiştir).



İlk işlem negatif β bozunumu veya negatron bozunumu olarak bilinir ve bir elektronun yaratılıp yayınlanmasını kapsar. İkinci işlem pozitif β bozunumu veya

pozitron bozunumudur ve pozitif yüklü bir elektron yayınlanır. Üçüncü işlem de çekirdeğe çok yakın elektron çekirdek tarafından yakalanır ve bir proton bir nötrona dönüşür.

Bu üç olayın hepsi de nötrino adı verilen diğer diğer bir parçacık yayınlanır. Nötrinonun elektrik yükü olmadığından, varlığı diğer parçacıkların kimliğini etkilemez.

Pozitif ve negatif β bozunumunda bir parçacık yaratıldığına dikkat ediniz (bozunma enerjisinin dışında, $m = E / c^2$ ye göre). Elektron ve pozitron bunmadan önce çekirdek içinde bulunmaz. α bozunumunda durum bunun tam tersidir; yayınlanan nükleonlar bozunmadan önce çekirdeğin içindedir.

2.2.3. γ bozunumu

Radyoaktif gama yayınlanması, optik veya X-ışını geçişleri gibi atomik radyasyon yayınlanmasına benzer. Uyarılmış bir durum daha düşük bir uyarılmış duruma veya taban duruma nükleer durumlar arasındaki farka eşit bir enerjiye bir γ ışını yayınlamakla geçer. Gama yayınlanması uyarılmış bağlı durumları olan ($A > 5$) tüm çekirdeklerde gözlenir ve genellikle α ve β bozunmalarını izler, çünkü bu bozunmalarla ana çekirdek ürün çekirdeğin uyarılmış durumunda kalır.

γ yayınlanması ile yarışan bir olay *iç dönüşümdür*, bu olayda bir çekirdek enerjisini doğrudan doğruya bir atom elektronuna aktararak bozunur ve laboratuarda bir serbest elektron gözlenir. Bu β bozunumundan çok farklıdır, Z ve N sayıları değişmez, atom uyarılmış kalır.

2.3. Nükleer Radyasyonların Ölçümü

Nükleer radyasyonları tesbit etmek için kullanılan tüm dedektörlerin çalışma ilkeleri benzer özelliklere sahiptir: radyasyon (ışın) dedektöre girer, dedektör materyalin

atomlarıyla etkileşir (enerjisinin bir kısmını veya tamamını kaybeder) ve atom yörüngelerinden nispeten düşük enerjili elektronların salınmasına neden olur. Bu elektronlar toplanır ve analiz edilmek üzere, elektronik devre tarafından ya akım pulsu veya voltaj şekline dönüştürülür. Dedektör materyalinin seçimi ölçülecek radyasyon tipine ve hakkında mevcut bilgiye bağlıdır.

2.3.1. Radyasyonun madde ile etkileşmesi

Ağır yüklü parçacıklar

Yüklü parçacıkların çekirdek tarafından uğratıldıkları Coulomb saçılması (Rutherford saçılması da denir) nükleer fizikte önemli bir işlem olmasına rağmen yüklü parçacığın dedektör materyali içinde uğradığı bu olayda enerji kaybı çok küçüktür. Dedektör materyalinin çekirdekleri atom hacimlerinin sadece yaklaşık 10^{-15} ' ini işgal ettikleri için parçacığın çekirdeklerden çok elektronlarla çarpışma olasılığı 10^{15} kez daha fazladır. Böylece yüklü parçacığın enerjisini kaybetmesi için baskın olan mekanizma, dedektörün atom elektronlarıyla yaptığı Coulomb saçılmasıdır.

Elektronlar

Elektronlar (pozitif ve negatif) tıpkı ağır yüklü parçacıklar gibi, atomik elektronlarla Coulomb saçılmasıyla etkileşirler. Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır.

1. Özellikle β bozunumlarında yayınlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler.
2. Elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalara uğrarlar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece menzil çok farklı elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan çok farklı olacaktır.
3. Elektronun bir diğer elektronla kafa-kafaya çarpışmasında ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir.

4. Elektron hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişiklik olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmeli yüklü parçacık elektromanyetik enerji yayımlar. Bu radyasyona *bremsstrahlung* (Almanca, frenleme ışınımı) denir [4].

2.3.2. Elektromanyetik radyasyon

Hava, boşluk veya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı olan elektromanyetik radyasyon, manyetik ve elektriksel olmak üzere iki vektörel yöne sahip sinüzoidal bir dalga şeklindedir.

Elektromanyetik dalgalar (radyasyonlar) sürekli bir akış içerisinde değil kesintili bir şekilde elektromanyetik paketler şeklinde yayılırlar. Bu özellik, tek düze gibi görünen radyasyonun gerçekte çok sayıda dalga paketlerinden meydana geldiğini gösterir. İşte bu dalga paketlerine foton veya kuantum adı verilir. Ortama elektromanyetik radyasyon salındığında, her birinde belirli miktarda enerji taşıyan çok sayıda foton veya kuantum yayılır [5, 6].

2.3.3. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi

Gamma ve X ışınları ile esas olarak üç şekilde etkileşir: fotoelektrik soğurma, Compton saçılması ve çift oluşumu.

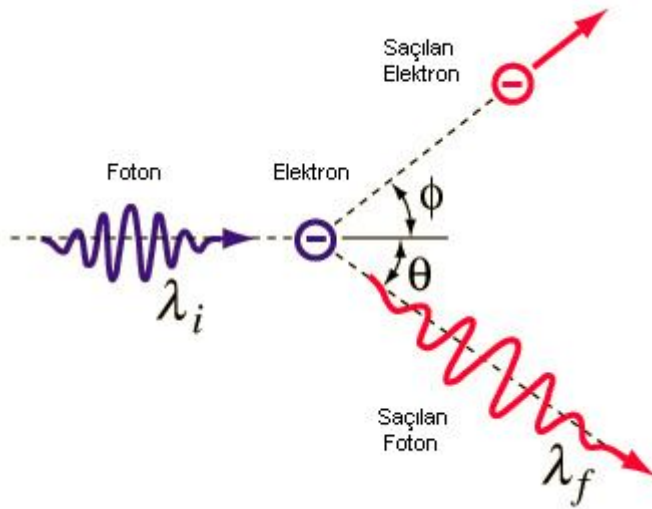
Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olayda, foton atom tarafından soğurulur ve atomun elektronlarından birinin salınmasına neden olur. Salınan bu elektrona fotoelektron denir. Serbest elektronlar foton soğurmazlar ve geri tepmezler böyle bir işlemde enerji ve momentum korunamaz; momentum soğurmak için ağır bir atom gereklidir. Elektronun kinetik enerjisi, fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkına eşittir:

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad (1.6)$$

Compton olayı

Gelen fotonun enerjisi 0.5 MeV' den büyük ise, etkileştiği maddenin zayıf bağlı ve serbest elektronlarıyla etkileşir. Foton, elektronla elastik çarpışma yaparak enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili yeni bir foton olarak başka bir doğrultuda yol alır. Böylece meydana gelen elektrona Compton elektronu, olaya da Compton olayı denir [3].



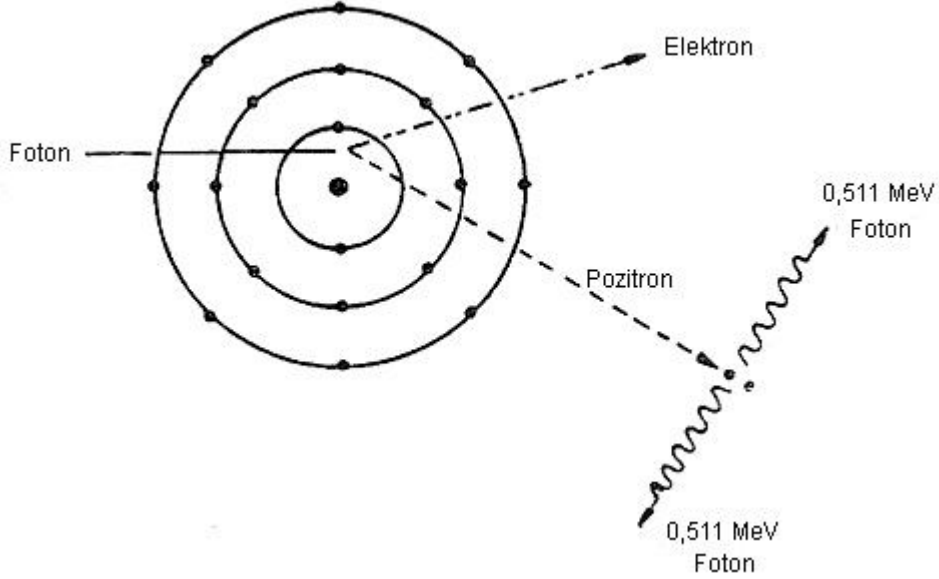
Şekil 2.12. Compton saçılması

Çift Oluşumu

Genelde çift oluşumu sadece yüksek enerjili fotonlar için önem kazanmaktadır. Enerjisi 5 MeV' den daha büyük olan bir foton çekirdeğin elektrik alanına girdiğinde etkileşerek bir elektron ile bir pozitron çifti oluşturur ve kaybolur.

Çift oluşumunda meydana gelen elektron, serbest elektronlar gibi diğer atomlarla etkileşir, pozitron ise, ortamdan bir serbest elektron yakalayarak 0.51 MeV' lik

birbirine zıt yönde gamma fotonu yayımlayarak yok olur. Bu yolla meydana gelen yok olma fotonları ise fotoelektrik olayla soğurulur [3, 4].



Şekil 2.13. Çift oluşumu

2.3. Radyasyon Doz Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonların tanısal ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda kullanılmaya başlanması radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş, radyasyon ile ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Bu birimlerden ilk olarak 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmış, ardından diğerleri gelmiştir. Yakın bir geçmişe kadar kullanılan geleneksel radyasyon birimleri, 1986 yılından itibaren köklü bir değişikliğe uğramıştır. Bu tarihten geçerli olmak üzere Uluslar Birim Sistemi (System International d'Unites ya da kısaca SI) kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde yeni birimler geçerli olmakla birlikte, radyasyon keşif ve gelişim sürecine saygı duyularak, geleneksel ve SI birimleri Çizelge 2.3' de bir arada verilmiştir [7, 8, 9].

2.3.1. Aktivite birimi

Radyoaktivite birimi; birim zamanda bozulan radyoaktif madde miktarıdır.

Özel Birim

Curie (Ci): Radyoaktivite miktarını yani bir çekirdeğin bir başka çekirdeğe bozunmasını birim zaman başına ölçer. 1 saniyede $3,7 \times 10^{10}$ bozunma (dizentegrasyon) gösteren radyoaktivite birimine Curie (Ci) denir [15]. Sadece doğal radyoizotopların bulunduğu dönemde, radyasyon kaynağı olarak kullanılan başlıca izotop olan Radium'un 1gr' ının aktivitesine 1Ci denmiş ve yapılan ölçümlerde bunun $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma değerine karşılık geldiği bulunmuştur.

SI Birim

Becquerel (Bq): 1 saniyede 1 dizentegrasyon gösteren aktivite birimine 1 Becquerel denir [14].

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

2.3.2. Işınlama birimi

Işınlama birimi, enerjileri 3 MeV'a kadar olan X-ışınları ya da γ - ışınları için tarif edilmiş bir birim olup bu radyasyonların havada meydana getirdikleri iyonlaşmanın ölçüsüdür.

Özel Birim

Röntgen (R): Normal şartlar altında (0°C , 760 mm Hg basınç altında) 1cm^3 havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1 elektrostatik ünite= $2,08 \times 10^9$ iyon çiftidir) X ya da γ - ışını miktarı 1 Röntgen'dir.

