

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**RADYOTERAPİDE METAL PROTEZLERİN TEDAVİ DOZUNA
ETKİLERİ**

SERAP KURT

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. İSMAİL ÖZBAY**


**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

31 / 01 / 2011

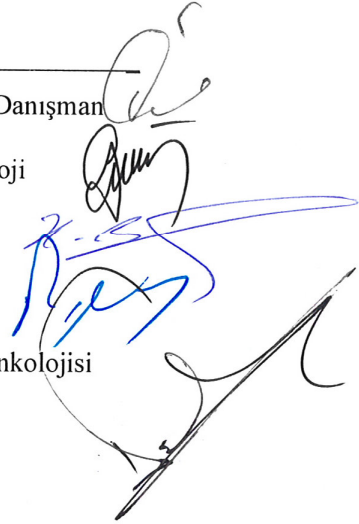

 Prof. Dr. Tamer DEMİRALP
 Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : Tıbbi Radyofizik
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans Doktora
 Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
 Tez Sahibi : Serap KURT
 Tez Başlığı : Radyoterapide Metal Protezlerin Tedavi Dozuna Etkileri"
 Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
 Sınav Tarihi : 14 / 01 / 2011

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Doç.Dr.İsmail ÖZBAY/ İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji/Danışman
- 2.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji
- 3.Prof.Dr.Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji
- 4.Prof.Dr.Rasim MERAL/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Klinik Onkoloji
- 5.Prof.Dr.Esra KAYTAN SAĞLAM/İ.Ü.İst.Tıp Fak./Radyasyon Onkolojisi



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

SERAP KURT

(İmza)



İTHAF

Tüm sevdiklerime ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamın her aőamasında ilgi ve desteğini gosteren danıőmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Doç. Dr. İsmail Özbay'a ve çalıőmama büyük katkısı olan Uzm. Fiz. Nazmiye Dönmez'e, bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan Fiz. Uzm. Dr. Aydın akır'a, Fiz. Uzm. Dr. Murat Okutan'a, tezimin birçok aőamasında yardımlarını esirgemeyen mesai arkadaşlarım Sezgi Turan'a, Derya Yücel'e ve İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü çalıőanlarına, en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİİ
BEYAN	İV
İTHAF	V
TEŞEKKÜR.....	VI
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ	X
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET.....	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Biyomalzemeler ve Özellikleri.....	4
2.1.1. Biyouyumluluk	4
2.1.2. Biyomalzeme Türleri	4
2.1.3. Metalik Biyomalzemeler	4
2.2. Total Kalça Protezi	5
2.3. Medikal Lineer Hızlandırıcılar ve Yapıları.....	8
2.4. Elektromanyetik Radyasyonların Madde ile Etkileşimi	10
2.4.1. Fotoelektrik Olay	11
2.4.2. Compton Saçılımı	12
2.4.3. Çift Oluşumu	14
2.4.4. Koherent Saçılma.....	15
2.5. İyonizasyon Radyasyonun Ölçülmesi.....	16
2.5.1. İyonizasyon Yöntemi	16
2.5.1.1. Silindirik İyon Odaları.....	17
2.5.1.2. Paralel Plan İyon Odaları.....	17
2.5.1.3. Fantomlar	17
2.5.2. Film Dozimetri Yöntemi	19
2.5.2.1. Radyografik Film	19

2.5.2.2. Radyokromik Film	20
2.5.3. Termolüminesans Dozimetre.....	20
2.5.4. Yarı İletken Dedektörler.....	21
2.6. Tedavi Planlama Sistemleri.....	21
2.6.1. Doz Hesaplama Algoritmaları	22
2.6.1.1. Clarkson Metodu.....	23
2.6.1.2. Model-Tabanlı Algoritmalar	23
2.6.1.3. Convolution-Superposition Metodu.....	23
2.6.1.4. Direkt Monte Carlo	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Araç ve Gereçler.....	25
3.1.1. Kalça Protezleri.....	25
3.1.2. Clinac, DBX Lineer Hızlandırıcı	26
3.1.3. Saturn-42 Lineer Hızlandırıcı	27
3.1.4. CIRUS, Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Ünitesi.....	27
3.1.5. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	28
3.1.6. Balmumu-Parafin Karışımı Katı Fantomlar	29
3.1.7. Wellhöfer IC-69 İyon Odası	29
3.1.8. GAFCHROMIC® EBT2 Film.....	30
3.1.9. PTW 10002 Unidos Elektrometre.....	31
3.1.10. Epson 10000 XL Film Tarayıcısı.....	32
3.1.11. XIO CMS Tedavi Planlama Sistemi	32
3.2. YÖNTEM.....	33
3.2.1. Işınlama	33
3.2.2. GAFCHROMIC® EBT2 Film ile Doz Profillerinin Elde Edilmesi	35
3.2.3. Özel Fantomun Simülasyonu ve Bilgisayarlı Tomografi Çekimi	36
3.2.4. Tedavi Planlama Sisteminde Özel Fantomun Doz Değerlerinin İncelenmesi ..	37
3.2.5. İyonizasyon Yöntemi ile Alınan Ölçümler.....	38
4. BULGULAR	39
4.1. İyon Odası Bulguları.....	39
4.2. Film Işınlamalarından Elde Edilen Bulgular.....	46
4.3. TPS Verileri.....	49
5. TARTIŞMA	56

KAYNAKLAR	62
HAM VERİLER.....	65
ÖZGEÇMİŞ	71

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Bazı kalça protez malzemelerinin kütle yoğunluğu ve elemental bileşimi	5
Tablo 2-2: Su yerine yaygın olarak kullanılan fantom malzemelerinin elemental bileşimi, yoğunluğu ve atom numarası.....	18
Tablo 2-3: Doz ölçümü için iyon odasının fantomda enerjiye göre yerleştirilmesi gereken derinlikler.....	18
Tablo 2-4: Gafchromic EBT filmin aktif tabakasının anatomik bileşimi.....	20
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan kalça protezlerinin genel özellikleri.....	25
Tablo 4-1: Protezlerin üç düzleminde ölçülen, dozdaki azalma oranları	39
Tablo 4-2: Co-60 gamma ışınlarıyla 15x10 cm'lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi.....	40
Tablo 4-3: 6 MV foton ışınlarıyla 15x10 cm'lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi.....	41
Tablo 4-4: 15 MV foton ışınlarıyla 15x10 cm'lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi.....	42
Tablo 4-5: Co-60 gamma ışınında, protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir].....	43
Tablo 4-6: 6 MV foton ışınlarında protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir].....	44
Tablo 4-7: 15 MV foton ışınlarında protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir].....	45
Tablo 4-8: TPS'ne göre protezlerin üç düzleminde, 10 cm derinlikte ve üç farklı enerjiyle alınan ölçümlerden elde edilen azalma oranları	49

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Preoperatif pelvis AP grafi ve postoperatif grafi	6
Şekil 2-2: İki taraflı (sağ, sol) kalça protezi uygulanmış bir hastanın pelvik bölgesi BT görüntüsü	7
Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının şematik yapısı	9
Şekil 2-4: Fotonların şiddetinde soğurucu madde kalınlığına bağlı olarak değişme	10
Şekil 2-5: Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi	11
Şekil 2-6: Fotoelektrik olay	12
Şekil 2-7: Compton saçılımı	13
Şekil 2-8: Çift oluşumu	14
Şekil 2-9: Elektron- foton sağanağı.....	15
Şekil 2-10: Koherent saçılma.....	15
Şekil 2-11: Kristal yapının enerji bant gösterimi ve TL oluşumu.....	21
Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan kalça protezleri [a) titanyum (48 mm), b) titanyum (28 mm), c) CoCrMo (28 mm), d) paslanmaz çelik (26 mm)]	26
Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan DBX lineer hızlandırıcı.....	26
Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan Saturn-42 lineer hızlandırıcı.....	27
Şekil 3-4: Çalışmada kullanılan Co-60 teleterapi cihazı	28
Şekil 3-5: RW3 su eşdeğeri katı fantomlar	28
Şekil 3-6: Protezlere göre işlenmiş balmumu-parafin karışımı katı fantomlar.....	29
Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan 0,6 cc iyon odası	29
Şekil 3-8: Gafchromic EBT 2 filmin iç yapısının şematik gösterimi.....	30
Şekil 3-9: EBT2 filminin radyoterapi öncesi ve sonrası absorpsiyon spektrumu.....	31
Şekil 3-10: ‘PTW-Unidos’ elektrometre.....	31
Şekil 3-11: Çalışmada kullanılan Epson 10000 XL film tarayıcısı.....	32
Şekil 3-12: Elde edilen doz profillerinin protez üzerindeki kısımları.....	33
Şekil 3-13: DBX ve Saturn-42 cihazlarında set-up gösterimi	34
Şekil 3-14: Doz profilinin şematik açıklaması.....	35
Şekil 3-15: Özel fantomun BT çekimi	36
Şekil 3-16: a) 6 MV foton enerjisiyle 6 alan tekniği ile pelvis ışınlanması, b) 6 MV foton enerjisiyle 5 alan planı, c) 6 MV foton enerjisiyle wedge’li 5 alan planı, d) 6 MV foton enerjisiyle wedge’li 3 alan tekniği	37

Şekil 4-1: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda Co-60 gamma ışınları ile elde edilen profil eğrileri	46
Şekil 4-2: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda 6 MV foton ışınları ile elde edilen profil eğrileri	47
Şekil 4-3: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda 15 MV foton ışınları ile elde edilen profil eğrileri	48
Şekil 4-4: 6 MV foton enerjisinde, protezlerin 1.düzlemine göre 10 cm derinlikte alınan iyon odası ölçümleriyle TPS hesaplamalarının karşılaştırılması	50
Şekil 4-5: Tedavi planlama sisteminde doz profillerinin oluşturulması.....	51
Şekil 4-6: 3 farklı enerjide Ti (28 mm) alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturululan doz profilleri.....	52
Şekil 4-7: 3 farklı enerjide Ti (48 mm) alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri.....	53
Şekil 4-8: 3 farklı enerjide paslanmaz çelik kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri.....	54
Şekil 4-9: 3 farklı enerjide CoCrMo alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri.....	55

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

- AP: Anteroposterior (önden arkaya uzanan)
- AVN: Avasküler nekroz
- BT, CT: Bilgisayarlı tomografi, computing tomography
- Co-60: Kobalt 60
- DC: Doğru akım
- DRR: Dijital radyografi (Digitally Reconstructed Radiograph)
- DVH: Doz volüm histogramı
- Gy: Gray (Absorbe doz birimi)
- IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)
- Linac: Lineer hızlandırıcı (linear accelerator)
- MV: Mega volt
- MeV: Mega elektron volt
- MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)
- MRI: Manyetik rezonans görüntüsü (magnetic resonance imaging)
- MU: Monitör unit
- OD: Optik yoğunluk (optical density)
- SID: Kaynak izomerkez mesafesi (source isocenter distance)
- SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)
- SSDL: İkinci derece satandart dozimetre laboratuvarı
- Tiff: Resim dosyası formatı (tagged image file format)
- TKP: Total kalça protezi
- TPS: Tedavi planlama sistemi
- TLD: Termoluminesans dozimetri
- % DD: Yüzde Derin Doz

ÖZET

Kurt, S. Radyoterapide Metal Protezlerin Tedavi Dozuna Etkileri. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul (2011).

Pelviste yerleşimli malign bir hastalığı olan ve kalça protezi bulunan bir hastada yüksek enerjili ışınlarla yapılan radyoterapide protezin tedavi volümünde meydana getireceği doz inhomojenitesi kaçınılmaz bir gerçektir. Bu çalışmanın amacı, radyoterapide metal protezlerin doz dağılımına etkilerini araştırmaktır.

Çalışmamızda 4 adet kalça protezi kullanılmıştır. Her protez farklı bir kalıpta olacak şekilde balmumu-parafin karışımı doku yoğunluğuna yakın fantomların içerisine yerleştirilmiştir. Co-60 gamma ışınları, 6 MV ve 15 MV x-ışınları kullanılarak bu protezlerin dozda meydana getirdikleri değişiklikler incelenmiştir. Protezlerin sebep olduğu azalma oranlarının tayini ise film ve iyonizasyon yöntemiyle belirlenmiştir. Ayrıca elde edilen profil bilgileri ile TPS'nin yüksek elektron yoğunluklu bu malzemeler için vermiş olduğu profil sonuçları karşılaştırılmıştır. Metal protezlerin yoğunluğuna ve tedavi alanının merkezine bağlı olarak dozdaki maksimum değişim; 15 MV x-ışınları için %30.2, 6 MV x-ışınları için %34.1 ve Co-60 gamma ışınları için %37.8 bulunmuştur. Protezin arkasında; derinlikle dozdaki azalma yüksek enerjili ışınlarda, Co-60 ışınlarına göre daha az olmaktadır. Ayrıca düşük elektron yoğunluklu titanyum protezlerin, paslanmaz çelik ve diğer alaşımli protezlere göre her üç ışın enerjisinde, dozda daha az değişime sebep oldukları belirlenmiştir.

Kalça eklemi yerine kalça protezi yerleştirilmiş bir hastanın radyorapiye ihtiyaç duyması durumunda tedavi planlaması yapılırken, pelvik alanın içinde bulunan dokuya oranla yoğunluğu çok fazla olan bu protezlerin doz dağılımlarında olumsuz etkiler meydana getirdiği gözlenmiştir. Kalça protezli hastaların tedavi planı oluşturulurken kalça protezinin sebep olacağı doz kayıplarının göz önünde bulundurulması ve protezlerin tedavi volümünü gölgelemesinden kaçınılamadığı zaman ise, tedavi planlamasının inhomojenite düzeltilmesi yapılarak değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler : Radyoterapi, kalça protezi, tedavi planlama sistemi (TPS)

ABSTRACT

Kurt, S. Effects of Metal Prostheses on Treatment Dose on Radiotherapy. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. Istanbul (2011).

In radiotherapy applications which is applied to a patient who has a malign disease located at pelvis and also have a hip prosthesis, the influence of the prosthesis on dose distribution is inevitable. The aim of this study is to examine the effect of such prostheses on dose distribution on radiotherapy.

In this study, four different kind of hip prosthesis were used. Every hip prosthesis was put into tissue-like mixture: wax-kerosene, each for one mold. The possible dose distribution occurs by the hip prosthesis were examined under Co-60, 6 and 15 MV beam qualities. The reductions over the prescribed dose profile due to the prosthesis were measured using film and ionization methods. Furthermore, the measured results were compared with the given profiles by the TPS for the items with high electron density. The biggest changing over the verified dose distributions in according to the densities of the metal implants and the center of the treatment fields was; for 15MV x-ray beams 30.2%, for 6 MV x-ray beams 34.1% and for Co-60 gamma rays 37.8%. The decline on the dose density just behind the prosthesis is more on Co-60 gamma rays rather than the higher energies. In addition, it is clear that the effects of the titanium prosthesis with low electron densities on the dose distributions under the both 3 mentioned beam qualities are also less than the stainless steels and other kind of materials which the prosthesis are made of.

It is also observed that some distributions are been occurring over the dose volume histogram in such a situation of an obligation of a radiotherapy treatment to a patient who has a hip prosthesis instead of the real hip joint, due to the higher electron densities of the prosthesis than the normal tissues. The reached conclusion by this study is the obligation of taking the possible reduction over the dose density and making the necessary correction for the spatial inhomogeneity in case of inability of avoiding the interference, due to the hip prosthesis, into the account while preparing the treatment plans of the patients with hip prosthesis

Keywords: Radiotherapy, hip prosthesis, treatment planning system (TPS)

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tarih öncesi çağlarda başlayıp, yaşadığımız yüzyılda daha da ivme kazanan teknoloji, yeni buluş ve icatların kaynağı olmuştur. Günümüzde gelişen teknolojiyle birlikte, önemli çalışmalar yapılan bir bilim dalı da “Biyomalzeme Bilimi” dir.

Gün geçtikçe önemi ve uygulama alanı artan biyouyumlu, güvenilir ve etkin olan biyomalzemeler, insan vücudundaki organ ya da dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut sıvıları ile temas halindedirler. Bu nedenle biyomedikal ürünlerde kullanılacak malzemelerin, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilmeleri ve yan etki oluşturmamaları için yoğun çaba harcanmaktadır.

Bilimsel anlamda yeni bir kavram olmasına karşın, uygulamada biyomalzemelerin kullanımı, tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Altın’ın diş hekimliğinde kullanımı 2000 yıl öncesine kadar uzanmaktadır. Bronz ve bakır kemik protezlerinin kullanımı, milattan önceye kadar gitmektedir. Bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu protezlerin kullanımına devam edilmiş, daha sonra ise çeşitli yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir (9).

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal, “Vanadyum Çeliği” olup, 1938 yılında üretilmiş ve kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. 1960’lara kadar kullanılan bu protezler, korozyona uğradığında ciddi tehlikeler oluşturmuştur. 1972’de alümina ve zirkonya, herhangi bir biyolojik olumsuzluk oluşturmaksızın protezlerde kullanılmaya başlanmış, ancak inert yapıdaki bu seramiklerin dokuya bağlanmaları zayıf olduğundan birtakım sorunlarla karşılaşmıştır. Günümüzde ise birçok biyomedikal malzeme vücudun 40’dan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmakta ve her geçen gün biyomalzeme biliminde büyük gelişmeler kaydedilmektedir (10).