SI Birim

1 C / Kg : Normal hava şartlarında (0°C , 760 mm Hg basınç altında) havanın 1 kg da 1 Coulombluk pozitif veya negatif elektrik yükü taşıyan iyonlar meydana getiren X veya gama radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

2.3.3. Soğurulma doz birimi

Özel Birim

Radyasyon Absorbsiyon Dozu veya Soğurulan Doz (RAD): Işınlanan maddenin 1 gramına 100 erglik ($6,2 \times 10^7 \text{ MeV}$) enerji verebilen radyasyon miktarıdır. Soğurulan enerji parçacık veya foton olabilir.

SI Birim

Gray (Gy): 1 kg maddeye 1 joule 'luk enerji verebilen radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^7 \text{ erg} = 100 \text{ rad}$$

2.3.4. Doz eşdeğeri (biyolojik doz) birimi

Farklı tip radyasyonlardan soğurulan enerjiler eşit olsa bile bunlardan kaynaklanan biyolojik etkiler farklı olabilir. Yani biyolojik etki sadece soğurulan doza bağlı değildir. İyonlaştırıcı radyasyonun geçtikleri ortamın birim uzaklıktaki yolu boyunca kaybettikleri enerji kaybına (LET) bağlı olmakta ve LET değeri attıkça biyolojik etkide artmaktadır. Bu yüzden doz eşdeğeri birimi absorblanan dozun bir takım faktörlerle (kalite faktörü) çarpılması ile elde edilebilir.

Özel Birim

Röntgen Equivalent of Man (REM): 1 röntgenlik X ve gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır.

SI Birim

Sievert (Sv): 100 Röntgenlik X ve gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır [10].

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

$$\text{Doz eşdeğeri (rem)} = \text{Soğurulan doz (rad)} \times \text{Faktörler}$$

Çizelge 2.1. Kalite faktörleri

Radyasyon	Faktör	Eşdeğeri
X, Beta	1	1
Nötronlar (Enerjisi bilinmeyen)	10	0.1
Alfa	20	0.05
Yüksek Enerjili Fotonlar	10	0.1

Çizelge 2.2. Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri

Fiziki Büyüklük	Eski Birimi/Sembolü	Yeni Birimi/Sembolü	Dönüşüm Değerleri
Radyoaktivite Şiddet Birimi	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1 Ci=3,7x10 ¹⁰ Bq 1 Bq=2,7x10 ⁻¹¹ Ci
Işınlama Birimi	Röntgen (R)	Coloumb/kilogram (C/kg)	1 R=2,58x10 ⁻⁴ C/kg 1 C/kg=3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (R)	Gray (Gy)	1 Rad = 0,01 Gy 1 Gy = 100 Rad
Biyolojik Doz Birimi	Rem (rem)	Sievert (Sv)	1 Rem = 0,01 Sv 1 Sv = 100 Rem
Radyasyon Şiddeti Birimi	Röntgen / saat (R/s)	Gray / Saniye (Gy/s)	1 R/s =2,425 Gy/ s 1 µGy/s=0,4124 R/s

3. RADYASYON TEDAVİSİ

3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşur. Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur.

Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denir. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.: malignant), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.: benign) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar.

Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk olduğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri hala prostat kanseri, akciğere sıçramış olan meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır. Bulaşıcı olmayan hastalık grubudur [11].

3.2. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Radyasyon Onkolojisi iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedavi yöntemleri (cerrahi, kemoterapi) ile birlikte kanserli hastaların tedavisinde uygulandığı ve radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin araştırıldığı bir disiplindir. Radyoterapi; Radyasyon Onkolojisinin kullandığı tedavi yöntemidir.

Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve hasta sağkalımını uzatmaktır.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre iki gruba ayrılır;

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

Radyoterapi uygulama şekline göre 3 gruba ayrılır;

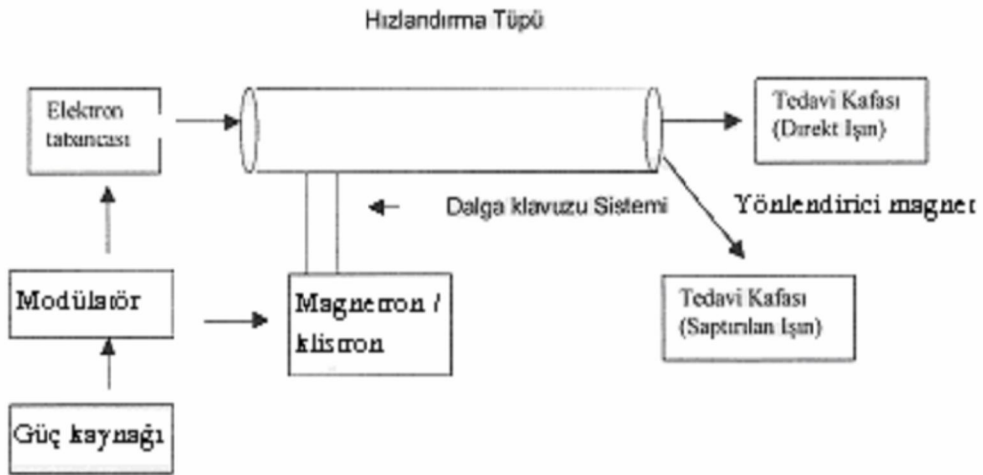
1. Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm' dir. X- ışınları, Co-60 kaynağından elde edilen γ - ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.
2. Brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi): Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılır. γ - ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılır.
3. İnternal tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır): β parçacıkları ve γ - ışınları veren açık kaynaklar kullanılır [12].

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip X- ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen X- ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde yetersiz kalıyordu. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X- ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel X- ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili X- ışını üretebilecek cihazların tasarımına başlandı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (microvare) ossilatörleri geliştirildi. Bu ossilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını

oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur

3.3. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcı ve Çalışma Şekli

Lineer hızlandırma, elektronların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalga (EMD) kullanılarak hızlandırılması işlemine denir. Elektronların hızlandırıldığı işlemde kullanılan EMD frekansı 3000 MHz civarındadır. Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar ile yüzeysel tümörler, bir hedefe çarptırılarak oluşan X- ışınları ile de, derinde bulunan tümörler tedavi edilmektedir. Modern medikal hızlandırıcıya ait blok şema, Şekil 3.1' de verilmiştir.



Şekil 3.1. Lineer hızlandırıcı şeması

Lineer hızlandırıcıyı oluşturan bölümler 7 ana başlık altında incelenebilir.

- Güç kaynağı
- Modülatör
- Elektron tabancası
- Magneatron veya Klystron
- Dalga klavuzu
- Hızlandırıcı tüp
- Tedavi başlığı

Güç kaynağı ve modülatör diğer bölümlerde kullanılacak DC ve AC voltaj oluşturur. Modülatörde bulunan, yüksek voltaj, yüksek frekans anahtarı görevini gören, içi gaz dolu Thyatron tüpü sayesinde, mikrosaniyeler mertebesinde DC pulslar oluşturur. Bu pulslar, magnetron veya klystrona eş zamanlı olarak da elektron tabancasına gönderilirler. Magnetron, mikro dalga üreten, klystron ise mikro dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Klystron ile magnetrondan daha fazla güç elde edilir. 15 MeV' den büyük enerjili elektronlar için klystron kullanılır.

Magnetron veya klystron dan çıkan mikro dalgalar, dalga klavuzu ile hızlandırıcı tüpe gelir. Lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutmak ve böylece daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için iyon pompası kullanılır. Vakum altında hızlandırılan elektronlar, yaklaşık 3 mm kalınlığında kalem demet (beam) şeklinde elde edilirler. Bu demet bending magnette 90° ve 270° saptırılır. 270° saptırılan elektron demeti, elektron modunda doğrudan kullanılır. Eğer, hızlandırılmış elektronlar, tungsten gibi yüksek atom numaralı transmisyon tipi hedefe çarptırılırsa frenleme X – ışınları oluşturulur. Tedavi başlığı tungsten veya kurşun tungsten karışımından yapılmış, yeterli kalınlıkta, koruyucu taka ile zırhlanmıştır. Demetin şeklini düzleştirmek için önüne koni şeklinde, demet düzeltici (beam flattening) filtre konulmuştur. Düzeltici filtre tungsten zayıflatılmış uranyum veya çelik gibi malzemelerden yapılmıştır [13, 14].

3.4. Eksternal Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri

3.4.1. Elektronik denge (Build-Up = Giriş Dozu)

Enerji, ışınlanan dokuya, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ışınları ile taşınır. Ancak enerji, birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen dokuda üretilen ikincil elektronlarla dokuda dağıtılır. Doz dağılımı, çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Düşük enerjili X ışınları ve orta voltaj X ışınlarında ikincil elektronlar bütün yönlerde hareket ederler, fakat enerjileri hemen soğurur. Düşük enerjili orijinal radyasyonun giricilik kabiliyetinin olmaması veya az olması nedeniyle, yüzeyin altında birincil radyasyon azdır. Bu

nedenle yumuşak X ışınları için maksimum doz hemen ciltte veya cilde yakın derinlikte oluşur.

Yüksek enerjili demetlerin oluşturduğu ikincil elektronların erişme mesafeleri daha uzundur. Ayrıca birincil demet doğrultusundan biraz açılı olarak saçılırlar. Bu saçılma enerjiye ve Compton etkisine göre olur. Compton olayı ile etkileşimde, gelen foton enerjisini ortamdaki bir elektrona verir ve onu harekete geçirir (sekonder elektron). Dokularda doz soğurulması bu şekilde olur. Bu ikincil elektron akısına, doku ile kaynak arasındaki havada oluşan ve dokuya varan ikincil elektronlar ile, fotonun kolimatörlere çarpması sonucu oluşan ve yine dokuya varan diğer ikincil elektronlar da katkıda bulunur. Böylece, dokuya giriş noktasından maksimum dozun oluştuğu kadar soğurulan dozun giderek artmasına sebep olur. Havada oluşan ikincil elektronların artması maksimum doz derinliğini azaltır. Yüksek enerjili fotonlar tarafından ileriye doğru harekete geçirilen ikincil elektronlar, yine doku tarafından tutulduğu için, ışının dokuya girdiği yerden biraz derine gittikçe artarlar ve doku tarafından soğurulan doz da ilk milimetrelerde gittikçe artar. İkincil elektronların hızı kendilerini harekete geçiren fotonun enerjisi ile orantılıdır ve bu hız onların doku içinde katedebilecekleri maksimum mesafeyi tayin eder. İşte bu derinlikteki dokuda oluşan ikincil elektron sayısı ile tutulan elektron sayısı birbirine eşit olur. Böylece elektronik denge hattı oluşmuş olur. Foton enerjisi yükseldikçe, ikincil elektronların maksimum menzili de artacağından bu elektronik denge hattı daha derinde oluşur. Co-60 gamma ışını için bu hat 5mm' de, 5 MV' lik X ışını için 15mm' de, 20 MV için ise 30mm' de oluşur. Maksimum dozun oluştuğu, yani elektronik dengenin sağlandığı noktaya *maksimum doz noktası (buildup derinliği= r maks)* denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de *çoğalma-artma bölgesi* denir. Co-60 ve daha yüksek enerjiler için yüzey dozu maksimum doz noktasındaki dozdan düşüktür. Bu cildin korunması etkisi yani skin-sparing effect olarak tanımlanır. Bu etki yüksek enerjili ışınların, maksimum dozun hemen ciltte oluşturduğu düşük enerjili ışınlarla karşı bir avantajdır.

Maksimum doz derinliği řu faktörlerden etkilenir.

- Kolimatör ile doku arasındaki uzaklık (dolayısıyla kaynak cilt mesafesi-SSD): Belli bir genişlikteki sahada, maksimum doz hattı SSD kısaldıkça cilde yaklaşır, yani maksimum doz derinliği azalır. Bunun nedeni kolimatörden gelen ikincil elektronların henüz dağılmadan cilde varmalarıdır.

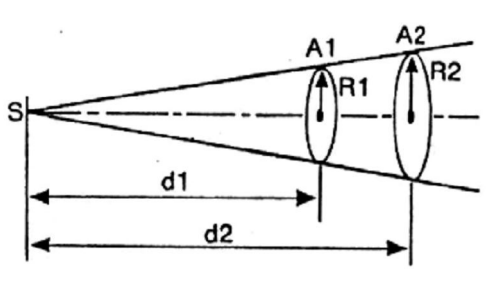
- Kolimatör açıklığı: Sabit bir SSD mesafesinde saha genişliği arttıkça maksimum doz derinliği azalır, yani cilde yaklaşır.

3.4.2. Uzaklığın karesi ile ters orantılı

Fotonların hava içinde ilerlerken tutunmaları ihmal edilecek kadar azdır. Şekil 3.2’de görüldüğü gibi kaynaktan d_1 ve d_2 mesafesindeki A1 ve A2 dairelerinden geçen foton miktarı aynıdır. Ancak ışın huzmesinin konik olması nedeni ile, A1 dairesindeki birim yüzeyden (1 cm^2 den) geçen foton miktarı A2 dairesindeki birim yüzeyden (1 cm^2 den) geçen foton miktarından fazladır. Bir kürenin yüzeyi kendi yarı çapının karesi ile orantılıdır ve doz dağılımı da birim yüzeydeki foton miktarını gösterdiğine göre doz uzaklığın karesi ile ters orantılı olur. Eğer kaynaktan d_2 uzaklığındaki D_2 dozu biliniyorsa, d_1 uzaklığındaki D_1 dozu da hesaplanabilir.

$$D_1 = D_2 \times \left(\frac{d_2}{d_1} \right)^2 \quad (3.1)$$

Su içindeki ölçümlerde, fotonun soğurulması nedeniyle bu kural tam olarak geçerli değildir.



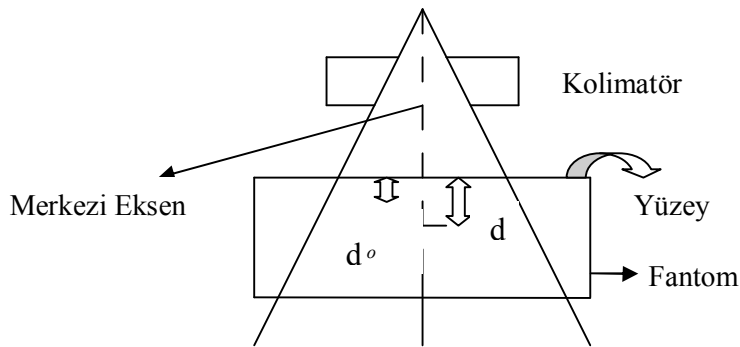
Şekil 3.2. Uzaklığın karesi ile ters orantılı

3.4.3. Derin doz dağılımı

Radyasyon demeti, hastadan veya fantomdan geçerken hastadaki doz derinlikle değişir. Bu değişim ışın enerjisine, derinliğe, alan boyutuna, kaynaktan uzaklığa ve ışın kolimasyonuna bağlıdır. Doz hesaplama sistemindeki temel adım, merkezi eksen boyunca derin doz değişimlerini saptamaktır. Her değişik tedavi makinesinde doz dağılımı farklılık gösterir, bu yüzden ölçümlerin standart tablolara göre yapılması hatalara yol açar. Derin doz ve izodoz dağılımları iyon odaları, diyotlar veya filmler ile belirlenir [14].

3.4.4. Yüzde derin doz kavramı

Merkezi derin doz dağılımlarını karakterize etmenin bir yolu, bir noktadaki dozu, belli bir referans noktasındaki doza normalize etmektir [14, 15].



Şekil 3.3. %DD'un şematik açıklaması

%DD, herhangi bir d derinliğindeki soğurulan dozun, demetin merkezi eksenine boyunca d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır. %DD genellikle P ile gösterilir.

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (3.2)$$

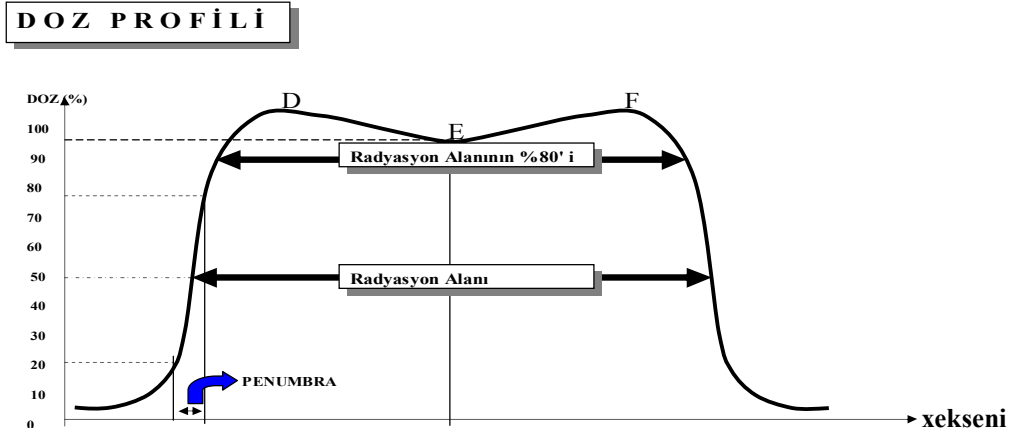
3.4.5. Doz profili

Doz profili yardımıyla düzgünlük, simetri ve penumbra ile ışın karakteristikleri hakkında bilgi alınabilir. Herhangi bir doz profili, ışınlanan doku hacmi içinde dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumunu yada konumunu yansıtır. Suda alınan doz profilleri kanser tedavisi için açılan ışık alanındaki herhangi bir noktadaki dozu (aktarılan enerjiyi) tespit etmek amacıyla kullanılır. Herhangi bir derinlik için merkezi ekseninde alınan doz, en yüksek doza sahiptir. Alanın en kenarında doz çok hızlı düşmektedir. Bu düşüş tedaviyi fazla etkilemediğinden ve kabul edilebilir limitler içinde olduğundan tedavide kullanılır. Bu bölge yarı gölge veya penumbra olarak sabit SSD'de yüzeyde merkezi eksenin maksimum dozunun %50'sini geçtiği yerde alan boyutu olarak tanımlanır. Radyasyon alanının içinde ve dışında bulunan geometrik penumbra bölgesinin genişliği; kaynak boyutuna, kaynak uzaklığına ve kaynak- kolimatör mesafesine bağlıdır.

Penumbra: %80- %20 dozların yatay eksenine kesen dikmeleri arasındaki mesafedir.

Düğünlük: Alanın %80 aralığındaki doz şiddetinin maksimum değişimidir.

Simetri: Alanın kenardan kenara eşitliğinin ölçüsüdür [11].



Şekil 3.4. Doz profili'nin şematik açıklaması

3.4.6. İzodoz eğrileri

Merkezi eksen derin doz yüzdeleri eksen boyunca bir derinlikteki dozu tayin etmeye yarar. Bu eksen, hedef hacmini merkezi eksen boyunca geçerse, tümör boyunca doz değişimi çıkabilir. Ancak tümöre üniform doz vermek ve normal dokuları korumak için en azından iki boyutlu doz dağılımlarına gerek vardır. İzodoz dağılımları olarak bilinen böyle dağılımlar radyoterapide yoğun şekilde kullanılmaktadır. Bir izodoz eğrisi sabit soğurulmuş dozun eğrisidir. Bu eğri normal olarak merkezi planda tayin edilir [14, 16].

İzodoz kartları, referans derinlikteki doza normalize edilir. Referans derinliğin seçimi, tedavi tekniğine bağlıdır. Sabit alan tekniği (SSD) için normalizasyon merkezi eksenindeki maksimum doz noktasındadır ve normalize edilmiş izodoz eğrileri genelde %10'luk aralarla çizilir. Elektronlarda izosentrik teknik (SAD) kullanılmaz.

Tedavi planlamasının yapılabilmesi için tüm alan ve derinliklerde izodoz dağılımları gerekecektir.

4. YÖNTEM VE GEREÇ

4.1. Yöntem

Bu çalışmada Elekta Synergy Doğrusal Hızlandırıcı cihazı ile bu cihazda elde edilen 6 ve 18 MV foton enerjileri kullanıldı. Metre, su terazisi gibi ölçüm gereçlerinin kontrolü hastanede yapıldı. Kalite kontrol işlemlerinde kullanılan iyon odası, dozimetre, barometre gibi hassas cihazların kalibrasyonları ilgili kurumlara, ölçümlere başlamadan önce yaptırıldı. İnsan vücudunun yaklaşık % 70' i su olduğundan su, doku eşdeğeri kabul edildi. Dozimetri çalışmaları, suda veya su eşdeğeri katı fantomda yapıldı.

Radyasyonla tedavi edilen hastaların üzerinde doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. İnsan üzerindeki doz dağılım bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümler ile elde edilir. Elde edilen temel bilgiler, gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinde kullanılır.

4.2. Gereçler

4.2.1. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı

Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı, 6MV ve 18 MV' lik foton demetleri ile 6, 9, 12, 15 MeV' luk elektron demetleri üretme özelliğine sahip çok yapraklı bir lineer hızlandırıcıdır.

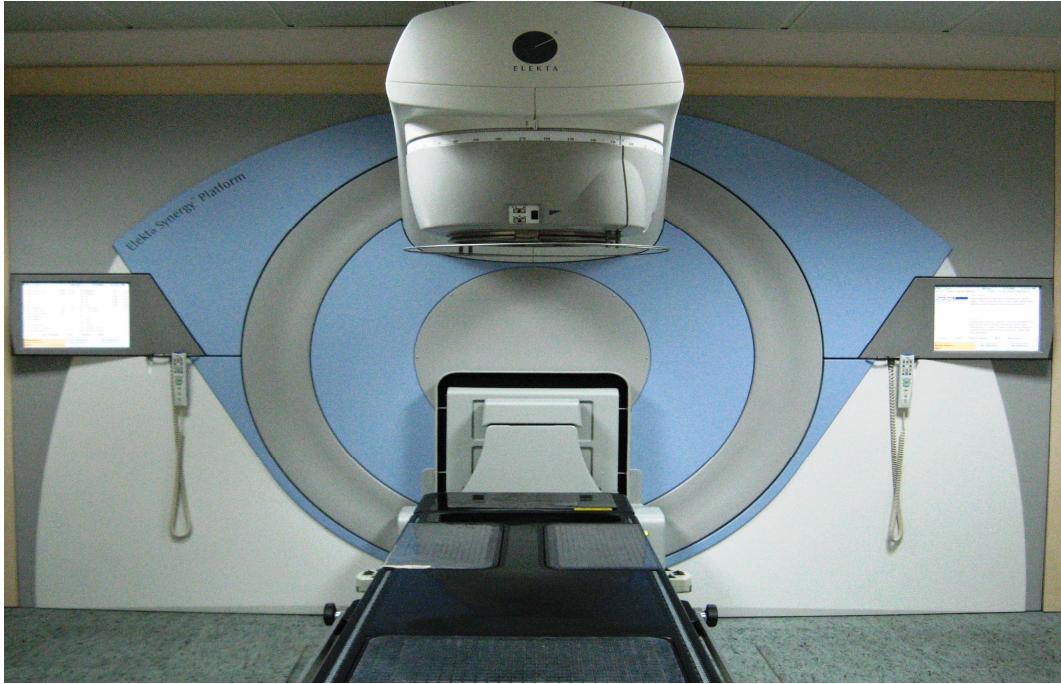
Eş düzlemde maksimum alan boyutu $400 \times 400 \text{ mm}^2$ ' dir. Yaprak sayısı, 40 çift olup 80 yapraklıdır. Yaprak genişliği, eşmerkez düzleminde bir yaprağın merkezinden diğer yaprağın merkezine kadar olan uzaklık 1,1 cm' dir. Eş düzlemde bir yaprağın kalınlığı 1 cm' dir.