Pelvik bölge ışınlama endikasyonu olan kalça protezli hastalarda radyoterapi planlaması bu alanda uğraşan fizikçilerin ve doktorların sıklıkla karşılaştıkları bir problemdir. Işınlanacak bölgedeki protez radyasyon dozunun homojen dağılımını

etkileyebilir, protezle doku arasındaki yoğunluk farkı nedeniyle dokularda yüksek ya da düşük doz alanlarına yol açabilir. Bu sebeple kalça protezlerinin radyoterapi doz dağılımına etkisi birçok çalışmada değerlendirilmiştir. Bu çalışmalarda ışınlama sonrası dozimetrik ölçümler yapılarak, sabit bir alanda alınan ölçümlerde kalça protezi arkasında nispeten küçük bir bölgede belli bir doz azalmasının olduğu ve bu doz azalmalarının farklı protezlerde, farklı oranlarda olduğu belirtilmiştir (1). Özellikle mesane, prostat, rektum, serviks gibi tümörlerin radyoterapisinde, pelvik alanın içinde bulunan protez ya da protezlerin göz önünde bulundurularak ışın düzenlemesinin olması gerektiği üzerinde durulmuştur.

Bu çalışmada amaç; metal protezli (özellikle kalça protezli) olguların ışınlamalarında, metal protezlerin yarattığı inhomojenitenin, doz dağılımlarında meydana getirdiği değişiklikleri ve protezin dokuyla olan birleşim yüzeylerindeki dozu araştırarak tedavi planlamasına ışık tutmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Radyoterapi, iyonizan ışın ya da atom partiküllerinin kanser ve nadiren kanser dışı hastalıkların tedavisinde kullanıldığı bir tedavi yöntemidir (3). Radyoterapinin genel amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek ve bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve kanserli hasta sağ kalımını uzatmaktır. Kısaca; çok fazla yan etkiye yol açmadan kanseri bölgesel olarak yok etmektir. Radyoterapi bu amaç için iyonlayıcı radyasyonları kullanır. İyonlayıcı radyasyonlar:

- Elektromanyetik radyasyonlar (x ışınları, γ ışınları)
- Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar, nötronlar, negatif pimesonlar, yüksek enerjili ağır iyonlar) şeklindedir.

Radyasyon ya doğrudan DNA zincirlerini kırarak hücreyi hasara uğratar ya da içinden geçtiği ortamdaki suyu iyonlaştırarak bir tür hücre zehri etkisi gösteren hidroksil molekülleri ve peroksitler oluşturarak dolaylı hasar oluşturur. Tümör hücreleri normal hücrelerden daha hızlı bölünürler. Bu hızdan dolayı dirençleri düşer ve radyasyondan daha fazla etkilenirler. Tümör hücreleri hızlı bölünüp çoğaldıkları için radyasyon hasarı etkisi fazla olmaktadır ve onarım ortamı az olduğundan kendilerinde meydana gelen hasarı tamir etmeleri normal dokulara göre daha azdır. Tedavi alanı içindeki normal hücreler de bu ışınlardan kötü etkilenseler bile, onların kendilerini onarma yetenekleri vardır. Dolayısıyla radyasyona bağlı normal doku hasarı çoğu kez geçicidir. Muhtemel yan etkilerden olabildiğince kaçınmak amacıyla radyoterapide verilmesi planlanan toplam doz, seanslara bölünerek verilir. Genellikle haftanın beş günü günde bir seans şeklinde uygulanır ve hafta sonu hastanın dinlenmesi öngörülür. Böylece normal hücrelerin iyileşmesine de fırsat tanınmış olur.

İyonizan radyasyonların (küratif), diğer tedavilerin etkinliğini güçlendirme (adjuvan), hastalığa bağlı ağrı, kanama gibi sıkıntıların giderilmesi (palyatif) ve koruyucu (profilaktik) amaçlı uygulamaları vardır. Bu sebeplerden dolayı radyoterapi, modern kanser tedavisinde kullanılmış, hatta tedavinin temel taşlarından biri olmuştur.

2.1. Biyomalzemeler ve Özellikleri

2.1.1. Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliği olup, vücut ile uyuşabilirlik olarak tanımlanabilir. Biyomalzemeler, kendilerini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb.) oluşturmeyen malzemelerdir. Bazı araştırmacılar, biyouyumluluk terimini biraz genişleterek, biyomalzemenin yapısal ve yüzey uyumluluğunu ayrı ayrı tanımlamışlardır. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur (9).

2.1.2. Biyomalzeme Türleri

Biyomalzemeler; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere 4 gruba ayrılırlar. Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyomalzemeleri sert doku yerine kullanılacak biyomalzemeler ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olarak iki grupta toplamak mümkündür. Ortopedik ve diş protezleri, genelde birinci grup kapsamına giren metal ve seramiklerden hazırlanırken, kalp damar sistemi ve genel plastik cerrahi malzemeleri, polimerlerden üretilmektedir (9).

2.1.3. Metalik Biyomalzemeler

Biyouyumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salınımı gibi dezavantajlarına rağmen, kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan; titanyum ve titanyum alaşımları, paslanmaz çelikler, altın, kobalt gibi metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı büyüktür. Bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer yandan yüz-çene cerrahisinde, diş implantında ya da kalp-damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, kateter, vana ve kalp kapakçığı olarak da kullanılmaktadır.

Metalik biyomalzemeler içerisinde fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren titanyum, paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir (Tablo 2-1). Son yıllarda titanyum ve titanyum alaşımlarının, medikal ve

dental uygulamasında ciddi bir artış görülmektedir (11). Titanyumun diğer metal biyomalzemelere göre avantajları şu şekildedir:

- Manyetik olmadığından, MR için uyumludur.
- Uzun süreli implantasyonda (deri içine yerleştirme) en iyi biyouyumluluk.
- Enjekte edilen maddelerle birlikte, kimyasal reaksiyona girme olasılığı en azdır.
- Yoğunluğu düşük olduğundan dolayı, hafif ağırlıktadır.
- Hipoalerjiktir.

Tablo 2-1: Bazı kalça protez malzemelerinin kütle yoğunluğu ve elemental bileşimi

	Ti-alaşımı $\rho=4.48 \text{ g/cm}^3$	Paslanmaz çelik $\rho=6.45 \text{ g/cm}^3$	Co-Cr-Mo alaşımı $\rho=8.20 \text{ g/cm}^3$		
Ti	89.17	Fe	62.72	Co	61.90
Al	6.20	Cr	21.00	Cr	28.00
V	4.00	Ni	9.00	Mo	6.00
Fe	0.30	Mn	3.60	Mn	1.00
O	0.20	Mo	2.50	Si	1.00
C	0.008	Si	0.75	Fe	1.00
N	0.05	N	0.43	Ni	0.75
				C	0.35

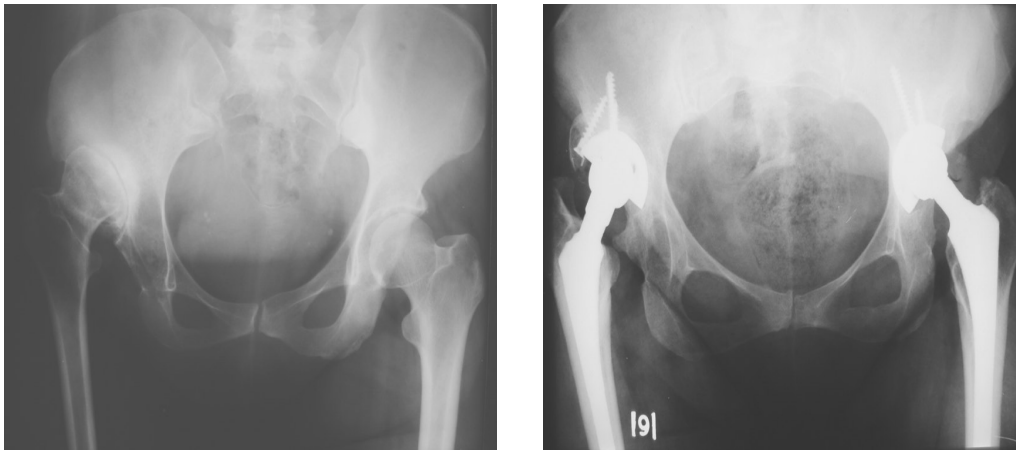
2.2. Total Kalça Protezi

Hareket, organizmada yer alan sistemlerin yeterli düzeyde işlev görebilmesi ve bireyin gereksinimlerini karşılayabilmesi için en temel unsurdur. İnsan sağlığı, hareket yeteneğinin uygun şekilde kullanılmasıyla yakından ilişkilidir. Kas-iskelet sisteminin yapı ve işlevlerini bozan her durum, hareket fonksiyonunu olumsuz yönde etkilemektedir. Bireyin hareketini önemli ölçüde bozan durumlardan birisi, kalça eklemde meydana gelen yapısal ve işlevsel bozukluklardır. Uzun süreli tıbbi tedaviye yanıt vermeyen, ciddi kalça ağrısı ve hareket kısıtlılığının olduğu durumlarda hastaya total kalça protezi (TKP) uygulanmaktadır (18). Total kalça protezi, kalça eklemi ileri

derecede hasar görmüş hastalarda, hasarlı eklem yapay bir eklemle değiştirilmesi ameliyatıdır. TKP genelde 3 gereksinimle yapılır.

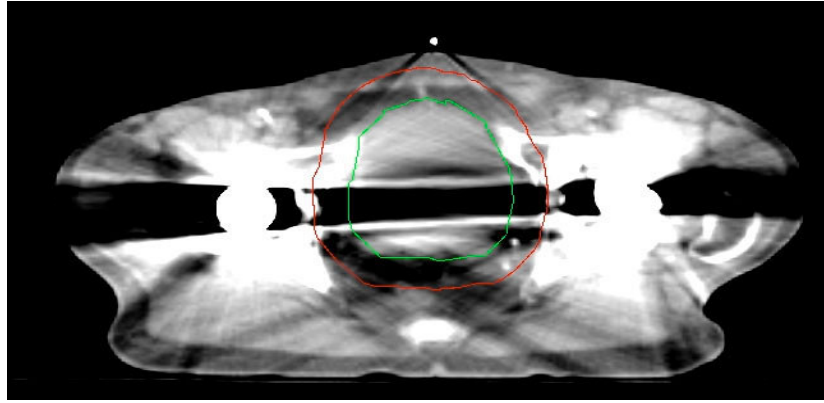
- Kalça kırıkları: Kalçanın boyun çevresi kırıklarının bir kısmı kaynama özelliğine sahip değildir. Bu nedenle kırık parçanın ameliyatla çıkarılması ve kalça fonksiyonlarının devamı için protez yapımı gerekir.
- Avasküler nekroz (AVN): Kalça eklemine baş kısmını besleyen damar yapının bir kısmının fonksiyonunu kaybederek başın canlı bölümünün ölmesi ve sonrasında buranın çökmesidir.
- Kalça kireçlenmesi: Kalçadaki kireçlenmeye bağlı rahatsızlıkların hastanın hayat standardını düşürmesidir.

Kalça protezi; paslanmaz çelik, titanyum, titanyum bazlı alaşımlar veya kobalt krom bazlı alaşımlardan imal edilen ana parçalar ile bunların eklemleştigi yerde plastik, metal veya seramik ara parçalardan oluşur. Kalça protezi kemiğe iki şekilde tutturulabilir. Kemik kalitesi çok iyi olmayan hastalarda, protezin, kemik çimentosu adı verilen bir dolgu maddesi yardımıyla kemiğe sıkı tutunumu sağlanır. Bu tip protezlere çimentolu kalça protezi adı verilir. Diğer yöntem ise özellikle malzeme ve mühendislik bilimlerinin gelişmesine paralel olarak son senelerde biraz daha öne çıkan çimentosuz tipte tutunan protezlerdir. Burada protez yüzeyleri değişik tekniklerle pürüzlü hale getirilmekte ya da kemiğin proteze yapışmasını sağlayacak özel maddelerle kaplanmaktadır. Böylece protez herhangi bir dolgu maddesi kullanmaksızın doğrudan kemiğe bağlanabilmektedir. Bu tip protezlere ise çimentosuz kalça protezi adı verilir. Şekil 2-1’de ameliyat öncesi bir hastanın röntgen görüntüleri ile her iki kalça eklemi yerine total kalça protezi uygulanmış bir hastanın röntgen görüntüleri gösterilmektedir.



Şekil 2-1: Preoperatif pelvis AP grafi ve postoperatif grafi

1960 yılında ilk kez uygulanan protezler ile günümüz teknolojisiyle yapılan protezler arasında materyal, teknoloji ve cerrahi teknik açısından gelişme anlamında büyük farklılıklar vardır. Önceleri sadece metal ve plastik arayüzden oluşan protezlere, günümüzde metal-metal ve metal-seramik arayüzler eklenmiştir. Bu yeni maddelerin aşınma özellikleri daha üstündür ve plastik arayüzlü protezlere göre daha uzun süre dayanmaları beklenir. Bu sayede daha genç hastalarda da uygulama alanı ortaya çıkmaktadır. Bununla beraber uygun cerrahi teknik ve modern protez tasarımları kullanılarak yapılan kalça protezlerinin ömrü günümüzde 15-20 yıla kadar uzamıştır. Ayrıca, MR uyumlu olmaları protezlerin tercihi açısından son derece önemli bir özelliktir.



Şekil 2-2: İki taraflı (sağ, sol) kalça protezi uygulanmış bir hastanın pelvik bölgesi BT görüntüsü

Radyoterapide tedavi planlamasının asıl amacı tümör hacmine istenilen homojenitede radyasyon dozu verirken, etraftaki sağlam dokuların minimum derecede hasar görmesini sağlamaktır. Kalça protezli bir hastanın tedavi planı yapılırken kalça protezlerinin insan dokusundan çok daha yoğun, yüksek atom numaralı maddeler olmalarından dolayı, ışınların implantla birleşim yüzeylerinde hedef volüm gölgelenir ve doz dağılımı kötü anlamda etkilenir. Bir kalça protezi olan hastanın radyoterapi planlaması yapılırken standart veya standart olmayan çeşitli plan tekniklerine başvurulabilir. Ancak iki taraflı protezi olan hastalarda tedavi planlaması yapılırken çok fazla plan seçeneği yoktur. Çünkü hedef volüm çevresinde ışınların hedefini tehlikeye düşürebilecek kısıtlamalar ve organların doz artışına sebep olabilecek riskler söz konusudur (19). Şekil 2-2'de iki kalça protezi olan bir hastanın BT görüntüsü ve hedef volümün protezler nedeniyle gölgelenmesi gösterilmektedir. Bu anlamda total kalça protezi olan hastaların radyoterapisinde kullanılan tedavi planlama tekniği, kalça

protezlerinin yoğunluğu, hedef hacmin derinliği, hastanın tedavisi için önemli olgulardır.

2.3. Medikal Lineer Hızlandırıcılar ve Yapıları

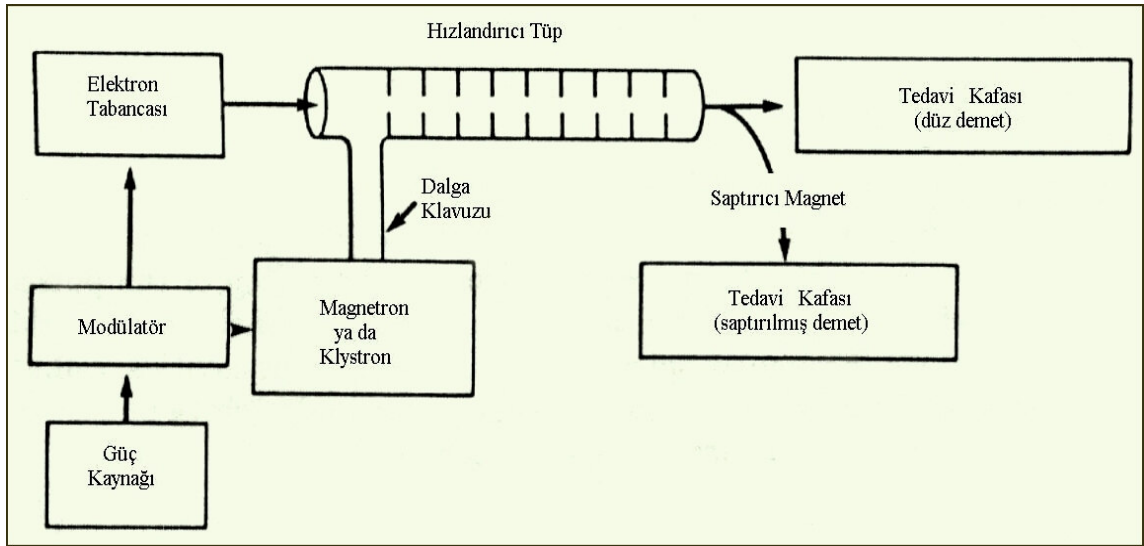
X-ışınlarının Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından bulunmasına paralel olarak Fransız bilim adamı Becquerel, doğada bulunan uranyum madeni üzerindeki gözlem ve araştırmaları sonucunda radyoaktiviteyi 1896 yıllarında tanımlamıştır. Radyoaktivitenin tanımlanmasından birkaç yıl sonra Marie ve Pierre Curie uranyum madeninden polonyum, radyum ve diğer radyoaktif elementleri izole etmişlerdir. İyonizan radyasyonun biyolojik etkilerinin fark edilmesi ve hücreler üzerinde öldürücü etkilerinin bulunması üzerine, radyoterapi, başta kanser olmak üzere çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanılmış, kanserli bir hastada radyoterapiye bağlı kür ilk defa 1899'da rapor edilmiştir (3).

1903 ile 1910 yılları arasında radyum çeşitli radyoterapi merkezlerinde cilt lezyonlarının tedavisinde ve habis tümörlerin tedavilerinde mold, implant ve kavite içi aplikasyonları şeklinde kullanılmış ve bu konuda geniş tecrübeler elde edilmiştir. Amerikalı bilim adamı Coolidge 1913'de ısıtılmış katotlu x-ışını tüpünü icat ederek (Coolidge tüpü), ortavoltaj x-ışını tedavi ünitelerinin yapılmalarında öncü olmuştur. 1934'de Joliot Curie, herhangi bir elementin atom çekirdeği, çekirdek içi parçacıklarla bombardıman edildiğinde radyoaktif özellik kazanacağı ve radyoaktif madde olacağını bildirerek, artifisyonel radyoaktiviteyi tanımlamış, bu buluşu sayesinde birçok radyoaktif madde yapay olarak elde edilmiştir (3).

Radyoaktif Co-60 tedavi ünitesinin 1951'de Kanada'da geliştirilmesiyle, megavoltaj ışınlarla teleterapi tedavi dönemi başlamış ve daha derindeki dokulara tümörü sterile edebilecek ışın dozları, cildin kısıtlanması olmadan uygulanabilmiştir.

1953'de diğer megavoltaj ışın üreten lineer hızlandırıcılar geliştirilmiş, tedavi amaçlı lineer hızlandırıcı ilk defa İngiltere'de kullanılmıştır. Megavoltaj ve süpervoltaj tedavi ünitelerinin radyoterapi merkezlerinde rutin olarak kullanılmasıyla toraks ve batın içindeki derin dokulardan kaynaklanan habis tümörlerin tedavilerinde başarılar sağlanmış, küçük oranlarda kürler elde edilmiştir. Son otuz yıl içinde lineer hızlandırıcıların yapılarında da teknik gelişmeler olmuş, konformal radyoterapi tedavi üniteleri geliştirilmiştir (3).

Lineer hızlandırıcılar yapılarına göre hareketli dalga hızlandırıcıları ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki çeşittir. Hareketli dalga hızlandırıcılarının dizaynı duran dalga hızlandırıcılarından farklıdır. Bu tarz hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitirici veya 'dummy'e gereksinim vardır. Böylece dalganın geri yansımaları önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansıması sağlanır. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar oluşturulur. Bu hızlandırıcı hareketli dalga hızlandırıcıdan daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalı olup bir sirkülasyon veya izolatör kullanılması gerektirir. Bu izolatör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasında konur.



Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının şematik yapısı

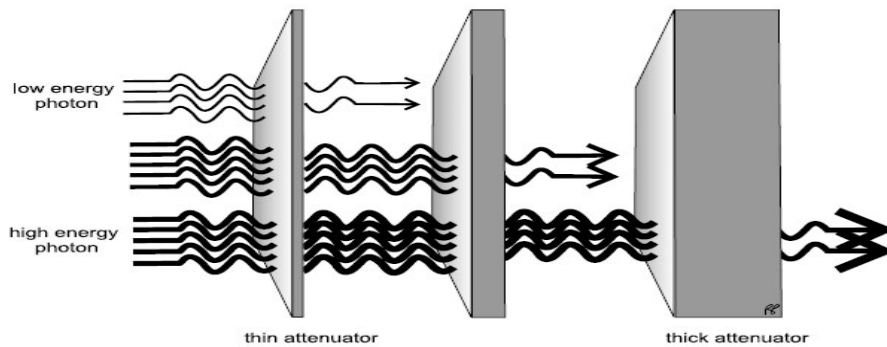
Genel olarak bir linak yapısı Şekil 2-3'deki gibidir. Güç kaynağı (power supply) modülatöre DC (doğru akım) sağlar. Modülatör ise pulse şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Modülatördeki yüksek voltajlı pulslar birkaç mikro saniyelik düz DC pulslardır. Bu pulslar eş zamanlı olarak elektron tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli aperey diyaframları tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı vakum yaratmak için havası boşaltılmıştır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup elektromanyetik dalgayla teması sonucu yüksek enerjilere yükseltirler. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletme için manyetik fokuslayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir.

Elektronlar çıkışta yaklaşık 3 mm çapına sahiptirler. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı tungsten'den yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup odaya zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar genelde 270, bazen de 90 derece saptırılarak hedefe çarptırılır. Işınlardan hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur.

2.4. Elektromanyetik Radyasyonların Madde ile Etkileşimi

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri ‘elektromanyetik radyasyon’ olarak adlandırılır. Elektromanyetik radyasyon olarak x-ışınları , gamma ışınları ve bremsstrahlung radyasyonları düşünülür. Gama ve x-ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına gelmek üzere bu radyasyonların birim elemanına foton adı verilmiştir.

Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rast gele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak absorblanabileceği gibi saçılma da uğrayabilirler. X-ışınları madde ile etkileştiği zaman, birkaç farklı olay meydana gelebilir. Bunlardan en önemlileri; fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşumu ve koherent saçılmadır. Bu etkileşmeler fotonların iki önemli özelliğini açıklar. Bunlardan birincisi fotonların madde içerisinde yüklü parçacıklarla karşılaştırıldığında daha uzun mesafelere penetrasyonu, ikincisi ise belli bir kalınlıktaki malzemeyi geçince fotonların enerjilerinde bir azalma meydana gelmemesi, sadece şiddetinde azalmanın olmasıdır (20).

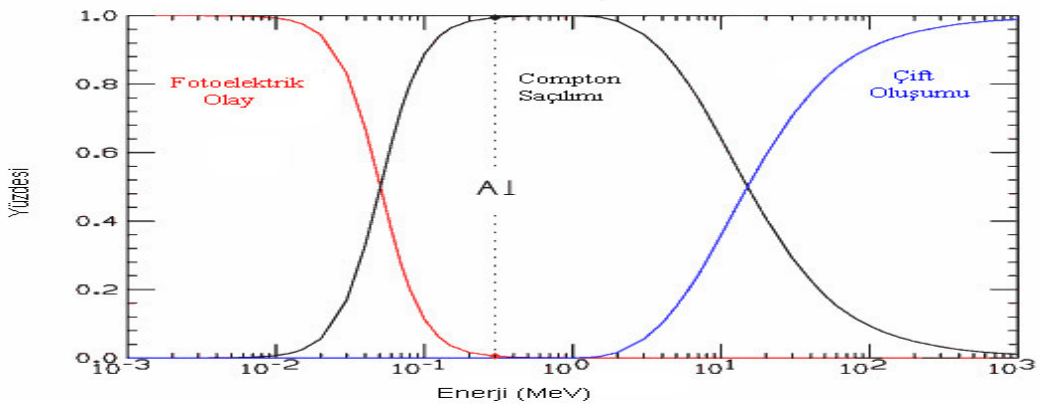


Şekil 2-4: Fotonların şiddetinde soğurucu madde kalınlığına bağlı olarak değişme

Fotonların şiddetlerindeki meydana gelen bu azalma, kalınlığın fonksiyonu olarak eksponansiyel olacaktır.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2-1)$$

Burada I_0 gelen fotonların şiddeti, x soğurucunun kalınlığı ve μ lineer soğurma katsayısı olup içerisinde geçtiği maddeye ve radyasyon enerjisine bağlıdır, etkileşmenin toplam tesir kesitini yansıtır. Şekil 2-5'de fotonun alüminyum ile etkileşimi gösterilmektedir (23).



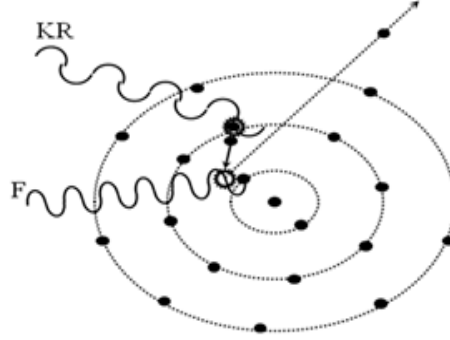
Şekil 2-5: Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi

2.4.1. Fotoelektrik Olay

X-ışını bir atoma girdiğinde bu tür etkileşim meydana gelir ve tüm enerjisini iç kabukta bulunan bir elektrona aktararak onun yörüngesinden dışarı atılmasına neden olur. Dışarı atılan elektron fotoelektron olarak adlandırılır (Şekil 2-6). Fotoelektronların enerjileri dokudan çıkamayacak kadar küçüktür. Elektron kabuğundaki boş kalan yer, bir dış kabuk elektronu tarafından doldurulur ve enerjisi kabuğunun seviyesine ulaşır. Böylelikle bu atomun bağlanma enerjisine bağlı olan düşük enerjili karakteristik bir foton üretilir. Vücut dokularındaki mevcut bağlanma enerjileri çok düşük olduğundan ortaya çıkan fotonun vücuttan kurtarılması mümkün değildir.

Tüm pratik amaçlar için, x-ışını fotonun enerjisinin tamamı maddenin atomu tarafından soğurulur. Bu yüzden saçılma ışınımı yoktur. Teşhise yönelik radyolojide fotoelektrik soğurulma prensibi kullanılır. X-ışınının enerjisinin tümü soğurulduğu için hiçbir yoluna devam edemez, böylece röntgen filmine kaydedilmiş (veya saçılmış) x-ışınları yoktur. Aslında bir röntgen filminde, fotoelektrik soğurulmaya maruz kalan madde parçasının altında düzenli bir beyaz bölge görülür. Fotoelektrik soğurulma, bir

röntgen filminde kemiklerin niçin beyaz olduğunun sebebidir. Sadece yüksek atom numaralı elementlerden oluşan dokular fotoelektrik olaya maruz kalır. Kemik, kas, yağ gibi farklı atom numaralı materyallerin x-ışını absorpsiyonu farklıdır (20, 23).



Şekil 2-6: Fotoelektrik olay

Bir atomik elektronun serbest hale gelebilmesi için gerekli enerji I_B ve gelen fotonun enerjisi $h\nu$ ise enerji korunumundan, fotoelektrik olayda aşağıdaki şekilde verilen Einstein bağıntısı geçerli olacaktır;

$$E_\gamma = h\nu = I_B + K_e \quad (2-2)$$

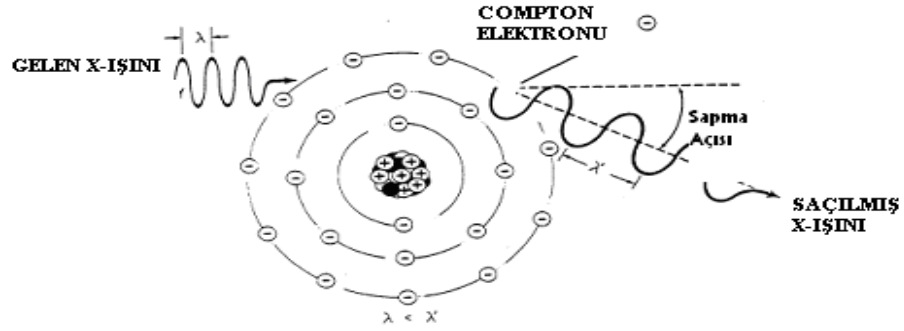
Fotoelektrik olay, x-ışını enerji aralığında (keV) büyük tesir kesitine sahiptir. Bu tesir kesiti yaklaşık olarak denklem 2-3'deki gibi tanımlanır;

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)^7} \quad E_\gamma < m_e c^2 \quad \sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)} \quad E_\gamma > m_e c^2 \quad (2-3)$$

Bu etkileşme mekanizması yüksek atom numaralı atomlar için oldukça önemlidir ve 1 MeV'lik foton enerjilerinde önemini kaybetmektedir.

2.4.2. Compton Saçılımı

Foton soğurulmasından farklı olarak gelen x-ışın fotonu, enerjisinin sadece birazını dış kabuk elektronuna verir. Bunun sonucunda dış kabuktaki, çekirdeğe gevşek bir şekilde bağlı olan elektron yörüngesini terk eder. Gelen x-ışını fotonu ise düşük enerji ile yeni bir yönde hareket eder (Şekil 2-7). Fotonun her bir çarpmasında bir miktar enerji saçılır, bir kısmı da absorblanır. Absorblanma miktarı çarpışma açısına ve enerjiye bağlı olarak değişir. Compton saçılımı radyasyon tedavisinde iyonize edici radyasyonun soğurulmasının en önemli kavramıdır. Soğuran maddenin atom numarasına bağlı değildir. Dolayısıyla verilen tüm radyasyonu hemen hemen yumuşak doku ve kemik aynı oranda soğurur (20, 23).



Şekil 2-7: Compton saçılımı

Serbest bir elektron üzerine $h\nu$ enerjili, $h\nu/c$ momentumlu foton düştüğünde, foton θ açısı altında daha düşük frekansta saçılmakta ve p momentumuna sahip elektron ϕ açısında ortamdan yayınlanmaktadır. Fotonun saçılma açısı fotondan elektrona aktarılan enerji miktarına bağlıdır. Compton olayına enerji ve momentum korunumu kanunlarını uygulayarak, saçılan foton ve yayınlanan elektronun enerjileri için aşağıdaki bağıntıları elde ederiz;

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad \text{burada } \gamma \equiv h\nu/m_e c^2 \quad K_e = h\nu - h\nu' = h\nu \frac{\gamma(1 - \cos\theta)}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad (2-4)$$

Compton saçılması tesir kesiti yaklaşık olarak $\sigma \approx \frac{Z}{h\nu}$ ile verilir. Foton enerjisinin 0.1 ile 10 MeV olduğu aralıkta ortamda enerji depolanmasında Compton saçılması baskın olur.

➤ **Bir Compton etkileşiminin olasılığı:**

a) Bir Compton etkileşiminin olasılığı soğurucunun artan yoğunluğu ile artar. Bu da maruz bırakılan daha çok doku, daha fazla Compton etkileşimlerine neden olması ve daha çok saçılan ışınım üretilmesi demektir. Saçılım olması kötüdür. Bu yüzden x-ışın alanı mümkün olduğu kadar küçük tutulmalıdır. Bu da saçılımı azaltır.

b) Daha yüksek x-ışın enerjileri ile azalır. KeV, x-ışın enerjisinin birimidir. Bu yüzden, daha yüksek bir KeV'lu x-ışın demeti daha çok saçılım yapar.

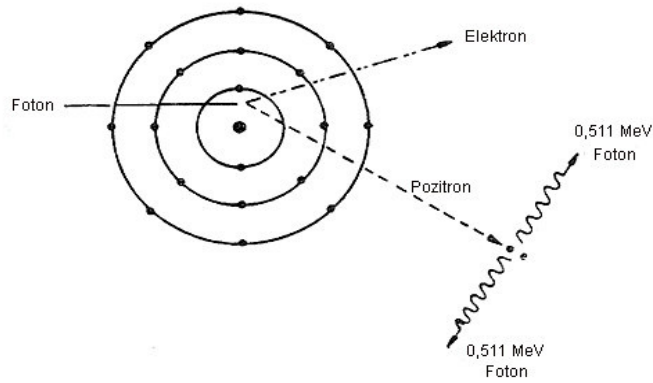
c) Artan doku (örnek) kalınlığı ile artar.

Özetleyecek olursak; bir x-ışını maddeye çarptığı zaman, geçip gidebilir veya madde ile etkileşebilir. Eğer etkileşirse, enerjisinin tümü soğurulabilir veya birazı saçılmış olabilir. Compton etkileşimleri saçılma ile ilgili olan etkileşimlerdir. Fotoelektrik etkileşim olasılığı soğurucunun artan atom numarası ile artar. Compton etkileşimlerinin olasılığı

ise, artan örnek kalınlığı, artan x-ışın demet enerjisi ve x-ışınına maruz kalan örnek miktarı ile artar (20, 23).

2.4.3. Çift Oluşumu

Bir foton, yüksek atom numaralı bir elementin çekirdeğinin yakınından geçerken enerjisinin tümünü kaybederek bir elektron-pozitron çiftine dönüşebilir. Bu olay 'çift oluşumu' olarak adlandırılır (Şekil 2-8). Enerji maddeye dönüşür. Çift oluşumunun gerçekleşebilmesi için, enerji $\geq 1.022 \text{ MeV}$ olmalıdır. Z'nin artmasıyla ise olasılık artar (20, 23).



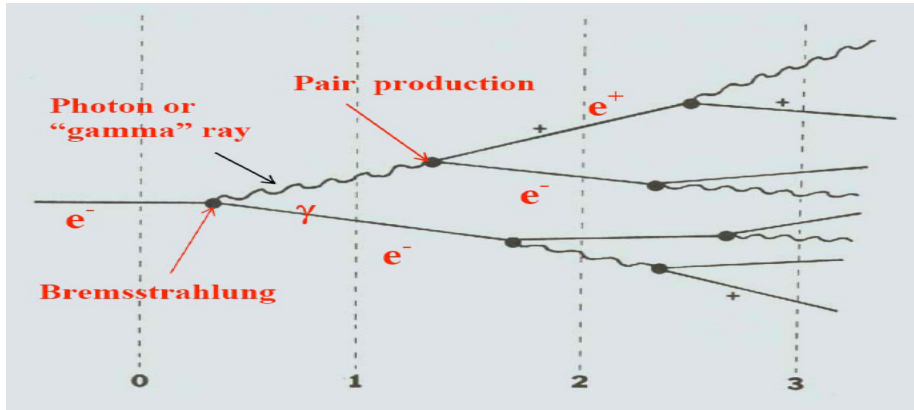
Şekil 2-8: Çift oluşumu

Pozitronun kütlesi elektronun kütlesine eşit olduğundan, elektron-pozitron çift oluşumu için eşik enerjisi $h\nu \approx 2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$ olacaktır. Foton enerjisinin daha büyük olduğu durumlarda ise bu enerjinin artakalan kısmı elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır. Oluşan elektron, atomla serbest elektronlar gibi etkileşirken, ömrü çok kısa olan pozitron ise bir yörünge elektronu ile birleşir ve zıt yönlü iki foton salarak yok olur. Bu foton ise fotoelektrik yolla soğurulur. Bu şekilde, madde enerjiye dönüşmüş olur (20, 23).