Yaprak kolimatörlerin kalınlığı, 75 mm, yedek Y kolimatörlerinin kalınlığı, 30 mm, X kolimatörlerinin kalınlığı, 78 mm' dir.

Minimum alan boyutu, eşmerkez düzleminde 5 mm (X), 9 mm (Y)' dir. Sistemde $X=0$ alan boyutu tanımlanmasına müsaade edilmesine rağmen X kolimatörlerinin birbiriyle çarpışma tehlikesi vardır. Bundan dolayı tavsiye edilen X alan boyutu minimum 5 mm' dir. Yine sistemde $Y=0$ alan boyutu tanımlanmasına müsaade edilmesine rağmen yaprakların birbiriyle çarpışmalarını önleyici mekanizma oluşturulmuştur. Yaprakların çarpışmamaları için karşılıklı yapraklar arası minimum mesafe 9 mm olarak tanımlanmıştır.

Yaprakların hareket kontrolü, yaprak hareketi birbirinden bağımsız ayrı motorlar tarafından yapılır.

Kafada iyon odası ve yapraklar arasında yerleşik tungstenden 60° 'lik otomatik bir kama filtreye sahiptir [17].



Resim 4.1. Electa Synergy doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı

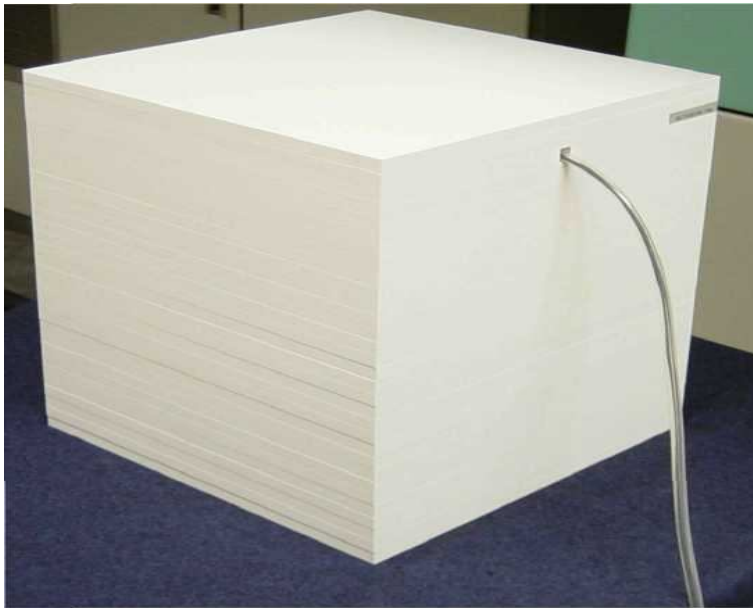
4.2.2. Katı su fantomu

SP34 katı su fantomu, Parallel Plate Chambers, Compact Chambers veya Farmer tip haznelerindeki foton ve elektron ışınlarındaki mutlak ve bağıl doz ölçümlerinin kalite güvencesi için tasarlanmıştır. Işının yaklaşımı dikeydir.

Yoğun fantom materyeli RW3, %2.1 titanyum oksit (TiO_2) içeren beyaz bir polistirendir. RW3, doğal suya çok benzer. Fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3,539 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ dür. Enerji oranı fotonlar için Co-60 – 25 MV, elektronlar için ise 4- 23 MeV arasındadır. Yüzey alanı 300 x 300 mm dir. 1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm ve 20 mm kalınlıklarında fantomlar vardır.

Su eşdeğerlik materyalleri, bilhassa fotonlar için kütle enerjisi emilim katsayıları, doğrusal hafifletici ve elektronlar için açılma saçılım gücü neredeyse su ile aynı emilim ve saçılım karakteristiklerine sahiptir.

Tüm yoğun fantomlar, su eşleniğinde kısıtlı oldukları için kısıtlı oldukları için, okumalar ölçeklendirme faktörleri tarafından düzeltilmelidir [18].



Resim 4.2. Katı fantom

Suyun yoğunluğu, kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakındır. Bu yüzden, temel doz dağılımları suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından, su eşdeğeri katı fantomları dizayn edilmiştir [11].

4.2.3. İyon odası

CC13 – S iyon odası, ışın tedavisindeki, foton ve elektron ışınlarının göreceli dozimetresi, havada, katı fantom ve su fantomu içindeki ölçümler için kullanılır. Su geçirmez silikon kol boyunca menfezlenmiş, hava iyonlaştırma odası eksensel veya yatık ışın girişi için tasarlanmıştır. Su geçirmez ve tamamen korunaklıdır.

Uygulama mesafesi düşük enerjili fotonlar için 100 kV – Co-60, yüksek enerjili fotonlar için Co60 – 25 MV, elektronlar için ise 4 MeV – 25 MeV dur.

Aktif hacim (nominal) 0.13 cm³, toplam aktif uzunluk 5.8 mm, silindir uzunluğu 2.8 mm, silindirin iç çapı 6.0 mm, duvar kalınlığı 1.0 mm (154 mg/cm²), iç elektrodun çapı 1.0 mm, iç elektrodun uzunluğu 3.3 mm' dir. 1.40 m uzunluğunda TNC triaksiyal konnektörlü kablosu vardır [19].



Resim 4.3. İyon odası

4.2.4. Tedavi düzeyli dozimetre

Dose 1 tedavi dozimetre, radyasyon terapisindeki doz oranı ve referans doz ölçümleri için amaçlanmıştır. Taşınabilir tek kanallı, referans sınıfı, kalibrasyon dozimetresi için IEC 60731' e uyumlu, iyonizasyon odacıkları ve yarı iletken algılayıcılar kullanan bir dozimetredir.

Kutuplaşma voltajı, 5V dahili güç tedarikinden DC/DC dönüştürücü vasıtası ile üretilir. İki kutupluluk ve değer, ± 600 V aralığında programlanabilir. Bir hata durumunda, aktif olan mevcut sınırlandırma, mevcut kısa devreyi 0.1 mA altında güvende tutar [20].



Resim 4.4. Dose 1

4.2.5. Üç boyutlu su fantomu

Su fantomu lineer hızlandırıcı olan her merkezde mutlaka bulunması gereken bir cihazdır. Su tankı olan üç boyutta hareket eden bir ölçüm düzeneği vardır. İyon odası kullanılarak, cihaz çıkışında ve belirli ölçüm tekniklerine göre doz dağılımının profili çıkartılır. Bu doz dağılım tabloları ve profilleri çıkartılmadan cihaz ile tedaviye başlamak mümkün değildir. Tedavi cihazlarının periyodik olarak üç boyutlu su fantomu ile çıkış enerjilerin ve doz dağılımlarının ölçülmesi gerekmektedir [11].

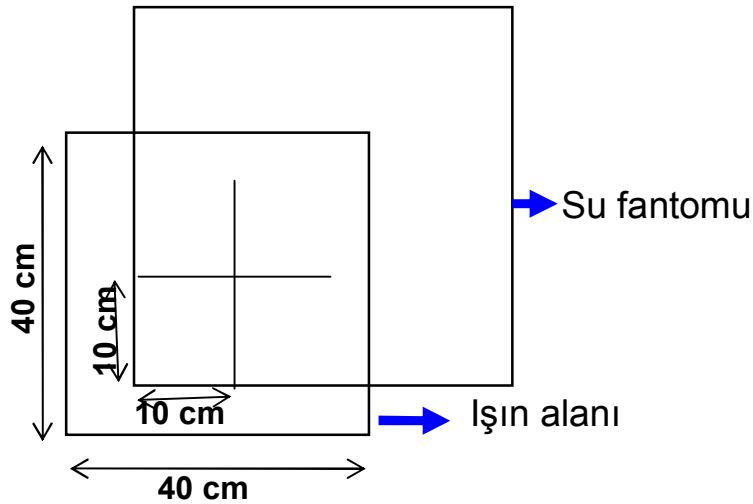
RFA-300 su fantomu, ışına ait derin doz, profil, doz verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve buradan elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrollü sistemdir. RFA-300, bir ana kontrol ünitesi ve su fantomlu üç boyutlu bir servodan oluşmaktadır ve OmniPro-Accept sistemi içindeki bir cihazdır. Su fantomunda alan ve referans dedektörü olarak CC13-S iyon odası kullanılmaktadır. İyon odasının hacmi $0,13 \text{ cm}^3$ 'dür [21].

5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR

5.1. Araştırma

5.1.1. Fanline ölçümü

- 40cm x 40cm alan açılır.
- SSD = 100cm ayarlanır.
- Su fantomunun bir köşesi merkezi eksene konulur. Su fantomunun dört duvarı merkezi eksene 10 cm' den daha yakın olmamalıdır.
- Alan ile merkez paralelliği için kolimatör 2°'ye çevirildi.
- Su fantomu bilgisayarının water menüsünden "Fanline" seçeneğine girilir.
- Alan boyutları 400mm x 400mm girildi.
- SSD = 1000mm girildi.
- Kazanç ayarı R_{maks} derinliğinde yapıldı.
- Her alan için derin doz eğrisi 350mm, -5mm arasındaki derinlikte alındı.
- Ölçüm alınan adım 100'den fazla olmamalı.



Şekil 5.1. Ölçüm düzenine tepeden bakış



Resim 5.1. Fanline ölçüm düzeneği

5.1.2. Katı Fantomda alan bağımlılık faktörlerinin ölçülmesi

İyon Odası : Farmer Tipi FC65-P 1342, 0.6cc, $r = 3.1\text{mm}$

Elektrometre : Dose 1

- Rölatif ölçüm (Sıcaklık, basınç ve düzeltme faktörleri girilmedi).
- 30cm x 30cm' lik katı fantomlar kullanıldı.
- SSD = 100cm
- 100 MU verilir.
- 10 cm derinlikte her alan için üç okuma yapıp ortalaması alınır.
- Bütün alanlarda, 6MV için 5cm 18MV için 10cm derinliklerinde doz değerleri ikişer kez okunup ortalamaları alındı.
- R_{maks} normalize sütunundaki her alan değeri 10cm x 10cm alanındaki değerine bölünerek, 10cm x 10cm normalize sütununa yazıldı.



Resim 5.2. Katı fantomda alan bağımlılık ölçüm düzeneği

5.1.3. Havada alan bağımlılık faktörlerinin ölçülmesi

İyon Odası : Farmer Tipi FC65-P 1342, 0.6cc, $r = 3.1\text{mm}$

Elektrometre : Dose 1

- SSD ayarı, pirinç buildup kep takılı iken en küçük alanda, alan ışığının kepi kapsayacağı şekilde ayarlandı.