➤ Elektron-Foton sağanağı:

Elektronlar tarafından bremsstrahlung yayınlanması ve yüksek enerjili çift oluşumun fotonları ile birleştirilmiş etkisinin en iyi sonuçlarından biri elektron-foton sağanağının oluşumudur. Yüksek enerjili bir foton madde içerisinde daha sonra enerjik bremsstrahlung foton yayınlayan elektron-pozitron çiftine dönüştürülür. Bremsstrahlung foton daha sonra tekrar elektron-pozitron çiftine dönüştürülür ve böyle devam eder. Sonuçta foton, elektron-pozitron sağanağı meydana gelir. Bu olay elektron-pozitron

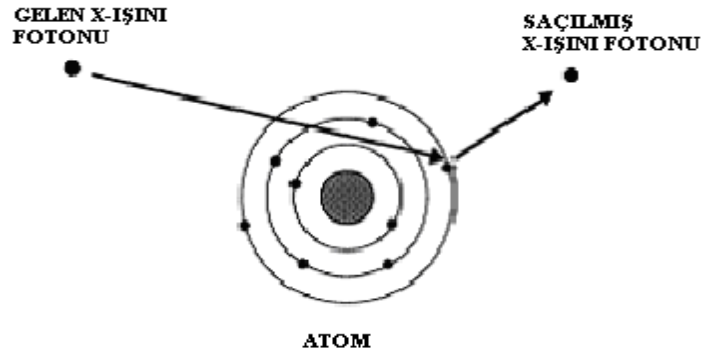
çiftinin enerjisi kritik enerjinin altına düşene kadar devam eder. Bu durumda enerjilerini atomik çarpışmayla kaybederler (Şekil 2-9).



Şekil 2-9: Elektron- foton sağanağı

2.4.4. Koherent Saçılma

Koherent saçılma elektronun yakınından geçen ve onu titreştiren elektromanyetik dalgadan ibarettir. Titreşen elektron gelen elektromanyetik dalga (foton) ile aynı frekansta enerji yayar. Ortamda enerji absorblanmaz ve foton küçük açı ile saçılır. Koherent saçılma; Nükleer Rezonans, Rayleigh ve Thomson olarak gruplandırılabilir.



Şekil 2-10: Koherent saçılma

➤ Thomson ve Rayleigh Saçılması:

Fotonun serbest bir elektron tarafından esnek saçılmasıdır. Düşük enerjilerde, Thomson saçılmasının tesir kesiti ortamın atom numarası ile lineer değişmektedir. Küçük momentum transferlerinde, atom içindeki tüm elektronlardan saçılan x-ışınlarının genlikleri Kohorent olarak toplanır. Bu şekildeki saçılmaya Rayleigh saçılması denir ve tesir kesiti Z^2 ile orantılıdır. Her iki saçılmada ortama enerji transferi olmayacaktır. Atomlar ne uyarılır nede iyonize olur, sadece atomların yönü değişir (15).

2.5. İyonizasyon Radyasyonun Ölçülmesi

2.5.1. İyonizasyon Yöntemi

İyonizasyon ölçüm tekniğinin başlıca aracı içi hava dolu iyon odasıdır. İyon odaları gaz dolu dedektörlerin en basit şeklidir. Dışarıdan voltaj verilen bu ölçüm aletinin yapısında araları gazla doldurulmuş iki elektrot (biri merkezde diğeri onun dışında) vardır. Gaz çok iyi bir yalıtıcıdır, elektrotlar arasında elektrik akımının olmasını engeller. İyon odasının radyasyonla etkileşimi, gazı iyonize eder ve elektrik akımı yüklü parçacıkların negatif işaretleri elektrotlara doğru hareket etmesini sağlar. Bu hareket elektrometreler yardımıyla ölçülebilir.

İyon odaları silindirik ve paralel plan olmak üzere iki tiptir. Foton dozimetri için, silindirik iyon odaları kullanılır. Elektron huzmeleri için ise silindirik veya paralel plan iyon odaları kullanılır. Paralel plan iyon odalarının, $E_0 < 10 \text{ MeV}$ olduğu zaman referans koşullar altında doz ölçümlerinde kullanılması tavsiye edilmektedir ve $E_0 \leq 5 \text{ MeV}$ olduğunda kullanılması gereklidir. $E_0 \leq 5 \text{ MeV}$ de elektron huzmelerindeki tüm rölatif doz ölçümleri için tavsiye edilir. Bununla birlikte, paralel plan iyon odaları foton huzmelerinde doz tayininde tavsiye edilmez.

Kullanılan iyon odalarının N_X ışınlama kalibrasyon faktörü veya N_K air kerma kalibrasyon faktöründen $N_{D,air}$ havada absorbe doz kalibrasyon faktörü bulunur. Dozimetreden alınan her bir okuma değeri, standart basınç, sıcaklık ve nem değerinden sapmalar için ve iyon rekombinasyon, polarite etkisi ve sızıntı için düzeltilir. Sızıntı, radyasyon ışınının %0.1 inden büyük olmamalıdır. Düzeltilmiş okuma değeri M_U ile gösterilir. Bir iyon odası ile absorbe doz ölçümü formülü IAEA TRS-277 protokolüne göre şu şekildedir:

$$D = M_U \cdot N_{D,air} \cdot S_{w,air} \cdot P_U \quad (2-4)$$

Bu formüle göre;

$D =$ cGy olarak absorbe doz,

$M_U =$ Çevresel şartlar (sıcaklık, basınç) ile düzeltilmiş dozimetre okuması,

$N_{D,air} =$ İyon odasının havada absorblanan doz kalibrasyon katsayısı,

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

$P_U =$ Pertürbasyon katsayısıdır.

IAEA TRS-398 protokolüne göre ise absorbe dozu, aşağıdaki formül ile bulabiliriz (21).

$$D = M_U \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad (2-5)$$

Burada farklı olarak;

$D = cGy$ olarak suda absorblanan doz,

$N_{d,w}$ = Sudaki kalibrasyon faktörü,

k_Q = Radyasyon demeti kalite düzeltme faktörüdür.

2.5.1.1. Silindirik İyon Odaları

En yaygın olarak duyulmuş olanı Farmer tipi iyon odalarıdır. Farklı materyallerde elektrotları ve farklı hacimde olanları vardır. Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur. İyon odalarının duyarlı hacmi 0,01 cc ile 0,6 cc arasında değişmektedir. Çoğu silindirik iyon odası build-up kabı ile tayin edilir. Co-60 ile havada ölçüm yapılıyorsa, yüklü parçacık dengesini sağlayabilmek için, iyon çemberinin dışına takılır. Fantomda kullanılıyorsa takılmasına gerek yoktur (16).

2.5.1.2. Paralel Plan İyon Odaları

Paralel plan iyon odaları, biri giriş penceresi ve polarizasyon elektrodu, bir diğeri de arka duvar ve toplayıcı elektrot olarak iki duvardan meydana gelir. Bütün elektron ölçülerinde ve 100 KV altındaki x ışınları dozimetrisinde kullanılır. İyon odaları kullanılmadan önce İkinci Derece Standart Dozimetre Laboratuvarında (SSDL) kalibre edilirler ve doz ölçüm faktörleri (N_D) kullanıcıya verilir (16).

2.5.1.3. Fantomlar

İnsan dokusuna eşdeğer maddelerdir. Katı fantom çeşitleri polesteren, PMMA, su eşdeğeri plastik, katı su ve sanal su olmak üzere 5 çeşittir. Su en ideal fantomdur. İletken olmayan plastik fantomların kullanımı büyük dikkat gerektirir. Bu fantomlarda, birçok araştırmacı tarafından özellikle elektron demetlerinin ölçümünde yük birikmesi olduğu gösterilmiştir. Bu yük birikmesi iyon odası civarında elektrik alanı oluşturur, bu da elektron akımını kaviteye doğru yönelterek bir sinyal artışına neden olur. Bu nedenle soğurulan doz ölçümünde elektronlar için daima su ya da iletken plastik fantomlar kullanılmalıdır.

Foton huzmelerinde ve $E_0 > 10MeV$ elektron huzmelerinde absorbe doz ölçüleri için su fantomu kullanılır. $E_0 < 10MeV$ elektron huzmelerinde absorbe doz ve rölatif doz ölçülerinde plastik fantom kullanılabilir. Bu durumda derinlikler su eşdeğeri derinliklere

dönüştürülmelidir. Fantom, en geniş alanın her tarafında ve maksimum doz derinliğinin arkasında en az 5 cm kalacak genişlikte ve kalınlıkta olmalıdır. İyon odası, su fantomunda ve katı fantomda build-up kep olmaksızın kullanılır. İnce PMMA tüp veya 0.5 mm duvar kalınlıklı kılıf, su geçirmezliği için kullanılabilir.

Tablo 2-2: Su yerine yaygın olarak kullanılan fantom malzemelerinin elemental bileşimi, yoğunluğu ve atom numarası

	Su fantomu	Katı fantom WT1	Katı fantom RMI-457	Plastik fantom	Sanal fantom	PMMA	Polesteren	Doku eşdeğeri plastik A-150
H	0.1119	0.0810	0.0809	0.0925	0.0770	0.0805	0.0774	0.1013
C		0.6720	0.6722	0.6282	0.6874	0.5998	0.9226	0.7755
N		0.0240	0.0240	0.0100	0.0227			0.0351
O	0.8881	0.1990	0.1984	0.1794	0.1886	0.3196		0.0523
F								0.0174
Cl		0.0010	0.0013	0.0096	0.0013			
Ca		0.0230	0.0232	0.0795	0.0231			0.0184
Br				0.0003				
Yoğunluk	1.000	1.020		1.013	1.030	1.190	1.060	1.127
Z	6.6	5.95	5.96	6.62	5.97	5.85	5.29	5.49

İyon odası daima referans derinlikte (Tablo 2-3), onun efektif ölçü noktasında kullanılır. Silindirik iyon odası için bu nokta iyon odasının merkezinin üzerinde bir noktaya doğru kayar. Paralel plan iyon odasının efektif ölçü noktası ön elektrodun iç yüzeyidir.

Tablo 2-3: Doz ölçümü için iyon odasının fantomda enerjiye göre yerleştirilmesi gereken derinlikler

Co-60	5 cm derinlik
100 KV'a kadar X- ışınları	yüzey
100 KV üstü	2 cm derinlik
Yüksek enerjili X -ışınları (4-25 MV)	10 cm derinlik
Elektronlar	Maksimum doz derinliği

2.5.2. Film Dozimetri Yöntemi

Film dozimetrisi, filmin bilinen dozlarla ışınlanmasından elde edilen kararma miktarlarını belirleyerek bir kalibrasyon eğrisi elde edip, sonraki ışınlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Dozimetrik ölçümler için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken bazı husular vardır. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, ölçüm derinliğine ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, filmlerde meydana gelen hava kabarcıkları, ölçüm şartlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, cihazın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler, film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir.

Film dozimetrisi hem çok büyük alanlar için hem de çok küçük alanlar için kullanılabilir. Doz dağılımını tek bir ışınlamayla iki boyutlu ve yüksek ayırma gücüyle elde edilebilmesi özelliği sebebiyle de özellikle küçük alan dozimetrisinde kullanılır. Dozimetrik ölçümlerde film kullanılmasının avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- Film, yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- Alınan ölçümler tekrar okunabilir, kalıcı kayıt tutmak kolaydır.
- Tek bir ışınlamayla verilen dozun iki boyutlu dağılımı gözlenir.
- Farklı alan ve MU'lerden verilen dozların toplamını verebilir.
- Doğru aralık seçildiğinde doz ile optik dansite arasındaki ilişki doğrusaldır.
- Doz hızından bağımsızdır.
- Radyasyon tipinden (foton veya elektron) bağımsızdır.
- Enerjiden ve ışının yöneliminden bağımsızdır.
- Süre ve maliyet kazancı sağlar.

2.5.2.1. Radyografik Film

Saydam (selüloz triasetat ya da polyester) bir zemin ve bu zeminin iki tarafından kaplı emülsiyon tabakasından oluşur. Emülsiyon tabakasının içinde AgBr kristalleri de vardır. Işınlama sonrası bu kristallerde değişiklikler olur ve banyo işleminin ardından filmdeki kararma gözlenebilir.

Bir filmin koyuluğu geçirdiği ışık miktarı ile değerlendirilir. Optik yoğunluk (OD), bir filmin kararına derecesinin ölçüsüdür.

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_t} \right)$$

I_0 : Başlangıçtaki ışın şiddeti, I_t : Filmden geçen ışık şiddeti

(2-6)

OD yalnızca radyasyonun dozuna değil, aynı zamanda enerjisine, yönüne ve banyo edildiği sıcaklığa da bağlıdır. OD, densitometreler ve optik film tarayıcılar ile ölçülür. OD değerlerinin yardımıyla, kalibrasyon eğrisinden, ışınlanan filmin dozu tayin edilir (16).

2.5.2.2. Radyokromik Film

Bu filmler, polyester tabaka üzerine , ince film şeklinde kaplanmış monomer şeklindeki mikrokristallerden oluşur. Işınlanmadan önce renksizdir ve ışınlandıktan sonra monomerler polimerleşerek filmin mavi renk olmasını sağlarlar. 636 ve 585 nm’de maksimum duyarlılık gösterir. IMRT dozimetrisi uygulamalarında kullanılır. Işınlanmadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir (16). Filme ait film aktif tabakasının atomik bileşeni Tablo 2-4’ de verilmiştir.

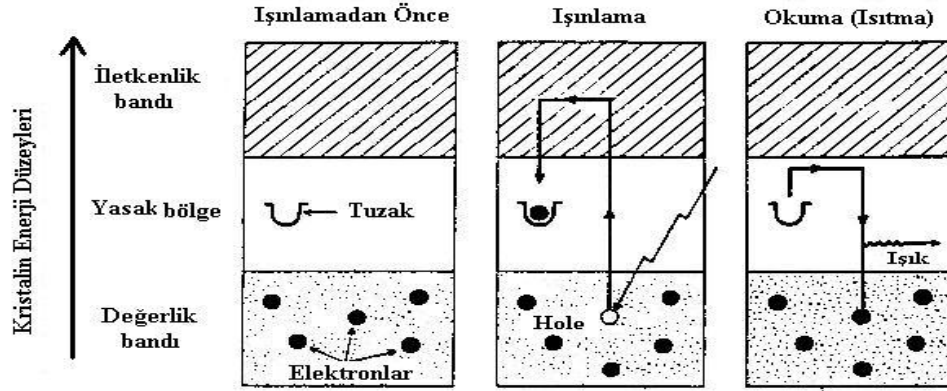
Tablo 2-4: Gafchromic EBT filmin aktif tabakasının atomik bileşimi

Karbon	Hidrojen	Oksijen	Nitrojen	Lityum	Klor
% 42.3	% 39.7	% 16.2	% 1.1	% 0.3	% 0.3

2.5.3. Termoluminesans Dozimetre

Termoluminesans, ısıtılan malzemenin optik bölgede ışımaya yapmasıdır. “Tek kristal” yapısında bir katının değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur ve bu enerji bölgesinde kristal içerisinde elektron bulunamaz. Ancak kristaldeki yapı bozuklukları ya da kristal içinde bulunan yabancı atomlardan dolayı değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasında ara enerji durumları bulunur. Bu ara enerji durumları kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu değerlik bandından kopan veya iletkenlik bandından tekrar değerlik bandına dönen elektronlara tuzak oluşturur ve elektronlar bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece radyasyon ile kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur. Depolanan bu enerji gelen radyasyonun şiddeti ile

orantılıdır. Bu kristal ısıtılınca tuzaklarda depolanan elektronlar buldukları tuzaklardan ayrılır ve değerlik bandına dönerler bu sırada da görünür bölgede ışımaya yaparlar. Kristalin yaptığı toplam ışımamın şiddeti tuzaklarda depolanan enerji ile kristale gelen radyasyon dozuyla orantılıdır. Termoluminesans dozimetre (TLD) indirekt bir doz ölçüm metodudur. TLD' ler elle tutulmamalı, vücut ile temas ettirilmemelidir. Temizlik ve termal denge de oldukça önemlidir (17).



Şekil 2-11: Kristal yapının enerji bant gösterimi ve TL oluşumu

2.5.4. Yarı İletken Dedektörler

Silisyum (Si) ve Germanyum (Ge) gibi yarı iletken maddelerden yapılırlar. Bu dedektörler radyasyonun bu maddelerde oluşturduğu iyonizasyon ilkesi ile çalışırlar. Genellikle radyasyonun enerjisini ölçmek için kullanılırlar.

2.6. Tedavi Planlama Sistemleri

Tedavi planlama sistemleri eksternal ışın tedavilerinde tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek için doz dağılımları ve huzme şekillerini oluşturmak amacıyla kullanılan bilgisayar yazılım ve donanımlarıdır. Hasta anatomisi ve tümör hedefleri 3 boyutlu modeller şeklinde tanımlanabilir. Tedavi planlama süreci birçok aşamayı kapsar. Medikal fizikçi baştan sona TPS verilerinin güvenilirliği ve sağladığı doz dağılımlarının doğruluğundan sorumludur. 1970'li yıllara kadar tedavi planlama, manüel hesaplamalara ve tecrübeli dozimetristlerin ışın ağırlığı ve kama filtre kullanımı üzerine verdiği kararlara bağlıydı. İzodoz tabloları hastanın dış yüzeyi göz önünde bulundurularak yeniden şekillendiriliyor, tahmini doz değerleri elde ediliyordu. Günümüzde bilgisayarlı tomografideki (BT) eş zamanlı gelişmeler, BT

tabanlı tedavi planlama sistemleri için yeni bir çığır olmuş, hastanın aksiyal anatomisi üzerinde doz dağılımlarını görmek mümkün hale gelmiştir.