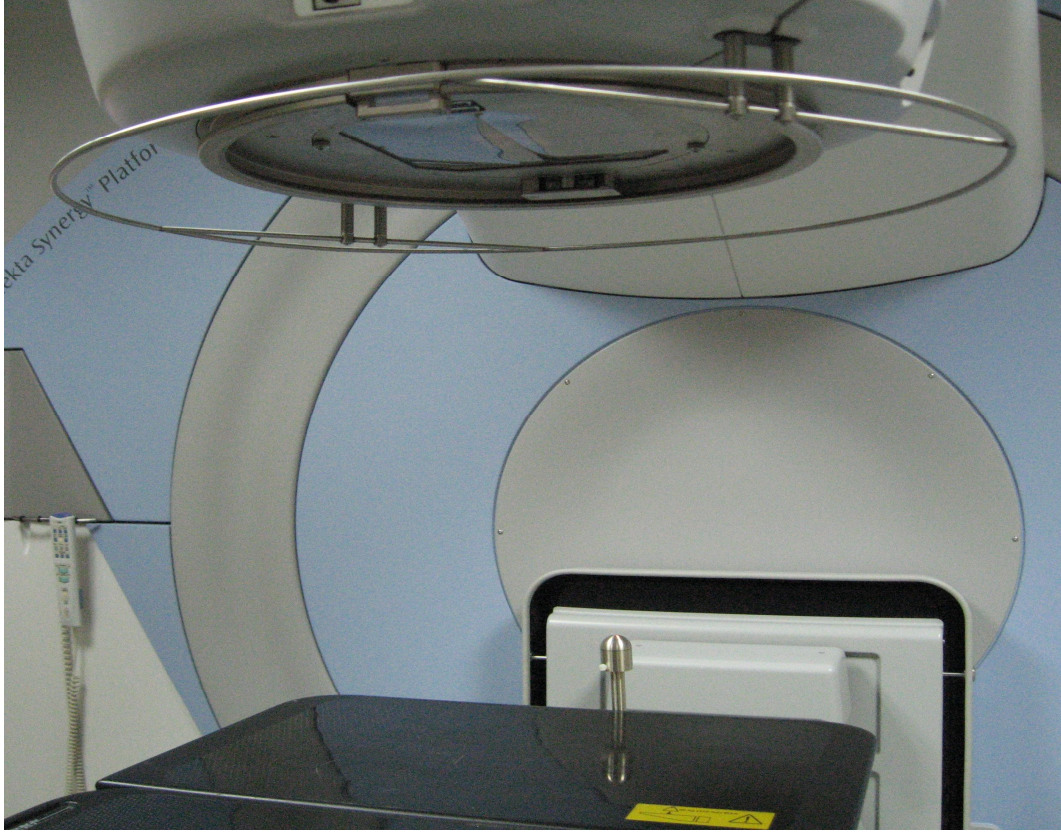
- SSD = 97.75cm

- Rölatif ölçüm.

- 100 MU verildi.

- 6MV için kullanılan buildup kep; 4MV-6MV, water eq buildup = 16.8 mm

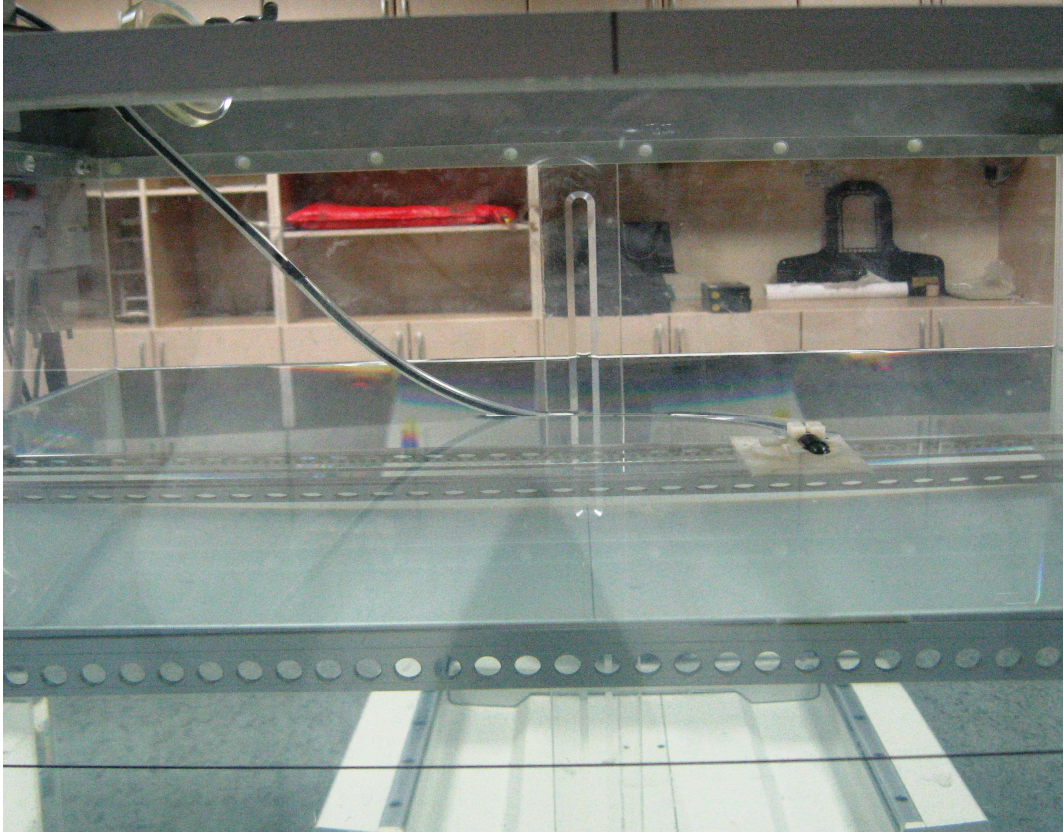
- 15MV için kullanılan buildup kep; 12MV-15MV, water eq buildup = 24.8 mm



Resim 5.3. Havada alan bağımlılık ölçüm düzeneği

5.1.4. Üç farklı alanda ve iki farklı derinlikte profil ölçümü

- Ölçümler 3cm x 3cm, 10cm x 10cm, 20cm x 20cm alanlarında ve 10 cm ile 20 cm derinliklerinde alındı.
- Ölçümler sadece crossline (x-ekseni) profilinde alındı.
- Ölçüm ayarlarında penumbra için kuyruk mesafesi 50 mm girildi.
- Kazanç ayarı R_{maks} derinliğinde 10cm x 10cm alanda yapıldı.



Resim 5.4. Profil ölçüm düzeneği

5.1.5. Wedgeli profil ölçümü

- Penumbra kuyruğu için 30 mm girildi
- Sadece crossline profili alındı.
- Kazanç ayarı 20cm x 40cm alanda, R_{maks} derinliğinde yapıldı.

5.1.6. Yüzde derin doz eğrilerinin ölçülmesi

Yüzde derin doz eğrisi; on farklı alanda aynı derinlikten başlayıp yüzeyi de içerecek şekilde alınmalıdır (Alanlar çoğaltılıp azaltılabilir).

- Su fantomu düzeneği kurulup ölçüme hazır hale getirilir.
- Set orjin için her enerjide “efektif nokta” dikkate alınır.
- Her alan için derin doz eğrisi alınır (350mm, -5mm arasındaki derinlikte).
- Alınan derin doz eğrisi kaydedilir ve sonra smooth edilir.

- Smooth edilen eğriden alana bağlı yüzeydeki % derin doz, yüzey dozu ve 10 cm derinlikteki % derin doz not edilir. Her alan için derin doz eğrileri bu şekilde alınır ve not edilir.
- Derin doz eğrileri bilgisayara smooth edilmeden kaydedilmiştir fakat tabloya smooth edilmiş değerleri girilmiştir. Smooth için Aritmetik metod kullanıldı. Smooth faktörü 5 alındı.



Resim 5.5. Derin doz ölçüm düzeneği

5.2. Bulgular

5.2.1. Katı fantomda ölçülen doz verimi ölçüm sonuçlarına ait bulgular

Çizelge 5.1. 6 MV foton enerjisindeki alanların katı fantom ile ölçülen doz verim sonuçları

ALANLA R (cm xcm)	6MV (R _{maks} = 14 mm)			
	1.Okuma (Gy)	2.Okuma (Gy)	Ort. Okuma (Gy)	10x10'a Normalize
3 x 3	55.63	55.55	55.59	0.827
5 x 5	60.2	60.37	60.29	0.897
6 x 6	62.26	62.22	61.24	0.911
8 x 8	64.96	65.01	64.99	0.967
10 x 10	67.24	67.23	67.24	1
12 x12	69.1	69.03	69.07	1.027
15 x 15	71.31	71.21	71.26	1.060
20 x 20	74.09	74.16	74.13	1.103
25 x 25	76.01	75.85	75.93	1.129
30 x 30	77.5	77.51	77.51	1.153
40 x 40	78.8	78.93	78.87	1.173

Çizelge 5.2. 18 MV foton enerjisindeki alanların katı fantom ile ölçülen doz verim sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	18MV (R _{maks} = 14 mm)			
	1.Okuma (Gy)	2.Okuma (Gy)	Ort. Okuma (Gy)	10x10'a Normalize
3 x 3	64.46	64.66	64.56	0.830
5 x 5	71.64	71.66	71.65	0.921
6 x 6	73.58	73.65	73.62	0.947
8 x 8	75.96	76.05	76.01	0.977
10 x 10	77.73	77.81	77.77	1.000
12 x 12	79.19	79.22	79.21	1.019
15 x 15	80.85	80.8	84.83	1.091
20 x 20	82.88	82.93	82.91	1.066
25 x 25	84.18	84.3	84.24	1.083
30 x 30	85.12	85.13	85.13	1.095
40 x 40	86	86.23	86.12	1.107

5.2.2. Havada ölçülen doz verimi ölçüm sonuçlarına ait bulgular

Çizelge 5.3. 6 MV foton enerjisindeki alanların havada ölçülen doz verim Sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	6MV (R _{maks} = 14 mm)			
	1.Okuma (mGy)	2.Okuma (mGy)	Ort. Okuma (mGy)	10x10'a Normalize
3 x 3	39.84	39.81	39.83	0.951
5 x 5	40.59	40.59	40.59	0.969
6 x 6	41.02	41.07	41.05	0.980
8 x 8	41.4	41.48	41.44	0.989
10 x 10	41.9	41.86	41.88	1.000
12 x 12	42.16	42.25	42.21	1.008
15 x 15	42.63	42.56	42.60	1.017
20 x 20	43.07	43.1	43.09	1.029
25 x 25	43.36	43.32	43.34	1.035
30 x 30	43.53	43.49	43.51	1.038
40 x 40	43.5	43.54	43.52	1.039

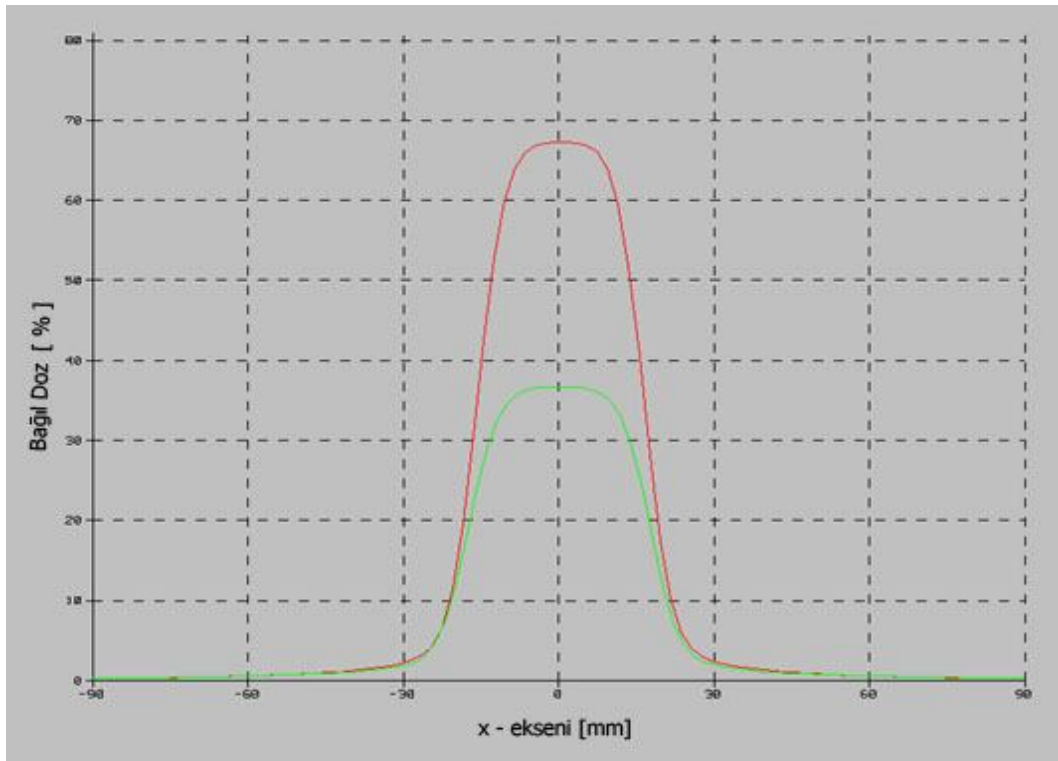
Çizelge 5.4. 18 MV foton enerjisindeki alanların havada ölçülen doz verim sonuçları

ALANLAR R (cm x cm)	18MV (R _{maks} = 29 mm)			
	1.Okuma (mGy)	2.Okuma (mGy)	Ort. Okuma (mGy)	10x10'a Normalize
3 x 3	53.07	53.19	53.13	0.953
5 x 5	54.18	53.96	54.07	0.970
6 x 6	54.64	54.57	54.61	0.979
8 x 8	55.17	55.19	55.18	0.989
10 x 10	55.71	55.83	55.77	1.000
12 x 12	56.13	56.25	56.19	1.008
15 x 15	56.47	56.53	56.50	1.013
20 x 20	57.13	57.1	57.12	1.024
25 x 25	57.33	57.26	57.30	1.027
30 x 30	57.45	57.47	57.46	1.030
40 x 40	57.48	57.44	57.46	1.030

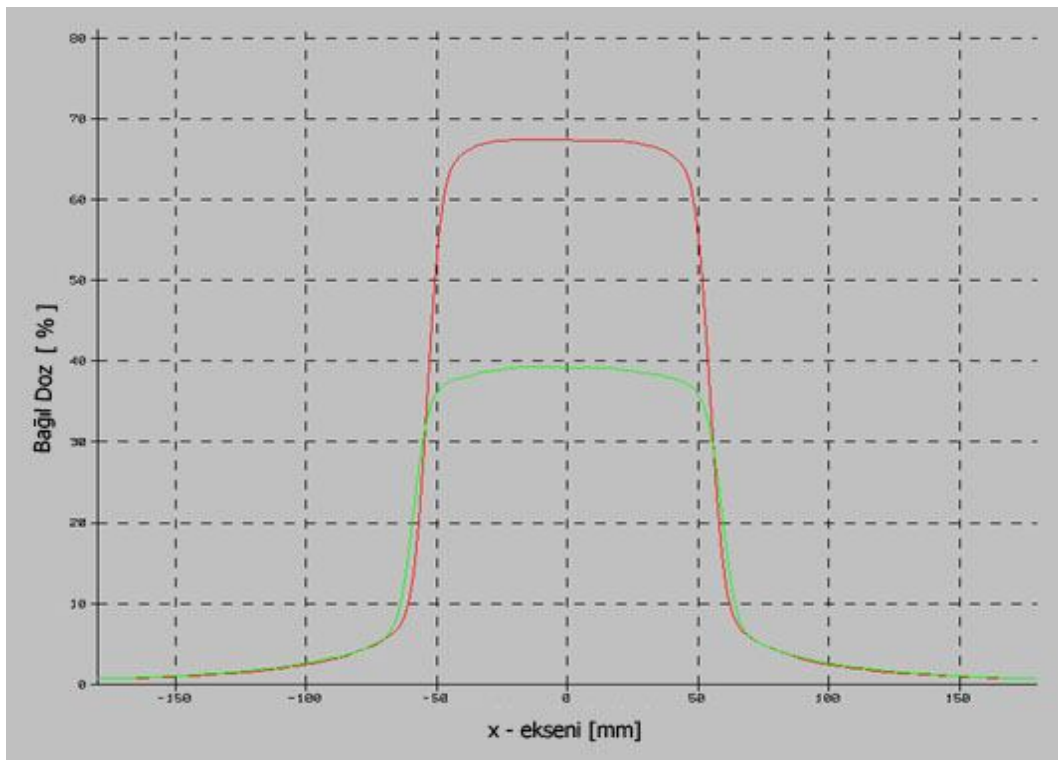
5.2.3. Su Fantomunda farklı alanlarda ölçülen profil sonuçlarına ait bulgular

Çizelge 5.5. 6 MV foton enerjisindeki profil sonuçları

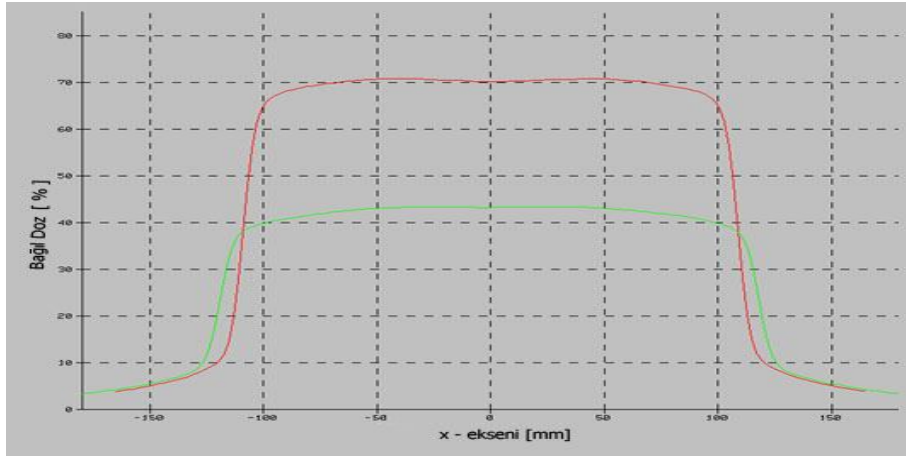
ALANLAR (cm x cm)	6 MV					
	d=100 mm crossline			d=200 mm crossline		
	Simetri	Düzensizlik	Penumbra	Simetri	Düzensizlik	Penumbra
3 x 3	4.9	13.2	7.8	2.5	12.9	8.4
10 x 10	0.5	2.5	9.4	0.6	3.4	11.1
20 x 20	0.1	1.8	10.7	0.4	3.7	15.7



Şekil 5.2. 3 x 3 aa profil



Şekil 5.3. 10 x 10 aa profil



Şekil 5.4. 20 x 20 aa profil

Çizelge 5.6. 18 MV foton enerjisindeki profil sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	18 MV					
	d=100 mm crossline			d=200 mm crossline		
	Simetri	Düzensizlik	Penumbra	Simetri	Düzensizlik	Penumbra
3 x 3	0.8	14.0	8.4	1.3	13.5	9.0
10 x 10	0.7	2.6	9.8	0.6	3.1	10.8
20 x 20	1.1	1.8	10.3	0.8	2.9	13.2

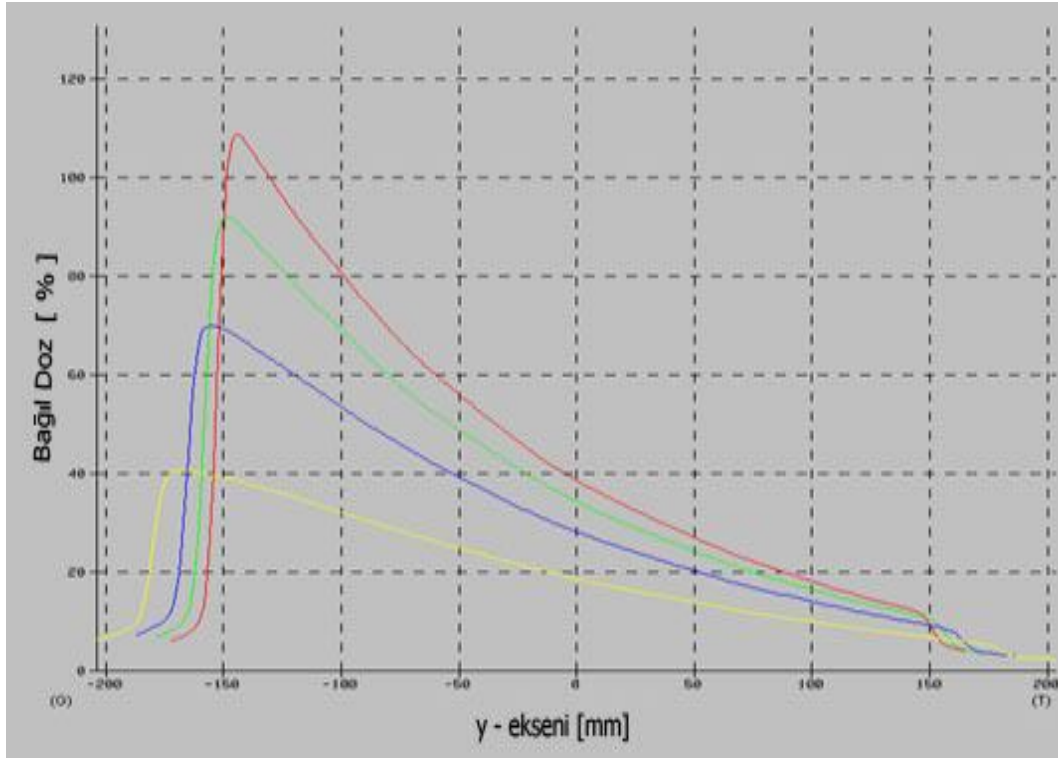
5.2.4. Su fantomunda ölçülen wedgeli profil sonuçlarına ait bulgular

Çizelge 5.7. 6 MV foton enerjisindeki wedgeli profil sonuçları

Alan	6 MV			
	14 mm	50 mm	100 mm	200 mm
30cm x 40cm				
Simetri	104.2	102.1	99.8	93.8
Düzensizlik	62.5	61.5	59.5	55.4
Penumbra	8.8	17.6	YOK	YOK

Çizelge 5.8. 18 MV foton enerjisindeki wedgeli profil sonuçları

Alan 30cm x 40cm	18 MV			
	29 mm	50 mm	100 mm	200 mm
Simetri	105.7	103.5	101.1	97.1
Düzgünlük	61.0	60.9	59.8	57.3
Penumbra	11.6	12.4	YOK	YOK