Tedavi planlama süreci ışın verilerinin edinilmesi, bunların TPS ile hasta verileri ile bütünleştirilmesi ve tedavi makinesine iletilmesi gibi adımlardan oluşmaktadır. Tedavi planlama donanımları ve yazılımlarındaki önemli gelişmeler grafik, hesaplama ve mevcut sistemlerin optimize edilmesi üzerine olmuştur. Planlama sistemlerinde pek çok farklı algoritma kullanılır ve bu algoritmalar istenilen doğruluk homojen dokularda $\% \pm 3$, heterojen dokularda ise akciğer gibi $\% \pm 5$ 'dir. Doğru hesaplaması gibi hızlı hesaplaması da aranan bir kriterdir. Bu kriterlere göre ortaya çıkmış algoritmalar temel olarak 3'e ayrılır: düzeltme tabanlı, model tabanlı ve doğrudan Monte Carlo.

Üç boyutlu tedavi planlamalarında her üç metot kullanılabilir. Ancak değişen doğruluk ve hız derecelerinde model tabanlı algoritmalar ve doğrudan Monte Carlo yöntemleri geleceğin algoritmalarıdır. Yetenekleri 3 boyutta radyasyonun hareketini simüle edebilmeleri ve düşük yoğunluklu dokularda akciğer gibi heterojen doku ara yüzlerinde meydana gelen parçacık kararsızlıklarına bağlı doz dağılımlarını daha doğru tahmin etmeleridir (22).

2.6.1. Doz Hesaplama Algoritmaları

Geleneksel olarak hasta doz dağılımları su fantomundan elde edilen doz dağılımlarının düzeltilmesine dayalıydı. Çeşitli düzeltmeler aşağıdaki gibi uygulanmaktadır:

- Kama filtreler, bloklar (düzensiz sahalar) kompensatörler gibi ışın düzenleyiciler için yapılan düzeltmeler; hesaba katılan tipik sahalar ölçülen açık alanlar değildir .
- Kontör düzeltmeleri; su fantomuna kıyasla düzensiz olan hasta dış yüzeyi göz önüne alınarak yapılır.
- Heterojenite düzeltmeleri ise homojen su tankına göre heterojen olan doku yoğunlukları göz önüne alınarak yapılır.

Düzeltilmelerin büyüklüğü her bir düzeltme için çok farklı olabilmektedir. Işın düzenleyici düzeltmesi en önemli olandır. Örneğin 60 derecelik kama filtrenin kalın tarafının altındaki doz akısı ince ucundakine oranla 3-5 kat az olabilmektedir. IMRT'de ışın yoğunluğu 10 kata kadar farklı olabilmektedir. Heterojenite düzeltmeleri $\% 10$ - $\% 30$

arası fark doğurabilmektedir. Kontur düzeltmeleri, kompensatör de kullanılıyorsa en az önemli olanıdır ve nadiren %3 gibi farklara neden olmaktadır. Batın bölgesi gibi rölatif olarak homojen olan bölgelerde kontör düzeltmesi inhomojenite düzeltmesinden daha önemlidir (22).

2.6.1.1. Clarkson Metodu

Dikdörtgensel, kare ya da dairesel dışındaki alanlar düzensiz olarak isimlendirilir. Düzensiz alanlar, birincil ışınlardan korunan radyasyona duyarlı yapılarda örneğin Hodgkin ışınlamalarında karşımıza çıkar. Yüzde derin doz (%DD), tümör hava oranı (TAR), tümör maksimum oranı (TMR) gibi veriler çoğunlukla dikdörtgen alanlar üzerine tanımlanmıştır. Bu nedenle bu verileri düzensiz alanlarda kullanmak için çeşitli metodlara ihtiyacımız vardır. Clarkson tarafından önerilen metodlardan biri, pratikte en genel durumlarda uygulanabilirliğini kanıtlamış, sonraları Cunningham tarafından geliştirilmiştir.

Clarkson metodu, alan boyutuna ve şekline bağlı olan derin dozun saçılan bileşenin, alan boyutuna ve şekline bağlı olmayan birincil bileşenlerden hesaplanabileceği prensibine dayandırılmıştır. Özel bir nicelik olan saçılma hava oranı (SAR, Scatter Air Ratio) saçılan dozu hesaplamak için kullanılır.

2.6.1.2. Model-Tabanlı Algoritmalar

Bu algoritmaların kullanımında hem avantaj hem de dezavantajlar vardır. Dezavantajlarından biri her bir özelliğin açık bir şekilde dahil edilmesi zorunluluğudur. Örneğin, doz build-up, penumbra ve fantom saçılmalarının hepsi ölçülen doz dağılımlarının içinde mevcuttur ve bunlar için belirgin bir modellemeye gerek yoktur. Her ne kadar bütün bu karakteristikler hastadan hastaya değişiyor ve düzeltilmesi gerekiyor olsa da, çoğu kez radyasyonun iletimini direkt hesaplayarak simule eden bir model kullanmak daha verimli ve doğru sonuçlar verir.

2.6.1.3. Convolution-Superposition Metodu

Convolution-superposition, model-tabanlı doz hesaplama metoduna sahiptir ve bir çok araştırmacının katılımıyla son 20 yıldır geliştirilme aşamasındadır. Bu metod ticari tedavi planlama sistemlerinde en yaygın kullanılan yöntemdir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler yeterince hızlı hesaplamalar yapılmasını sağlamaktadır.

Convolution-superposition metodu foton ışınlarının doz iletimindeki indirekt davranışının modellenmesiyle başlamıştır. Bu modele göre primer fotonlar, saçılan fotonlar ve harekete geçen elektronlarla ayrı ayrı etkileşir.

2.6.1.4. Direkt Monte Carlo

Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içinde iletimini simule eden bir bilgisayar programından oluşur. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşmelerinin olasılık dağılımlarını, temel fizik kanunlarını kullanarak gösterir. Ne kadar çok simule edilen parçacık olursa, o kadar yüksek doğrulukla doz dağılımları tahmin edilebilir. Bununla birlikte simule edilen parçacıklar arttıkça, hesaplama zamanı da artacaktır. Doz dağılımı, ortam içinde enerji birikimini arttıran iyonize olayların paketler halinde toplanmasıyla hesaplanır. Yeterli doğrulukta tedavi planlama simülasyonları yapabilmek için birkaç yüz milyondan, bir milyara kadar parçacık etkileşiminin hesaplanması gerektiği tahmin edilmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler Enstitüye aittir. Kullanılan araç ve gereçler aşağıda verilmiştir.

- Kalça Protezleri
- Clinac, DBX Lineer Hızlandırıcı
- Saturn-42 Lineer Hızlandırıcı
- CIRUS, Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Ünitesi
- RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantomlar
- Balmumu-Parafin Karışımı Katı Fantomlar
- Wellhöfer IC-69 İyon Odası
- GAFCHROMIC® EBT2 Film
- PTW 10002 Unidos Elektrometre
- Epson 10000 XL Film Tarayıcısı
- XIO CMS Tedavi Planlama Sistemi

3.1.1. Kalça Protezleri

Bu çalışmada 4 adet kalça protezi kullanılmıştır. Bu protezlere ait genel bilgiler Tablo 3-1'de, protezler ise, Şekil 3-1'de gösterilmektedir (12).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan kalça protezlerinin genel özellikleri

Protez No	Alaşım	Çap	Elektron Yoğunluğu
1	titanyum alaşımı	28 mm	4.5
2	titanyum alaşımı	48 mm	4.5
3	paslanmaz çelik	26 mm	7.9
4	CoCrMo alaşımı	28 mm	8.3



Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan kalça protezleri [a) titanyum (48 mm), b) titanyum (28 mm), c) CoCrMo (28 mm), d) paslanmaz çelik (26 mm)]

3.1.2. Clinac, DBX Linear Hızlandırıcı

6 MV'lik foton enerjisine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil3-2). Tek enerji ile çalışır. Cihaz yüksek çözünürlüklü çok yapraklı kolimatör (MLC, multileaf collimator) sistemine sahiptir ve çoklu yapraklar 120 adettir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur. Cihaz elle takılıp çıkartılabilen 15°, 30°, 45°, 60°'lik fiziksel wedge'lere ve ayrıca 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60° dinamik wedge'lere sahiptir. Bu filtreler gerekli doz dağılımını, bir kolimatörün açık durumdan kapalı duruma hareket etmesiyle elde eder. Ayrıca IMRT'de yapılabilmektedir.



Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan DBX lineer hızlandırıcı

3.1.3. Saturn-42 Lineer Hızlandırıcı

6 ve 15 MV enerjili foton ile 6, 9, 12, 15, ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Kolimatör yapısında, simetrik ve asimetric hareket edebilen (X1, X2) ve yalnız simetrik hareket edebilen (Y1, Y2) çeneleri mevcuttur. Cihaz elle takılıp çıkartılabilen 15°, 30°, 45°, 60°'lik fiziksel wedge'lere sahiptir. Cihazın kolimatör sistemi, primer kolimatörlerden ve bunlara monte edilebilen, primer kolimatörlerle aynı anda hareket olanağı olan X_1 , X_2 , Y_1 , Y_2 trimerlerinden oluşur. Elektron tedavilerinde kullanılmak üzere ise cihazda elektron trimeri bulunmaktadır ve elektron huzme tedavileri bu trimerler sayesinde gerçekleştirilir. Şekil 3-3'de Saturn-42 lineer hızlandırıcısı gösterilmektedir.



Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan Saturn-42 lineer hızlandırıcı

3.1.4. CIRUS, Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Ünitesi

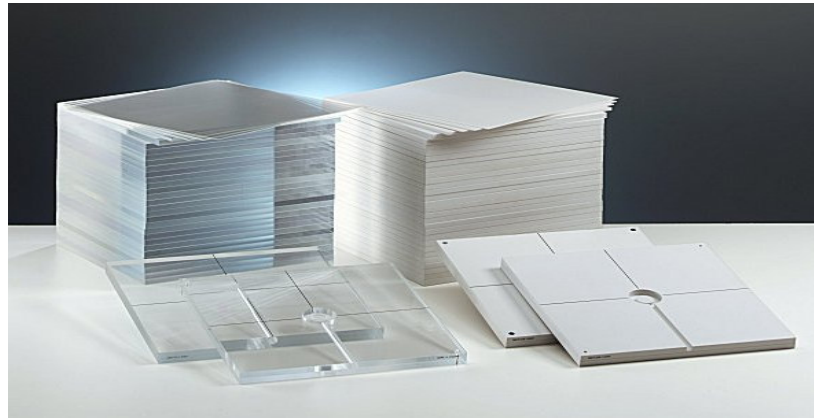
Cirus cihazında bulunan Kobalt-60 (Co-60) kaynağı 2 cm çapındadır ve 7461 RHM kapasiteye sahiptir. Kaynağın yayınladığı gamma ışınının ortalama enerjisi 1.25 MeV olup maksimum doz derinliği 0,5 cm'dir. Cihazın kafasındaki tungsten disk üzerine monte edilmiş olan kaynak 3 saniye içinde diskin kolimatör ağzına doğru hareketi ile ışın demeti kapalı durumdan açık duruma geçer. Kaynak kolimatör uzaklığı 45 cm olup 80 cm kaynak cilt mesafesinde (SSD) maksimum alan büyüklüğü 32x32 cm' dir. Bu cihazla izosantrik ve rotasyon tedavisi yapmak mümkündür (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Çalışmada kullanılan Co-60 teleterapi cihazı

3.1.5. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

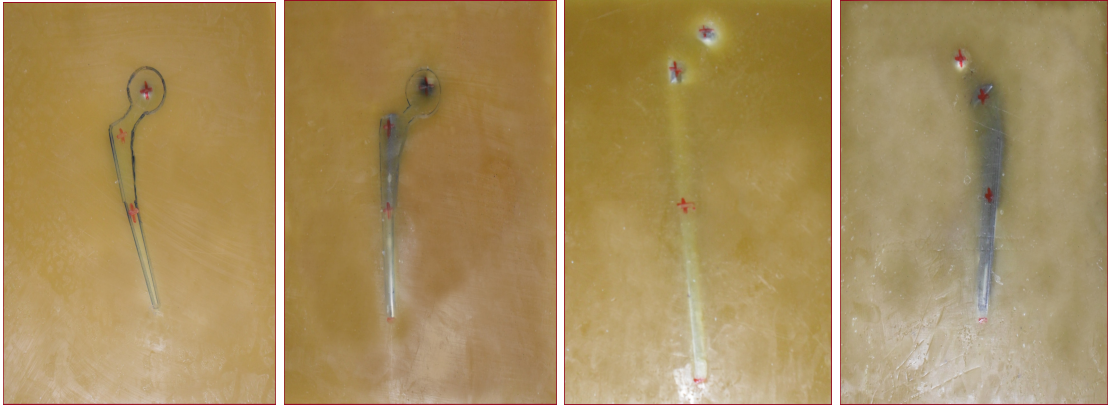
RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanılan, beyaz polystyrene'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom materyalidir. Ölçüm aralığı fotonlar için Co-60 ile 20 MV; elektron için 4 MeV ile 25 MeV enerjilerine kadardır. Boyutları $40 \times 40 \text{ cm}$ 'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan oluşmaktadır. Ölçüm derinliğine yerleştirilmek üzere, arada hava boşluğu bırakmayacak şekilde iyon odalarının yerleştirilebileceği kesitlere sahiptir (22).



Şekil 3-5: RW3 su eşdeğeri katı fantomlar

3.1.6. Balmumu-Parafin Karışımı Katı Fantomlar

Çalışmamızda yoğunluğu 0,93 (insan dokusunun yoğunluğuna yakın) olan %50 balmumu, %50 parafinden hazırlanmış özel fantomlar kullanılmıştır. 35x35 cm ölçülerindeki kalıba karışım sıcakken kalça protezleri tam merkezde olacak şekilde dökülmüştür. Ölçümlerde herhangi bir hata payına sebep olmaması için soğuduktan sonra kalıptan çıkarılan fantomların yüzeyleri işlenerek dümdüz hale getirilmiştir. Ayrıca her protezli fantom için röntgen çektilirip, protezlerin sanal görüntüleri fantom üzerine çizilmiştir. Protezlerin derinliği ise kullanılan kalça protezlerinin topuz kısmının çapına göre ayarlanmıştır. Buna göre oluşturulan üç fantomun ölçüsü 35x35x3 cm, 48 mm femur başına sahip protezin bulunduğu fantomun ölçüsü ise 35x35x5 cm olarak yapılmıştır.



Şekil 3-6: Protezlere göre işlenmiş balmumu-parafin karışımı katı fantomlar

3.1.7. Wellhöfer IC-69 İyon Odası

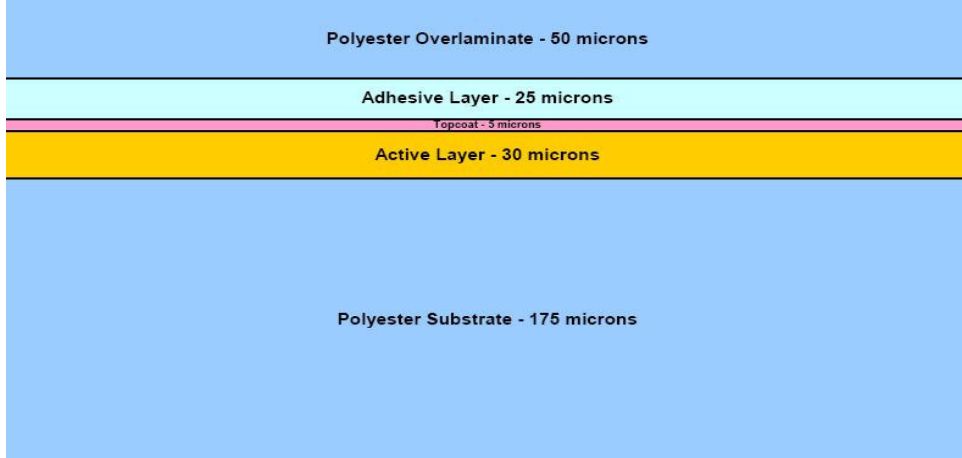
Foton ve elektron huzmelerinin dozimetrisinde kullanılan iyon odalarının hacimleri, kullanım amaçlarına göre farklılık gösterebilir. Çalışmamızda $0,6 \text{ cm}^3$ hassas volüme sahip bir silindirik iyon odası kullanılmıştır. Duvar materyali delrindir. Merkezi elektrodu ise alüminyumdur ve yarıçapı 0,5 mm'dir. Hassas hacmin yarıçapı 3,1 mm ve uzunluğu 23 mm'dir. Nominal iyon odası voltajı $\pm 400 \text{ V}$ olup iyon odası su geçirmez olarak dizayn edilmiştir. Şekil 3-7'de silindirik iyon odası gösterilmektedir.



Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan 0,6 cc iyon odası

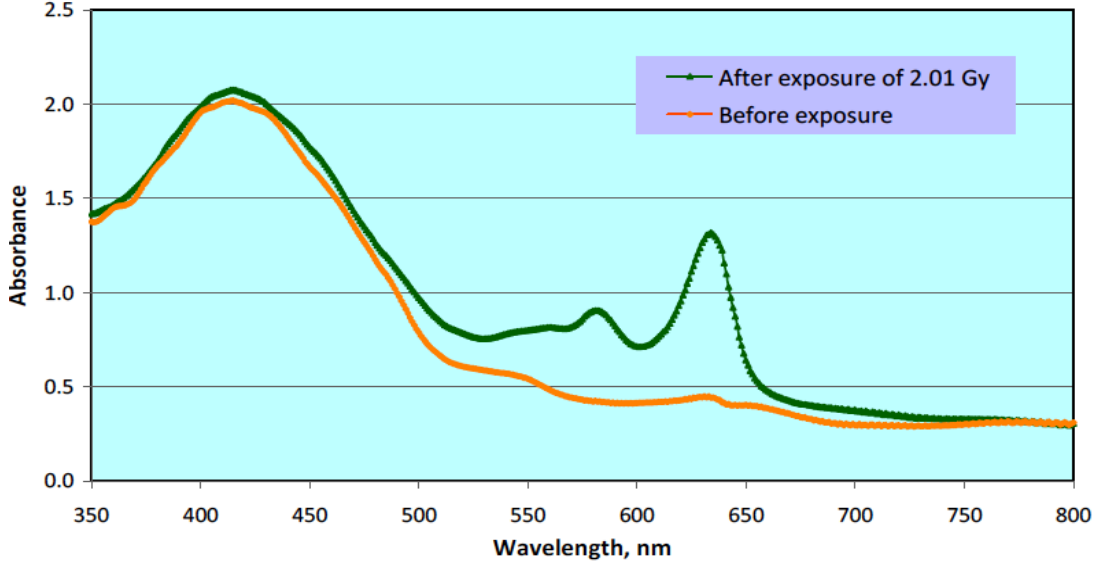
3.1.8. GAFCHROMIC® EBT2 Film

GAFCHROMIC® EBT2 film (International Specialty Products), radyoterapi ve radyoloji cihazlarının kalite kontrol ölçümlerinde ve dozimetrik ölçümlerde kullanım kolaylığı nedeniyle sıkça tercih edilen doku eşdeğeri bir filmidir. Film, dış etkenlerden koruma sağlayan, üst ve alt kısımdan sırasıyla 50 ve 175 mikronluk tabakaların arasında 30 mikronluk aktif tabakaya sahiptir. Aktif tabakanın hemen üstünde 5 mikronluk koruyucu tabaka ve onunda üzerinde basınca karşı dayanıklı 25 mikronluk yapışkan tabaka vardır (Şekil 3-8). İstenilen boyutlarda kesilip kullanılabilir, gün ışığından etkilenmez ve ışlandıktan sonra banyo gerektirmez. EBT2 filmlerin soğurganlığı 635 nm’de maksimuma ulaştığı için, ışınlanan filmler düz yatak tarayıcıların kırmızı kanalında bu değerle taranır. Tarama işlemi için ışınlama yapıldıktan sonra en az 2 saat beklenmelidir. Filmlerin daha doğru sonuç vermesi için 1 gün beklenmesi daha uygun olur. Film suya ve 60°C sıcaklığa kadar dayanıklıdır. Film doku eşdeğeridir ve ışınlanmadan önce sarı iken ışlandıktan sonra mavinin tonlarında renk değişikliği gerçekleşir. Renk değişimi filmde ışınlanmayla oluşan polimerizasyon işlemi sonucunda meydana gelir (16).



Şekil 3-8: Gafchromic EBT 2 filmin iç yapısının şematik gösterimi

GAFCHROMIC® EBT2 filmin daha önceki radyokromik film modellerine göre avantajları: yüksek duyarlılık, megavoltaj ışınlardan kilovoltaj ışınlar kadar geniş bir enerji aralığında düşük enerji bağımlılığı, ışınlama sonrası daha kısa sürede optik yoğunluğun gelişmesi ve artmış film uniformitesidir. Şekil 3-9’da radyoterapi öncesi ve sonrası EBT2 filminin absorpsiyon spektrumunu gösterilmektedir.



Şekil 3-9: EBT2 filminin radyoterapi öncesi ve sonrası absorpsiyon spektrumu

3.1.9. PTW 10002 Unidos Elektrometre

Ölçümlerde, 30 iyon odasına kadar kalibrasyon verilerini hafızasına kaydedebilen PTW 10002 Unidos Elektrometre kullanılmıştır (Şekil 3-9). Farklı iyon odaları ve katı-hal dedektörleri ile uyumludur. X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılabilir. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir. Çalışmada kullanılan PTW-Unidos elektrometre şekil 3-10'da gösterilmektedir.



Şekil 3-10: "PTW-Unidos" elektrometre

3.1.10. Epson 10000 XL Film Tarayıcısı

Profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış Epson Expression 10000 XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve ağ özelliklerini sunan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000 XL, tam A3+boyutuna kadar mükemmel tarama yapmaktadır. Epson tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800dpi; renk derinliği, 48 bit'tir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C arasındadır (16).



Şekil 3-11: Çalışmada kullanılan Epson 10000 XL film tarayıcısı

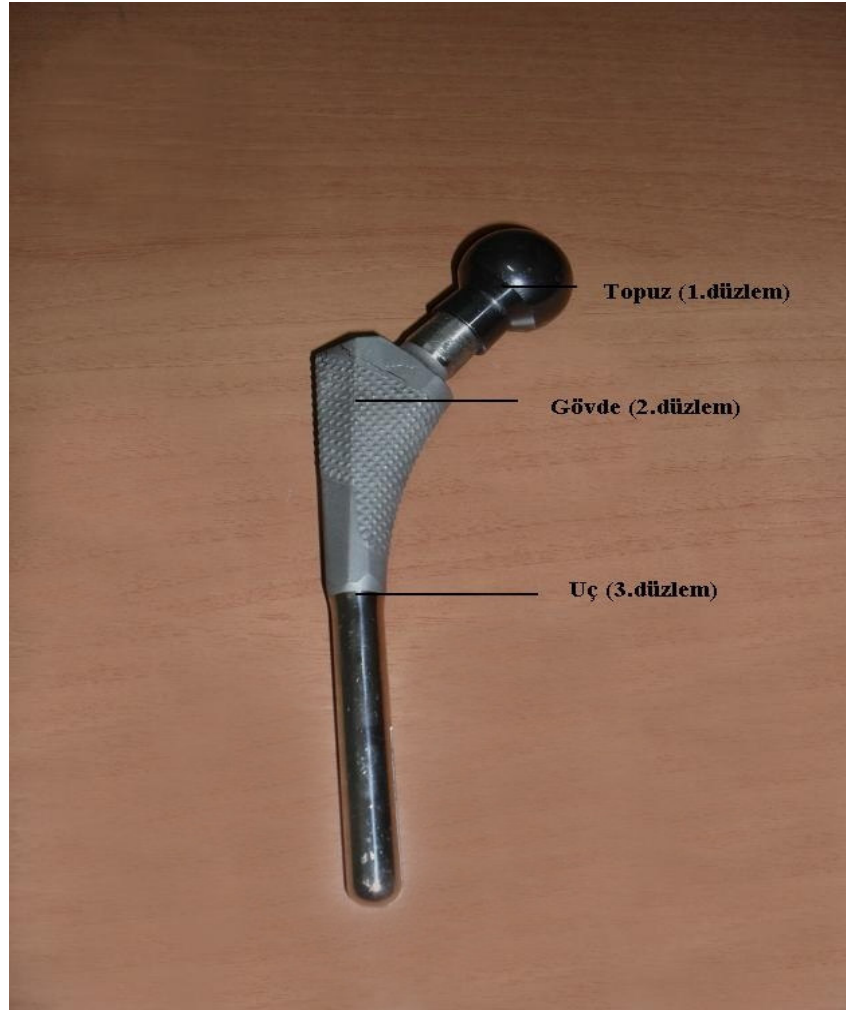
3.1.11. XIO CMS Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada kullandığımız XIO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için; Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır.

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Işınlama

Ortopedide en çok tercih edilen 4 adet kalça protezi ile DBX lineer hızlandırıcısı, Saturn-42 lineer hızlandırıcısı ve Co-60 cihazında ışınlama yapılmıştır. Protezler kendileri için hazırlanan 3 tane 35x35x3 cm'lik ve 1 tane 35x35x5 cm'lik kalıpların merkezine her biri bir kalıpta olacak şekilde yerleştirilmiş, üzerine sıcak haldeyken % 50 balmumu, % 50 parafin karışımı malzeme dökülmüştür. Soğuduktan sonra bu özel fantomlar kalıptan çıkarılmış ve hata payını minimuma düşürebilmek için işlenerek yüzeyleri dümdüz hale getirilmiştir. Protezlerin fantom içerisindeki görüntülerinin çok net olmamasından dolayı oluşturulan fantomların röntgen görüntüleri çekilmiş ve sanal şekilleri fantom üzerine çizilmiştir. Böylece protez üzerinde ölçüm almak istediğimiz merkezi üç nokta (topuz, gövde, uç) belirlenmiştir (Şekil 3-12). Ölçümlerden önce cihazların dozimetrik ve geometrik doğrulukları teyit edilmiştir.



Şekil 3-12: Elde edilen doz profillerinin protez üzerindeki kısımları

Her cihaz için tedavi masası üzerine yoğunluğu yaklaşık olarak 1 olan ve 1 cm kalınlığında, 40x40 cm ölçülerindeki RW3 katı su fantomlarından yaklaşık 20 tane aralarında boşluk kalmadan üst üste dizilmiştir. Protezli fantom alt sınırı 10 cm derinliğe, üst sınırı 7 cm derinliğe gelecek şekilde dizdiğimiz katı fantomların arasına yerleştirilmiştir. 5 cm kalınlığındaki fantom yerleştirildiğinde, 7 cm derinlikteki ölçümler için üstte 2 cm RW3 katı su fantomlarından ilave edilmiştir. Protezin karışım içerisindeki şekli ve boyutu dikkate alınarak ölçüm almak istediğimiz derinlik boyutlarına göre katı fantomlarla hazırlanmış olduğumuz bu düzenekte 1.film 7 cm derinliğe, 2.film 10 cm derinliğe, 3.film 12 cm derinliğe ve son olarak 4.film 15 cm derinliğe yerleştirilmiştir. Cihazların ışıklı tedavi alanı 15x10 cm olarak açılmıştır. Alan merkezleri protezlerin ölçüm almak istediğimiz düzlemin merkeziyle çakışacak şekilde lazerler yardımıyla ayarlanmıştır. Bu işlem protezlerin merkezi üç düzlemi (topuz, gövde, uç) için tüm protezli fantomlarla ayrı ayrı gerçekleştirilmiş olup, aynı düzenek iyonizasyon yöntemi için de en baştan hazırlanmış ve işlemler tekrar edilmiştir. Ölçüm alınırken Co-60 için zamanlayıcı 1 dakikaya, lineer hızlandırıcılarda ise 100 MU'e ayarlanarak ışınlamalar yapılmıştır. Ayrıca linner hızlandırıcılarda SSD=100 cm'e, Co-60 teleterapi ünitesinde ise SSD=80 cm'e ayarlanmıştır. Protez yokken ölçüm alınacağına ise protezli fantom yerine, onunla aynı ölçülerde hazırladığımız balmumu-parafin karışımı protezsiz katı fantomlar yerleştirilmiştir. Şekil 3-13'de farklı protezli fantomların film ve iyonizasyon yöntemiyle DBX ve Saturn-42 lineer hızlandırıcılarındaki düzenek kurulumu gösterilmektedir.



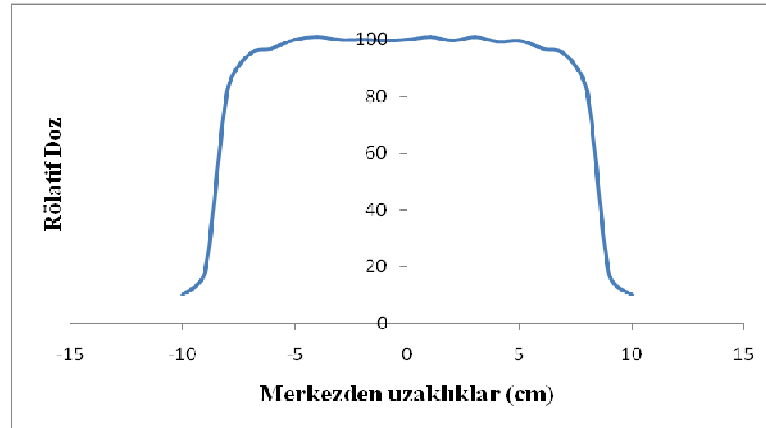
Şekil 3-13: DBX ve Saturn-42 cihazlarında set-up gösterimi

3.2.2. GAFCHROMIC® EBT2 Film ile Doz Profillerinin Elde Edilmesi

Işınlanan GAFCHROMIC® EBT2 filmler kuru ve karanlık bir ortamda saklandı. Ölçüm filmleri ışınlama sonrası renk değişiminden oluşacak hataları azaltmak için ışınlamadan bir gün sonra değerlendirildi. Işınlanmamış film geri plan olarak kullanıldı ve net optik yoğunluklar geri plan çıkarılarak elde edildi.

Filmlerin taranma işlemi Epson 10000 XL film tarayıcı kullanılarak yapıldı. Taramadan elde edilen görüntüler Tiff formatında kaydedildi ve PTW marka “Mephysto mc² Film Analyze programı kullanılarak filmlerin merkezindeki net optik yoğunluklar okundu. EBT Gafchromic filmler kırmızı renk skalasında maksimum hassasiyete ulaştıkları için, EPSON tarayıcı programında 48 bit renkli ve 75 dpi özellikleri seçilerek tarandıktan sonra İmaj J film yazılım programı ile kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldılar. Kırmızı renk skalasında kaydedilen filmler dozimetri bilgisayarına aktarıldılar. PTW Mephysto mc² programı kullanılarak her ışınlanan film için derin doz dağılımları elde edildi ve her bir filmin nümerik analizleri yapıldı. Bu analiz sonuçları grafik şeklinde sunuldu.

Katı su fantomunda protezsiz ve protezli durumlar için ayrı ayrı yapılan ölçümlerden elde edilen ölçüm değerlerine göre grafikler ve tablolar oluşturulmuştur. Katı su fantomunda ölçümü yapılan enerjiler için protezsiz ve protezli durumlarda doz profil grafikleri her bir protez için ayrı ayrı protezin topuz kısmından, orta kısmından ve uç kısmından rölatif olarak çizdirilmiştir (18). Doz profili oluşturmamızdaki amacımız, bu profiller yardımıyla; doz düzgünlüğü, simetri, penumbra ve ışın karakteristikleri hakkında bilgi edinilebilmesidir. Herhangi bir doz profili (Şekil 3-14), dozun merkezi eksen dışında nasıl değiştiğini gösterir (off-axis ratio).



Şekil 3-14: Doz profiline şematik açıklaması

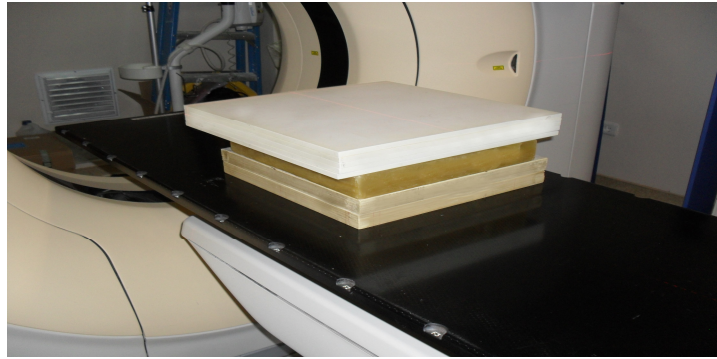
Doz profilleri alan topografisi ve penumbranın tanımlanmasına çok uygundur. Ayrıca doz profillerindeki dozlar, merkezi eksendeki doza normalize edilerek gösterilirler. Herhangi bir derinlik için merkezi eksen de alınan doz, ışın alanının diğer noktalarına göre en yüksek doza sahiptir. Doz, alanın kenarında çok hızlı düşmektedir.

Çalışmamızda EBT2 filmlerle yaptığımız ölçüm sonuçlarını her farklı protez için, protezin merkezi üç düzleminde olmak üzere ışın profillerini oluşturarak doz azalma farklılıklarını gösterdik. Profiller her üç ışın enerjisi için 15x10 cm'lik alanda ve 10 cm derinlikte yapıldı. Azalma oranı (perturbation index) ise denklem 3-1'e göre tayin edildi.

$$\text{Azalma Oranı} = \frac{\text{Protezsiz İntegral Alan Dozu} - \text{Protezli İntegral Alan Dozu}}{\text{Protezsiz İntegral Alan Dozu}} \quad (3-1)$$

3.2.3. Özel Fantomun Simülasyonu ve Bilgisayarlı Tomografi Çekimi

Çalışmamızda 4 adet kalça protezi için 4 farklı fantom oluşturuldu. Bunlardan üçünün boyutları; 35x35x3 cm, diğerinin ise 35x35x5 cm'dir. Tomografi görüntüleri kalça protezli fantomların her biri ayrı ayrı katı fantomların arasındayken protezlerin hemen altındaki 10 cm derinlikte alındı. Protezli fantomlar ışınlamadaki gibi yine RW3 katı su fantomlarının arasına yerleştirildi. Görüntülerin başlangıç noktası protezli fantomun başladığı yer, bitiş noktası da aynı şekilde fantomun bittiği yer olarak seçildi ve bilgisayarlı tomografisi 0,5 cm aralıklarla çekildi (Şekil 3-15). Görüntüler Focal Sim konturlama bilgisayarına aktarıldı.