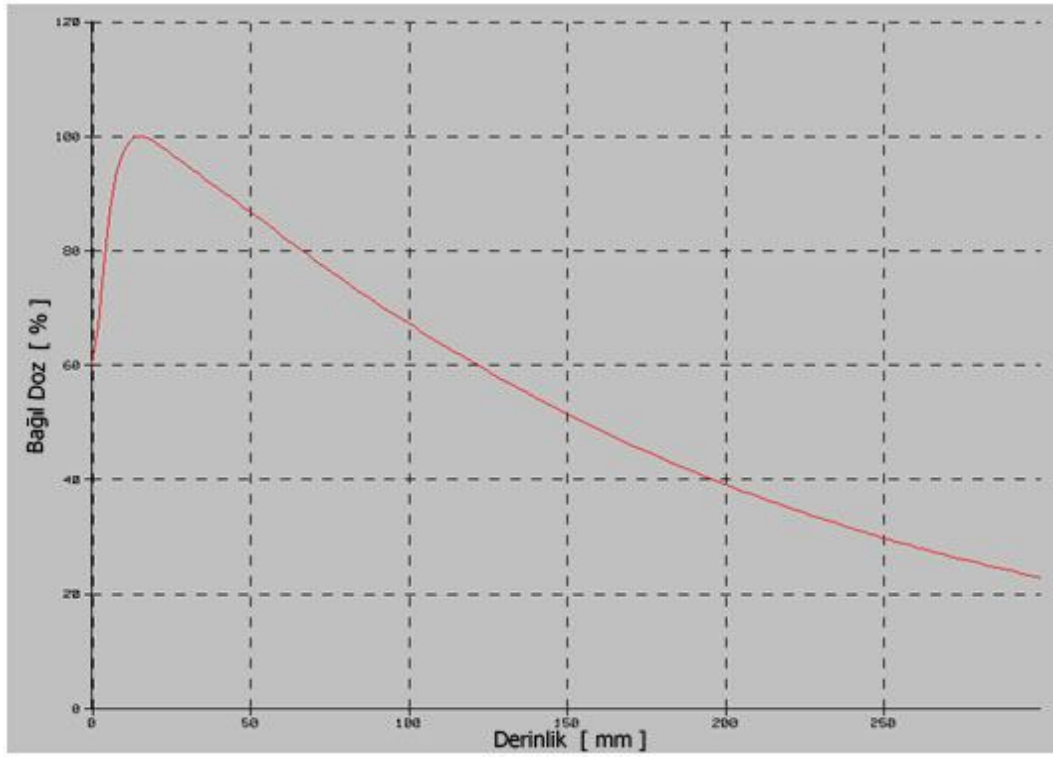


Şekil 5.5. 30 x 40 wedge' li profil

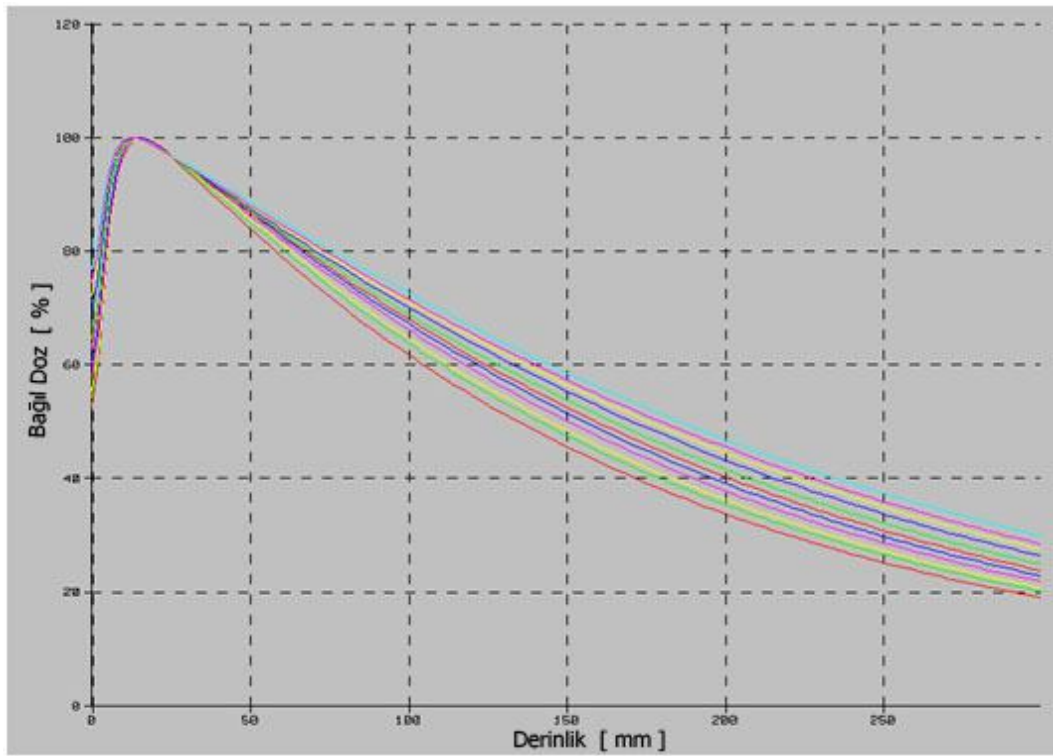
5.2.5. Su fantomunda farklı alanlarda ölçülen % dd sonuçlarına ait bulgular

Çizelge 5.9. 6 MV ve 18 MV foton enerjisindeki %dd sonuçları

ALANLAR (cm x cm)	6 MV ($R_{maks} = 14mm$)			
	R100(mm)	D ₁₀₀ % DD	D _{yüzey} % Ds	D50
3 x 3	15.5	61.6	54.5	83.3
5 x 5	15.5	63.7	56.0	85.0
6 x 6	15.5	64.6	57	85.5
8 x 8	15.5	66.1	59.6	86.1
10 x 10	15.5	67.2	61.8	86.7
12 x 12	13.5	67.9	65.1	86.7
15 x 15	13.5	68.9	66.2	87.1
20 x 20	13.5	70.0	70.6	87.4
25 x 25	13.5	71.0	73.6	87.8
30 x 30	13.5	71.4	76.0	88.0
40 x 40	12.5	72.6	78.2	88.6
ALANLAR (cm x cm)	18 MV ($R_{maks} = 29mm$)			
	R100(mm)	D _{yüzey} % Ds	D50	D ₁₀₀ % DD
3 x 3	31.5	29.8	94.9	75.7
5 x 5	31.5	31.7	95.6	77.0
6 x 6	31.5	33.6	95.8	77.4
8 x 8	31.5	37.0	95.6	77.7
10 x 10	29.5	40.8	95.1	77.9
12 x 12	29.5	42.7	94.6	77.8
15 x 15	27.5	47.4	94.5	78.1
20 x 20	25.5	54.0	93.9	78.2
25 x 25	23.5	58.2	93.7	78.5
30 x 30	23.5	61.5	93.6	78.5
40 x 40	23.5	64.5	93.8	79.0