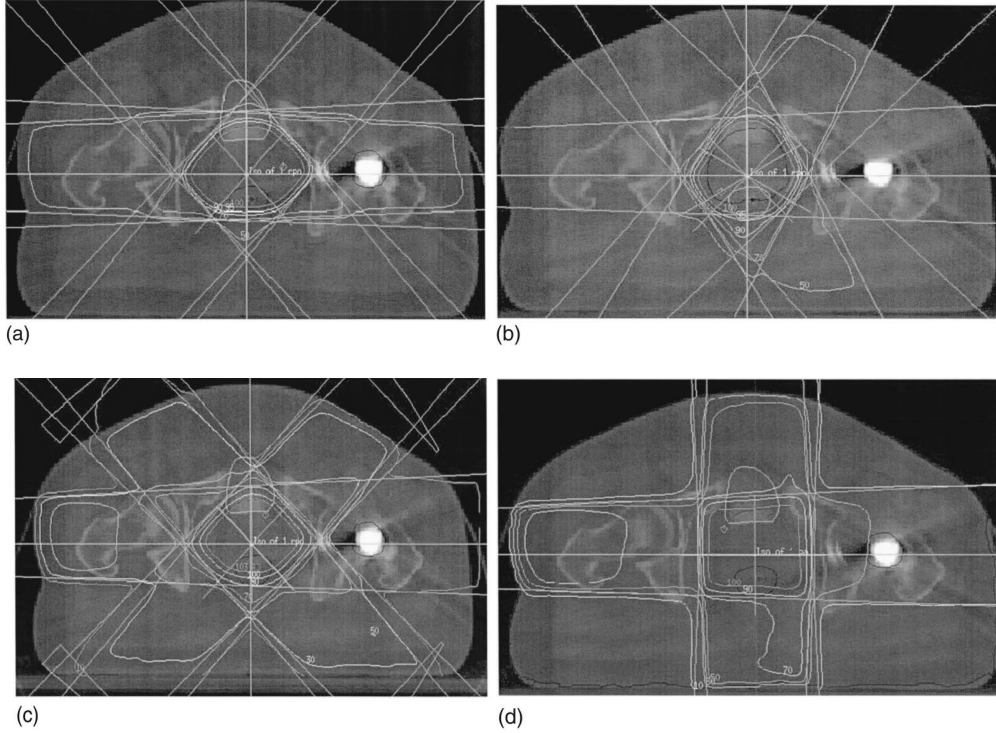
Şekil 3-15: Özel fantomun BT çekimi

Tomografi görüntülerinde protezlerin baş kısmının olduğu yer femur başı, kemik içerisine yerleşen gövde kısımları ise femur olarak adlandırıldı. Protezlerin tümü CTV olarak çizildi. CTV'ye 1 cm marj verilerek PTV çizildi.

3.2.4. Tedavi Planlama Sisteminde Özel Fantomun Doz Değerlerinin İncelenmesi

Focal Sim'de konturlanan görüntüler CMS XIO tedavi planlama sistemine aktarıldı. CMS XIO planlama yazılımıyla, ölçümler sırasında hazırlanan fantom düzeneğinin sanal bir kopyası oluşturuldu. İyon odası ile ölçüm yapılan noktalara, doz değerlerini analiz edebilmek için referans noktaları yerleştirildi.

Pelvik tümörlü olguların ışınlamalarında yapılması gereken tedavi planının nasıl olması gerektiği üzerinde çalışıldı ve TPS'de farklı planlar oluşturuldu (2). Ayrıca planladığımız tedavi volümü için; protezsiz bir alanda 10 cm derinlikteki doz değerleriyle protezin hemen altında ki (yüzeyden 10 cm derinlikte) doz değerleri karşılaştırıldı. Bir adet kalça protezi olan pelvis tümörlü bir hastanın farklı tekniklerle yapılmış olan tedavi planları Şekil 3-16'da gösterilmektedir.



Şekil 3-16: a) 6 MV foton enerjisiyle 6 alan tekniği ile pelvis ışınlaması, b) 6 MV foton enerjisiyle 5 alan planı, c) 6 MV foton enerjisiyle wedge'li 5 alan planı, d) 6 MV foton enerjisiyle wedge'li 3 alan tekniği

Yapılan planlar, kullanılan 3 ışın enerjisine göre ayrı ayrı tekrar edildi. TPS'nden elde edilen veriler tablo şeklinde oluşturuldu ve azalma oranları (3-1) hesaplanarak protezlerin ve enerji farklılıklarının karşılaştırılması yapıldı. Her protezin merkezi üç düzleminde, protezlerin hemen altındaki noktaya göre doz profil eğrileri oluşturuldu.

3.2.5. İyonizasyon Yöntemi ile Alınan Ölçümler

Katı su fantomunda protezsiz ve protezli olarak 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikte iyon odası ile dozlar ölçüldü. IAEA TRS-398 protokolüne göre ölçülen dozlar absorbe doza çevrildi. Aynı derinlikteki protezli ve protezsiz absorbe dozların oranı alındı. IAEA TRS-398 protokolüne göre; okuma değerleri iyon odasının $N_{D,w}$ (sudaki kalibrasyon faktörü) ve k_Q düzeltme faktörleri ile çarpılır ve absorbe doz; denklem 2-5 ile hesaplanır.

$$(D = M_U \cdot N_{D,w} \cdot k_Q) \quad (2-5)$$

Ölçümde kullanılan iyon odasının $N_{D,w}$ değeri 1,112 mGy/mGy'dir. 6 MV ve 15 MV için k_Q değerleri TPR_{10}^{30} ışın kalitelerine bağlı olarak 398 protokolünde tablo olarak verilmiştir (21). Bu tablodan 6 MV için $k_Q = 0,991$, 15 MV için $k_Q = 0,997$ olarak bulundu. Daha sonra tüm okuma değerleri, bu faktörlerle çarpıldı ve absorbe doz değerleri not edilerek convolution algoritması ile karşılaştırmak için tablolar oluşturuldu. Bu tablolar ham veriler kısmına eklenmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İyon Odası Bulguları

Katı su fantomunda protezsiz ve protezli durumlar için ayrı ayrı yapılan ölçümlerden elde edilen doz değerlerine göre doz profilleri çizdirilmiş ve tablolar oluşturulmuştur. Profillerden tayin edilen, Co-60 gamma ışınları, 6 MV ve 15 MV foton ışınları için protezin merkezi üç noktasında alınan dozdaki maksimum azalmalar Tablo 4-1'deki gibidir. Tabloda belirtilen 1.düzlem protezin topuz (kalın) kısmını, 2.düzlem protezin gövde (orta) kısmını, 3.düzlem ise protezin uç (ince) kısmını ifade etmektedir.

Tablo 4-1: Protezlerin üç düzleminde ölçülen, dozdaki azalma oranları

Protez No	Alaşım	Çap	Düzlem	Co-60	6 MV	15 MV
1	Titanyum	28 mm	1	0.180	0.175	0.172
			2	0.075	0.061	0.058
			3	0.020	0.016	0.015
2	Titanyum	48 mm	1	0.218	0.200	0.193
			2	0.087	0.072	0.071
			3	0.023	0.021	0.020
3	Paslanmaz Çelik	26 mm	1	0.354	0.298	0.286
			2	0.177	0.151	0.109
			3	0.129	0.101	0.070
4	CoCrMo	28 mm	1	0.378	0.341	0.302
			2	0.211	0.178	0.153
			3	0.174	0.142	0.132

Maksimum azalmanın en yüksek olduğu değerler Co-60 gamma ışınlarıyla alınan ölçümlerden elde edilmiştir. Enerji arttıkça maksimum azalma değerlerinin de azaldığını ve kullanılan protezlerin elektron yoğunluğu yükseldikçe maksimum azalma değerlerinin arttığını görmekteyiz. Çalışmada kullanılan 4 protez için ölçümler protezin üç merkezi noktasında, 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikte yapıldı. Aşağıda her üç ışın enerjisine göre farklı derinliklerdeki, dozdaki maksimum azalmanın derinlikle değişimi tablolar halinde gösterilmektedir.

Tablo 4-2: Co-60 gamma ışınlarıyla 15x10 cm’lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi

Protez	Çap	Düzlem	d=7 cm	d=10 cm	d=12 cm	d=15 cm
Titanyum	28 mm	1	0.180	0.175	0.173	0.169
		2	0.075	0.068	0.059	0.055
		3	0.020	0.016	0.013	0.008
Titanyum	48 mm	1	0.218	0.192	0.182	0.171
		2	0.087	0.083	0.080	0.075
		3	0.023	0.017	0.014	0.010
Paslanmaz Çelik	26 mm	1	0.354	0.346	0.343	0.336
		2	0.177	0.172	0.169	0.161
		3	0.129	0.124	0.120	0.119
CoCrMo	28 mm	1	0.378	0.372	0.369	0.366
		2	0.211	0.211	0.211	0.211
		3	0.174	0.169	0.169	0.159

Tablo 4-2’de görüldüğü gibi protezin tüm düzlemleri için alınan maksimum azalma değerleri en yüksek Co-60 cihazıyla yapılan ölçümlerden elde edilmiş ve bu değerler derinlik arttıkça, derinliğe bağlı olarak belirli bir oranda azalmıştır.

6 MV enerjisiyle derinliğe bağlı olarak yapılan ölçüm sonuçları Tablo 4-3’de gösterilmiştir.

Tablo 4-3: 6 MV foton ışınlarıyla 15x10 cm’lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi

Protez	Çap	Düzlem	d=7 cm	d=10 cm	d=12 cm	d=15 cm
Titanyum	28 mm	1	0.180	0.175	0.173	0.169
		2	0.133	0.131	0.119	0.109
		3	0.056	0.048	0.014	0.005
Titanyum	48 mm	1	0.200	0.182	0.179	0.167
		2	0.072	0.069	0.067	0.064
		3	0.021	0.015	0.013	0.010
Paslanmaz Çelik	26 mm	1	0.298	0.293	0.290	0.287
		2	0.151	0.149	0.140	0.140
		3	0.101	0.100	0.098	0.095
CoCrMo	28 mm	1	0.341	0.337	0.336	0.335
		2	0.178	0.174	0.171	0.164
		3	0.142	0.141	0.134	0.124

İyon odasıyla alınan ölçümlerden sağlanan bilgilere göre maksimum azalmanın en yüksek olduğu değer CoCrMo alaşımlı protezle, en düşük olduğu değer ise titanyum (28 mm) alaşımlı protezle yapılan ölçümlerden elde edilmiştir.

Tablo 4-4’de 15 MV foton ışınlarıyla derinliğe bağlı olarak, protezlerin merkezi 3 düzleminde yapılan ölçüm sonuçları gösterilmektedir. Dozdaki maksimum azalmanın en az olduğu değerleri 15 MV foton huzmeleri ile elde etmiş bulunmaktayız.

Tablo 4-4: 15 MV foton ışınlarıyla 15x10 cm’lik alanda; 7 cm, 10 cm, 12 cm ve 15 cm derinlikler için alınan ölçümlere göre, dozdaki azalmanın derinlikle değişimi

Protez	Çap	Düzlem	d=7 cm	d=10 cm	d=12 cm	d=15 cm
Titanium	28 mm	1	0.172	0.160	0.158	0.154
		2	0.058	0.041	0.039	0.037
		3	0.015	0.014	0.009	0.008
Titanium	48 mm	1	0.193	0.178	0.160	0.158
		2	0.071	0.062	0.061	0.052
		3	0.020	0.013	0.012	0.011
Paslanmaz Çelik	26 mm	1	0.286	0.284	0.283	0.271
		2	0.109	0.105	0.097	0.090
		3	0.070	0.066	0.065	0.063
CoCrMo	28 mm	1	0.302	0.295	0.289	0.278
		2	0.153	0.151	0.150	0.149
		3	0.132	0.127	0.125	0.121

Katı su fantomunda 0,6 cc’lik iyon odası kullanılarak Co-60 gamma ışını, 6 MV ve 15 MV foton huzmelerinde, farklı derinliklerde her bir protez malzemesi için protezli ve protezsiz ölçülen dozların oranları Tablo 4-5, Tablo 4-6 ve Tablo 4-7’de gösterilmiştir. Bu oranların derinlikle değişiminin az olduğu görülmektedir.

Tablo 4-5: Co-60 gamma ışınında, protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir]

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.819	0.782	0.645	0.621
10 cm	0.824	0.802	0.653	0.627
12 cm	0.826	0.817	0.656	0.630
15 cm	0.830	0.828	0.663	0.633

(a)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.924	0.912	0.822	0.788
10 cm	0.931	0.916	0.827	0.788
12 cm	0.940	0.919	0.830	0.788
15 cm	0.944	0.924	0.838	0.788

(b)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.979	0.976	0.870	0.825
10 cm	0.983	0.982	0.875	0.830
12 cm	0.986	0.985	0.879	0.830
15 cm	0.991	0.989	0.880	0.840

(c)

Tablo 4-6: 6 MV foton ışınlarında protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir]

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.824	0.782	0.701	0.658
10 cm	0.845	0.807	0.706	0.662
12 cm	0.848	0.817	0.709	0.663
15 cm	0.850	0.828	0.712	0.664

(a)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.938	0.912	0.848	0.821
10 cm	0.955	0.916	0.850	0.825
12 cm	0.956	0.919	0.859	0.828
15 cm	0.956	0.924	0.859	0.835

(b)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.983	0.976	0.898	0.857
10 cm	0.984	0.982	0.899	0.858
12 cm	0.989	0.985	0.901	0.866
15 cm	0.993	0.989	0.904	0.875

(c)

Tablo 4-7: 15 MV foton ışınlarında protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi [a) 1.düzlemi, b) 2.düzlemi ve c) 3.düzlemi ifade etmektedir]

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.827	0.806	0.713	0.697
10 cm	0.831	0.821	0.715	0.704
12 cm	0.841	0.839	0.716	0.710
15 cm	0.845	0.841	0.728	0.721

(a)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.941	0.928	0.890	0.846
10 cm	0.958	0.937	0.894	0.848
12 cm	0.960	0.938	0.902	0.849
15 cm	0.962	0.947	0.909	0.850

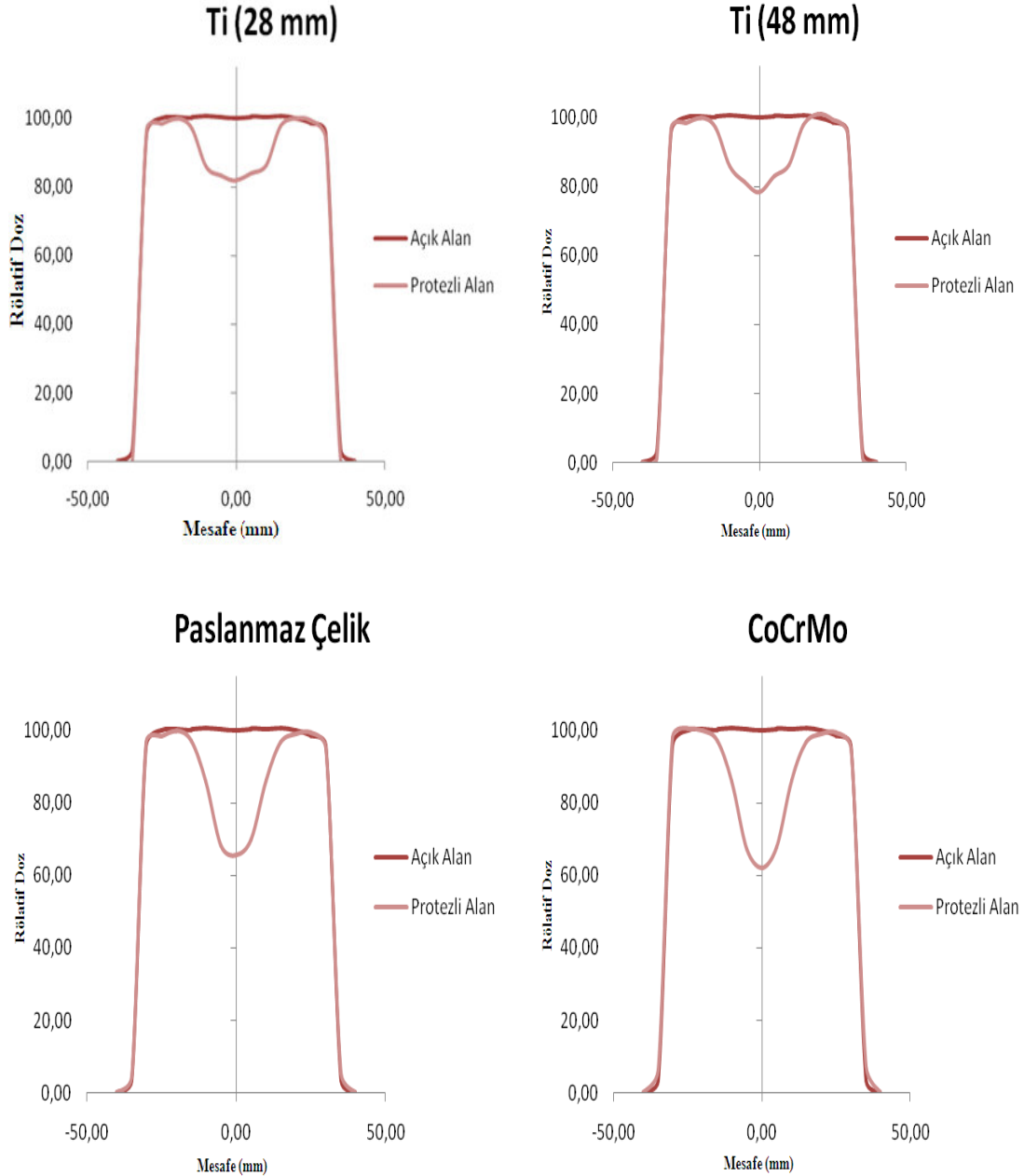
(b)