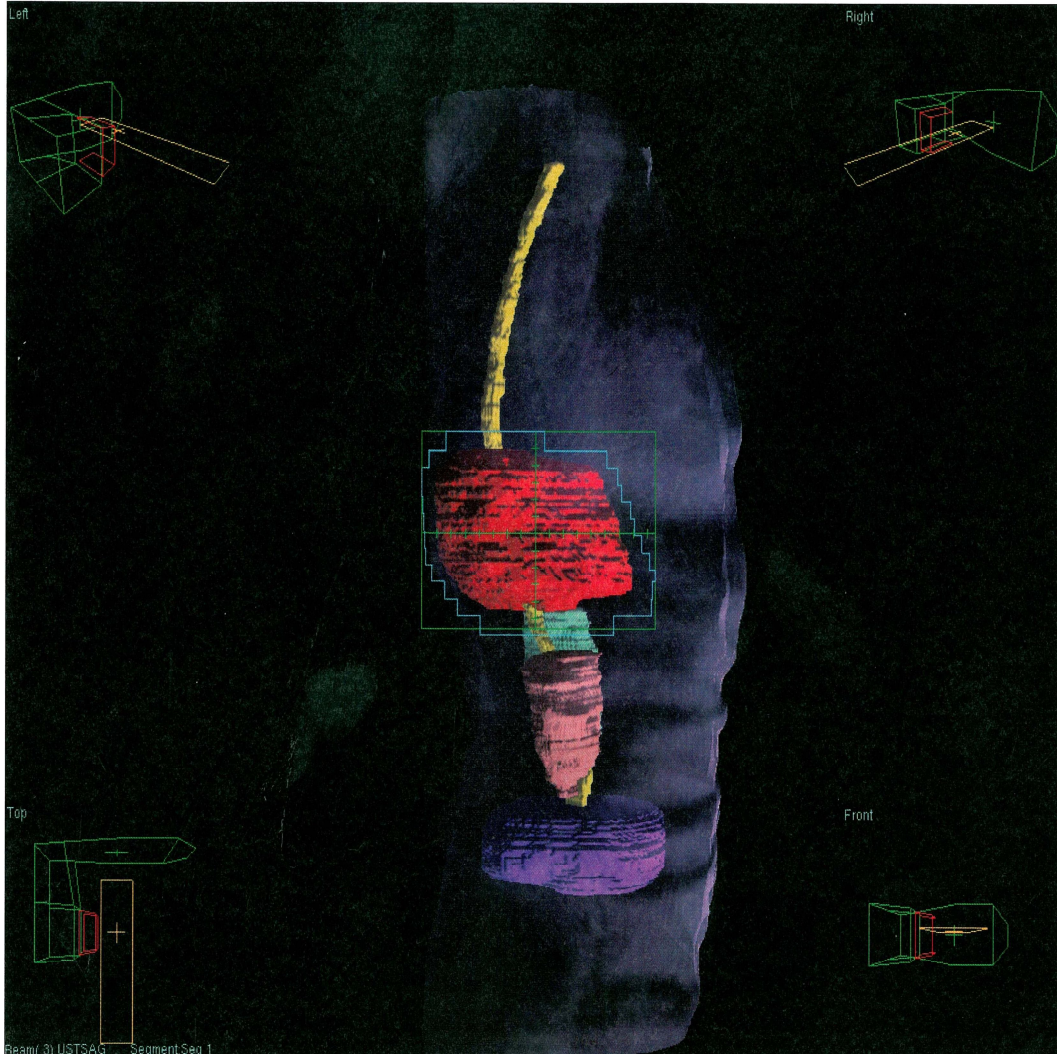
Şekil 5.6. Ydd 10 x 10



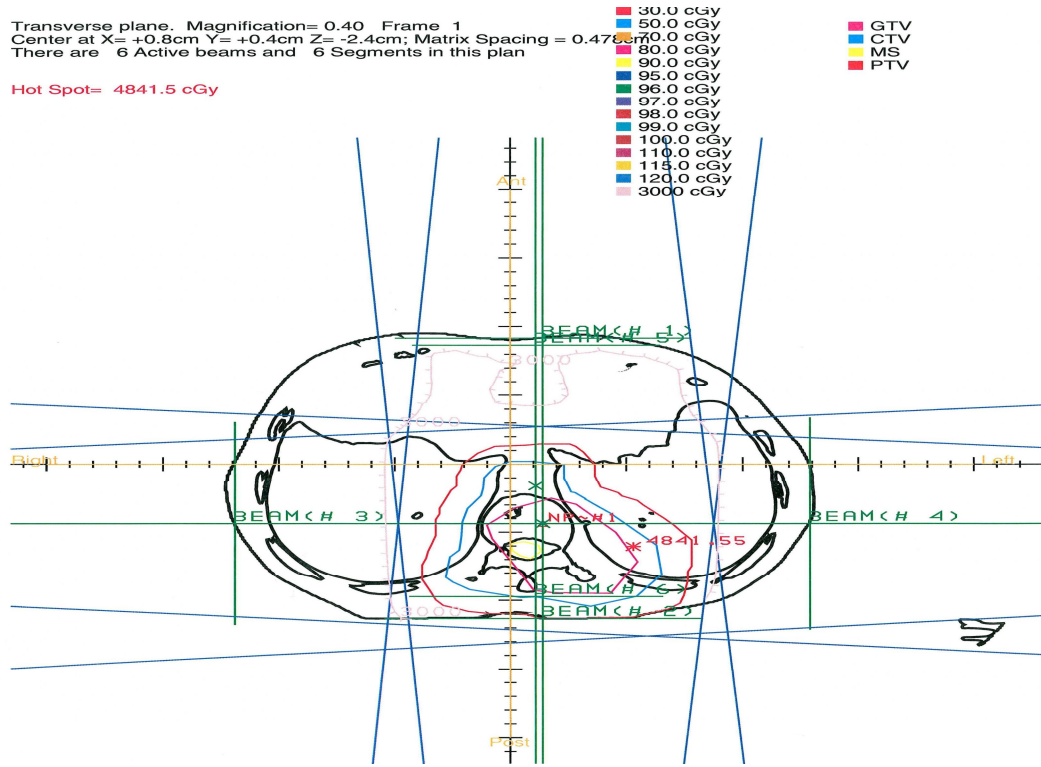
Şekil 5.7. Ydd hepsi

5.3. Örnek Hasta Planlaması

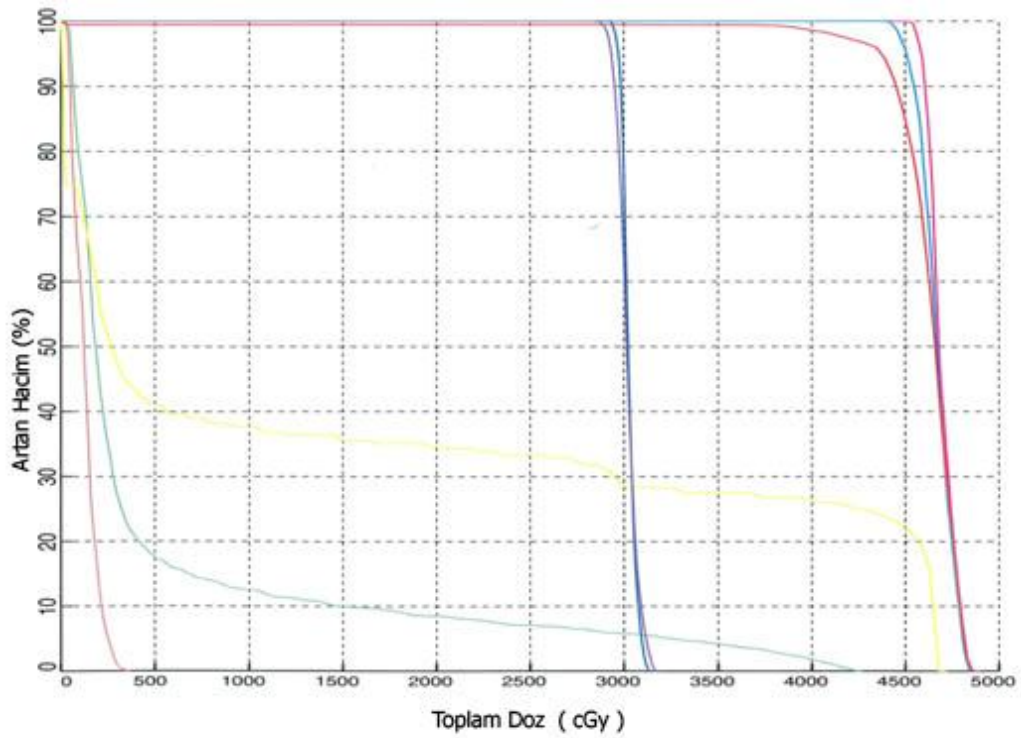
Precise plan tedavi planlama sistemi için gerekli ölçümler alınıp, aktarılmasından sonra, yaptığımız işlemlerin doğruluğunu kontrol amaçlı planlaması yapılmış hastanın, izodoz görüntüleri.



Şekil 5.8. Konformal teknik ile yapılmış bir tedavi planlamasına ait üç boyutlu izodoz görüntüsü



Şekil 5.9. Konformal teknikle yapılmış bir hastanın merkezi kesit görüntüsü



Şekil 5.10. Doz hacim histogramı

6. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

6.1. Fanline Ölçüm Sonucunun Değerlendirilmesi

Tedavi planlama sistemlerinin modellemeler kullanmak suretiyle planlama yaptığı öğrenilmiştir. Modellemelerde, belirli aralıklarla düzlemlerin, bu düzlemleri oluşturan belirli sayıdaki çizgilerin kullanıldığı tespit edilmiştir. Planlama sistemlerinde ortak dil olarak bu düzlemlere “fan plane” bu düzlemleri oluşturan belirli sayıdaki çizgiler de fanline olarak adlandırılmaktadır.

İki boyutlu tedavi planlama sistemlerinde merkezi fan-plane verilerinin modelleme yoluyla merkezden uzaktaki fan-panelere aktarıldığı bilinmektedir. Fanline ölçümlerinin derin doz eğrisi ölçümünün farklı versiyonu olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada, üç boyutlu tedavi planlama sistemleri için alınan fanline verilerinin merkezi düzlem üzerinden, ölçüm dedektörünün yere dik veya paralel hareketleriyle alındığı tespit edilmiştir.

Fanline eğrilerinin, derin doz eğrisinden farklı olarak noktasal kaynaktan su fantomuna gelen fotonların diverjansiyel yolları boyunca ölçülmüştür.

Işınlama alanında fan-paneller arası interpolasyon ve exterpolasyon modellemeleriyle izodoz çizimi ve modelleme yapılmaktadır.

Ancak interpolasyon ve exterpolasyon yapılırken iki boyutlu tedavi planlama sistemlerinde, yere dik hareket edilerek alınan derin doz eğrisiyle, yere paralel hareket ederek alınan profil eğrileri kullanılmaktaydı. Üç boyutlu tedavi planlama sistemleri için alınan fanline ölçümleri fotonların diverjansiyel yolları boyunca rölatif doz eğrisi ölçülmüştür. Bu fanline verileri interpolasyon ve exterpolasyon modellerinde fan-paneller arasında oluşturulacak değerlerin daha doğru olmasını sağladığı anlaşılmıştır.

6.2. Doz Verimin Alana Bağlı Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Verim (out-put) alan boyutuna bağlıdır. Alan bağımlılığı saçılan foton ve elektronlardan dolayı ortaya çıkar. Fantom ve kolimatörden saçılmanın artması nedeniyle alana bağlı olarak artar [1].

Uluslar arası protokollerde, referans alan olarak 10cm×10cm, referans derinlik olarak da 10 MV' dan düşük enerjili fotonlar için 5 cm, 10 MV' dan yüksek enerjili fotonlar için 10 cm kabul edilmektedir [22].

Dozimetrik ve kontrol amaçlı diğer ölçümler referans şartlarda yapılmaktadır. Ancak ışınlama alanları hastalığın durumuna göre kolimatörün açıldığı en küçük alandan, en büyük alana kadar değişebilmektedir. Tedavi planlama sistemleri alanlara bağlı doz verim (out put) değerlerine bağlı fonksiyon adını istemektedir. Bu çalışmada alana bağlı doz verim değerlerinin artan üstel fonksiyon olduğu görüldüğü tespit edilmiştir. Bu tespitin uluslar arası literatürlere de uygun olduğu görülmüştür.

6.3. Profil Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Fanplaneler arasında interpolasyon ve exterpolasyon modellemelerinde profil verilerinin kullanılması büyük önem arz etmektedir. Özellikle ışınlama alanının kenarına yaklaştıkça rölatif doz değeri olarak bilinen profil değerlerinin azaldığı, ışınlama alanının kenarında ise merkezde okunan rölatif doz değerinin yarıya düştüğü görülmüştür. Tedavi planlama sistemi modellemelerinde profil ölçümlerinin düzgünlüğünün, kesinliğinin çok önemli olduğu anlaşılmıştır.

Açık alan ışınlamaları için profil değerleri alındığı gibi, doku esikliğini tolere etmek amacıyla wedge kullanılması durumunda profil değerlerinin farklılaşacağı görülmüştür. Tedavi cihazlarında farklı açılara sahip wedge ler kullanılabilir. Bu durumda her wedge alanı için ayrı profil eğrisi alınması gerektiği anlaşılmıştır. Ancak çalışmamızı yürüttüğümüz doğrusal hızlandırıcı cihazında 60⁰ etiketli

motorize wedge kullanıldığından dolayı bu wedge profilleri alınmıştır. Yaptığım araştırmada wedge açısıyla profil eğrilerinin eğiminin orantılı olduğu görülmüştür.

6.4. Yüzde Derin Doz Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tedavi planlama sistemleri için alınması gereken en önemli ölçümdür. Derin doz eğrileri merkezi düzlem üzerinden alınmaktadır. Derin doz eğrilerinden % derin doz eğrileri elde edilmekte, tedavi planlama sisteminin modellemede ve el (manual) hesaplarında bu değerler kullanılmaktadır. Derin doz eğrisinin enerji düzeyine ve alan büyüklüğüne bağlı olduğu görülmüştür. Bu sonucun literatürle uyumlu olduğu tespit edilmiştir

Modellemelerde merkezi fanplane den alınıp diğer fanplane lerde kullanılan doz değerleri bu % derin doz eğrisinden ibarettir. Bu değerlerin izodoz çizimi, doz ve zaman hesaplarında kullanıldığı görülmüştür.

Her enerji düzeyi ve alan için bulunan % derin doz eğrilerindeki değerlerin karakteristik olduğu görülmüştür. Bulunan bu sonucun literatürle uyumlu olduğu tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Dahlin, H., Lamm, I.L., Landerrberg, T., Levernes, S., Uls, N., "User Requirements on CT. Based Computer Dose Planning Sistem İn Radiation Therapy", *Acta Oncol*, 22-24 (1983).
2. Ordu Altundağ, İ., "Beyin Tümörlerinde Konformal Radyoterapi", Yüksek Lisans Tezi, *Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 1,2 (2008).
3. Yülek, G.G., "Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma", *SEK Yayınları*, Ankara, 101-103 (1992).
4. Krane, K.S., "Nükleer Fizik 1", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 161-175, 192-201 (2001).
5. Arya, A.P., "Fundamentals of Nuclear Physics", *Allyn & Bacon*, USA, 19-40 (1968).
6. Dertinger, H., Jung, H., "Molecular Radiation Biology", *Ed. Springer, V.*, New York, 18 (1970).
7. Gülsoy, U.K., Oyar, O., Yeşildağ, A., Baykal, B., Köroğlu, M., "Tıbbi Görüntüleme Fiziği", *Nobel Tıp Kitabevi*, 7-25 (2003).
8. Hall, E.J., "Radiobiology for the Radiologist", *Lippincott Williams & Wilkins*, London, 45,81 (1972).
9. Johns, H.E., "The Physics of Radiology", *Blackwell Scientific*, USA, 112-356 (1971).
10. Elkind, M.N., Sutton, G.H., Moses, W.B., Alescio, T., Swain, R.W., "*Radiation Res*", USA, 25, 27 (1965).
11. Demir, A., "Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X-ışınlarıyla Kansere Tedavisi", Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5, 49, 90 (2005).
12. Dirican, B., "Radyoterapi Teknikleri", *1.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi TAEK*, Ankara, 3 (2001).
13. Johns, H.E., Cunningham, J.R., "The Physics of Radiology", *Springfield Illions*, USA, 176-180 (1969).
14. Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3nd", Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309 (2003).

15. "Use of Computers in External Beam Radioterapy Produces with High-Energy Photon and Electrons", *ICRU report: 42*, USA, 10 (1987).
16. AAPM, Monography No:15, "*American Institute of Physics*", New York, 211 (1986).
17. Özkan, A.K., "Kraniospinal Işınlama Tekniklerinin Yüzüstü ve Sırtüstü Pozisyonlarda Karşılaştırılması", Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 22 (2005).
18. "SP34 QA Fantom için Kullanıcı Klavuzu", *Mesi Medikal Sistemler A.Ş.*, 8 (2008).
19. "CC13 – S İyonlaştırma Odası Kullanıcı Klavuzu", *Mesi Medikal Sistemler A.Ş.*, 4, 5 (2008).
20. "Tedavi Dozimetre ve Yazılımı", *Mesi Medikal Sistemler A.Ş.*, 9 (2008).
21. "RFA300 Su Fantomu Sistem Kılavuzu", *Mesi Medikal Sistemler A.Ş.*, 7 (2008).
22. "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", *IAEA Technical Reports Series No. 277*, Vienna, 44 (1987).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AKYOL, Fatma
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 03.07.1984 Afyonkarahisar
e-mail : fatma.akyol.03@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü	2009
Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi / Fizik Bölümü	2006
Lise	Afyon YDA Lisesi	2002

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Müzik dinlemek, kitap okumak, örgü örmek, seyahat etmek.