Derinlik	28 mm çaplı titanyum	48 mm çaplı titanyum	26 mm çaplı paslanmaz çelik	28 mm çaplı CoCrMo
7 cm	0.984	0.979	0.929	0.867
10 cm	0.985	0.986	0.933	0.872
12 cm	0.990	0.987	0.934	0.874
15 cm	0.991	0.987	0.936	0.878

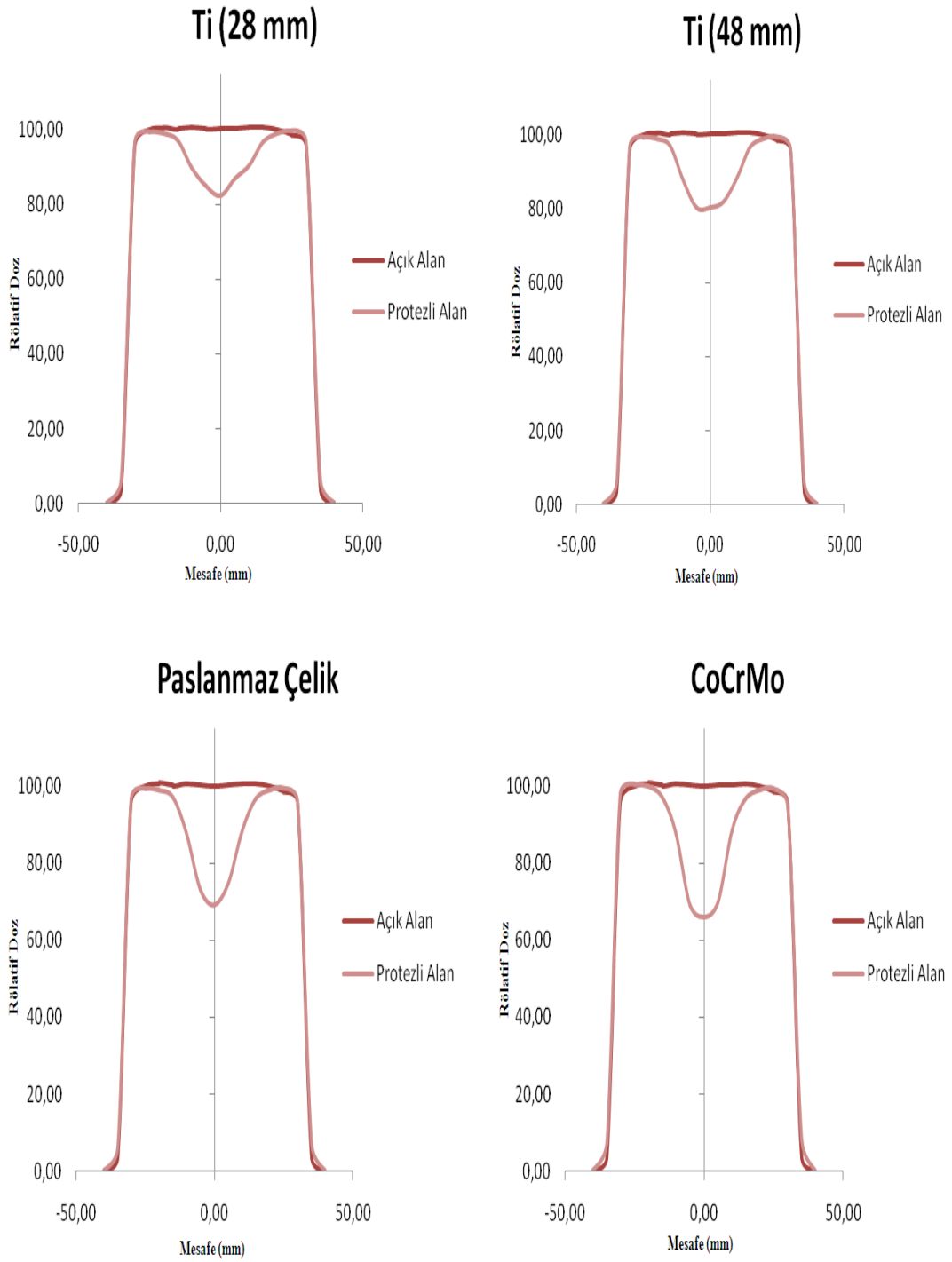
(c)

4.2. Film Işınlamalarından Elde Edilen Bulgular

Ölçümü yapılan enerjiler için protezsiz ve protezli durumlarda, profil grafikleri her bir protez için, protezin ölçümü alınan merkezi 1.düzlemini (topuz) ‘‘0’’ kabul ederek yatay eksenini boyunca çizdirilmiştir. Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3’de protezlerin her üç enerjiye göre (Co-60 gamma ışınları, 6 MV ve 15 MV foton huzmeleri) 1.düzlemde, 7 cm derinlikteki açık alan-protezli alan karşılaştırılması gösterilmektedir.

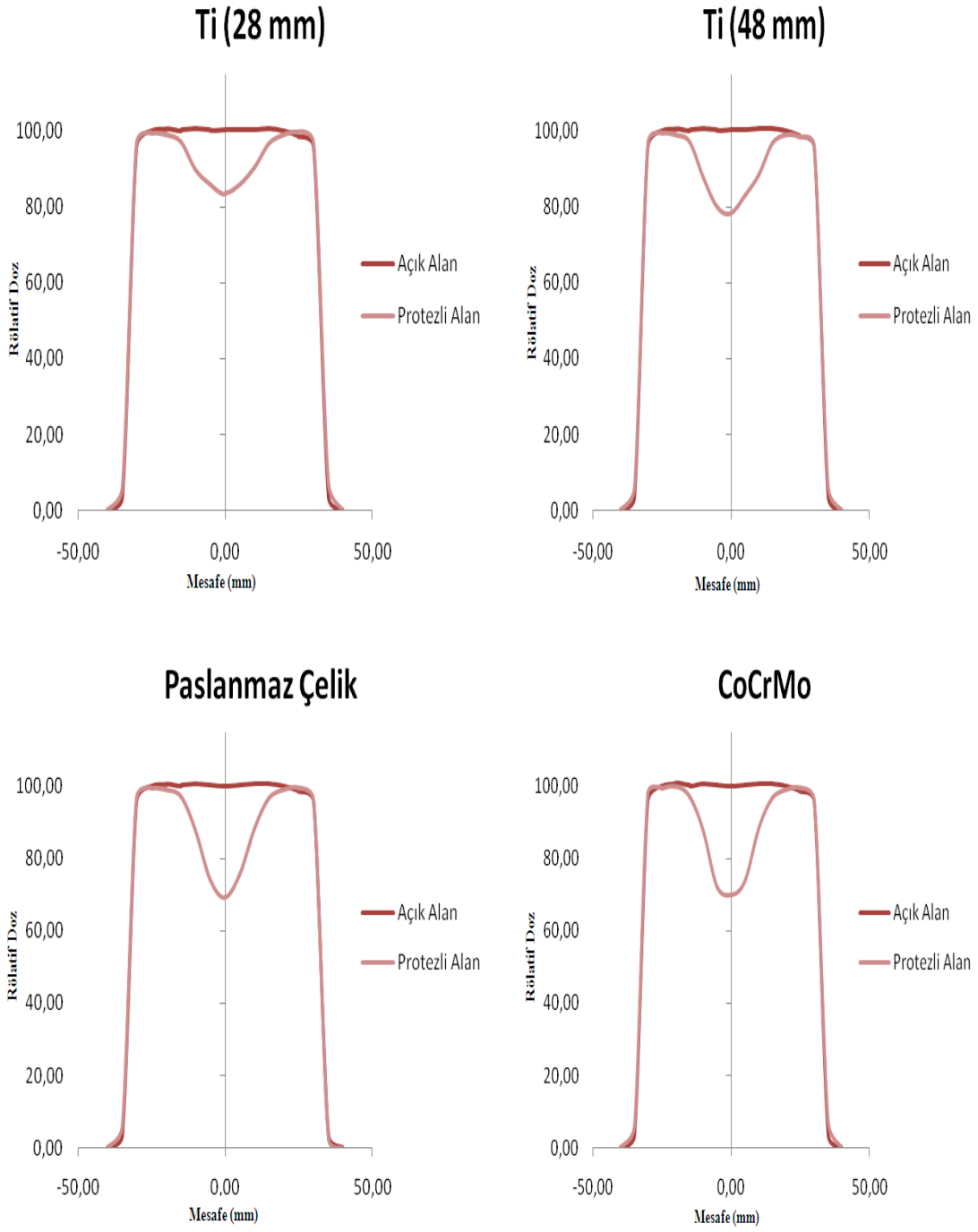


Şekil 4-1: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda Co-60 gamma ışınları ile elde edilen profil eğrileri



Şekil 4-2: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda 6 MV foton ışınları ile elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-1 ve Şekil 4-2'ye göre Co-60 gamma ışınları ve 6 MV foton ışınları ile elde edilen profil eğrilerinden elde ettiğimiz sonuçlar doğrultusunda protezli alanlardaki doz azalmasının Co-60 cihazında ve CoCrMo alaşımlı protezle çok daha fazla olduğu rahatlıkla görülmektedir.



Şekil 4-3: Protezlerin 1.düzlemde ve açık alanda 15 MV foton ışınları ile elde edilen profil eğrileri

15 MV foton ışınlarıyla elde ettiğimiz profillere göre doz düşüşü azalmış ve en az doz düşüşü bu enerji ile elde edilmiştir. Co-60 gamma ışınlarıyla CoCrMo alaşımı protez ile maksimum doz düşüşü %37.0, 15 MV foton enerjisiyle ise %29.9 olarak bulunmuştur.

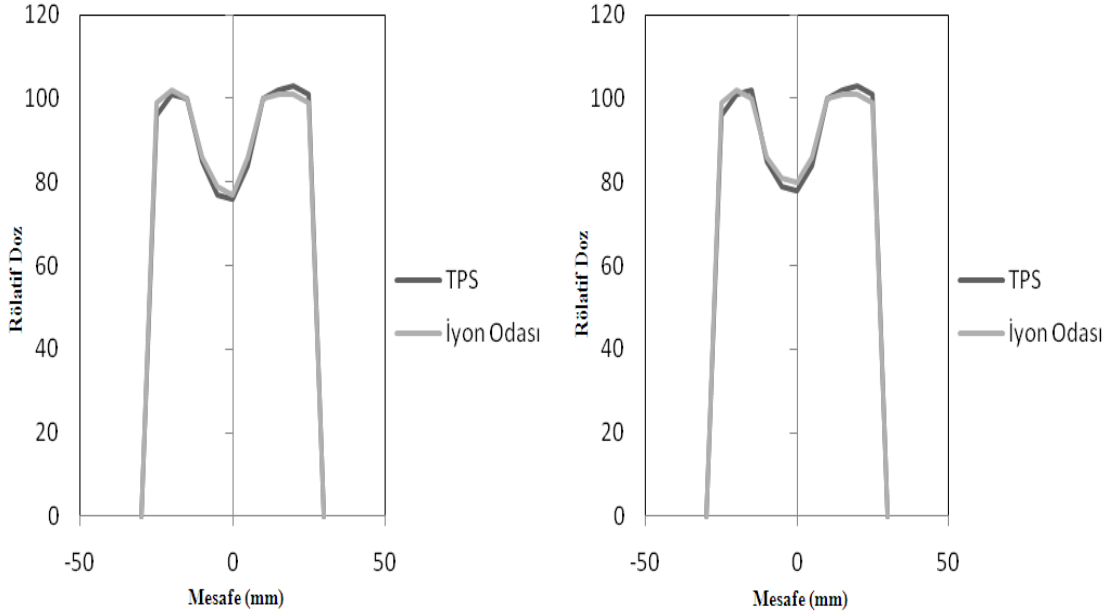
4.3. TPS Verileri

CMS XIO planlama sisteminde convolution algoritması ile yüzeyden 10 cm derinlikteki dozlar her üç ışın enerjisine (Co-60 gamma ışını ve 6 MV, 15 MV foton ışınları) göre hesaplandı. Bunun için BT'si çekilen protezli fantomların merkezi üç noktası belirlendi. Hedef hacim bu alanlara göre 15x10 cm'lik alan olarak açıldı. Açık alan ile protezli alan arasında karşılaştırma yapabilmek için, aynı boyutlarda protezsiz fantomlarla yapılan ölçümler için ayrı bir alan oluşturuldu. Her ışın enerjisine göre protezlerin hemen arkasındaki (10 cm derinlikte) dozlar bu iki alan için ayrı ayrı not edildi. Daha sonra protezli ve protezsiz alanlara göre bulunan dozların azalma oranları tablolaştırıldı (Tablo 4-8).

Tablo 4-8: TPS'ne göre protezlerin üç düzleminde, 10 cm derinlikte ve üç farklı enerjiyle alınan ölçümlerden elde edilen azalma oranları

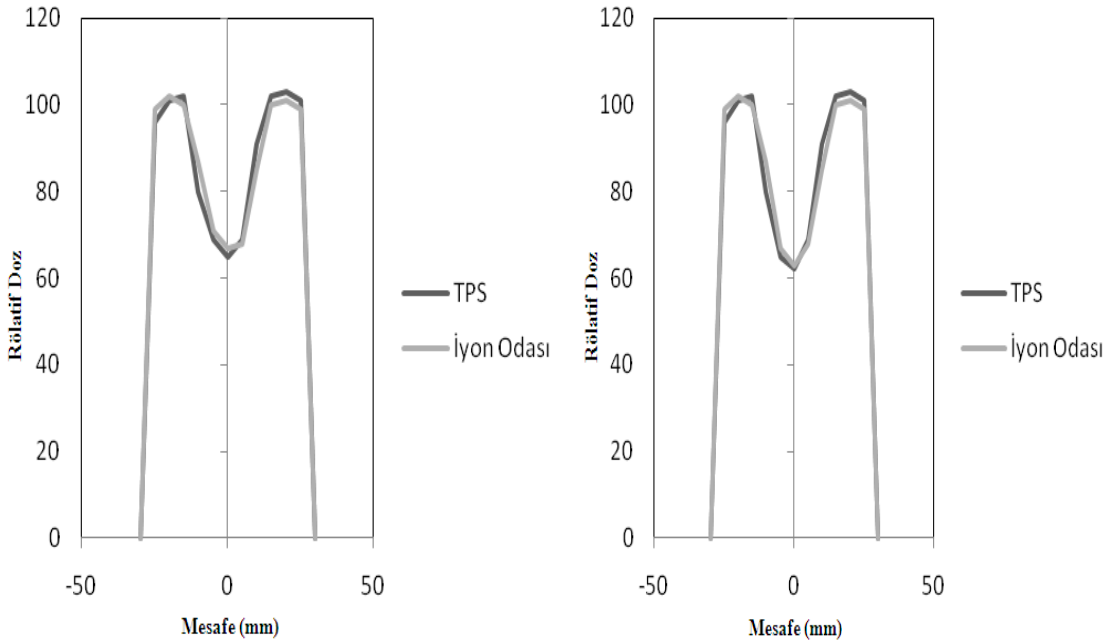
Protez Alaşım	Düzlem	Co-60	6 MV	15 MV
Titanyum (28 mm)	1	0.179	0.173	0.170
	2	0.075	0.060	0.057
	3	0.021	0.015	0.014
Titanyum (48 mm)	1	0.219	0.203	0.191
	2	0.088	0.071	0.069
	3	0.021	0.020	0.018
Paslanmaz Çelik	1	0.351	0.300	0.289
	2	0.175	0.153	0.111
	3	0.128	0.103	0.069
CoCrMo	1	0.375	0.340	0.301
	2	0.210	0.179	0.155
	3	0.177	0.144	0.130

TPS'den elde ettiğimiz doz azalma oranları (3-1) ile iyonizasyon yöntemiyle elde ettiğimiz değerleri her merkezi alan için karşılaştırdığımızda maksimum TPS verilerinin $\%+1.69$ doz farkının olduğu bulundu. Bu fark CoCrMo protezi ile elde edilmiştir.



(a) Titanyum (48 mm)

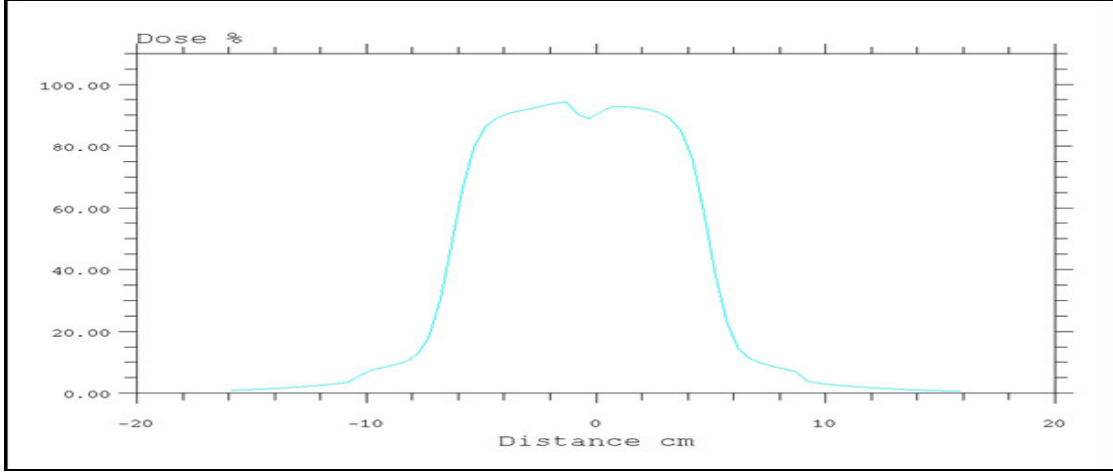
(b) Titanyum (28 mm)



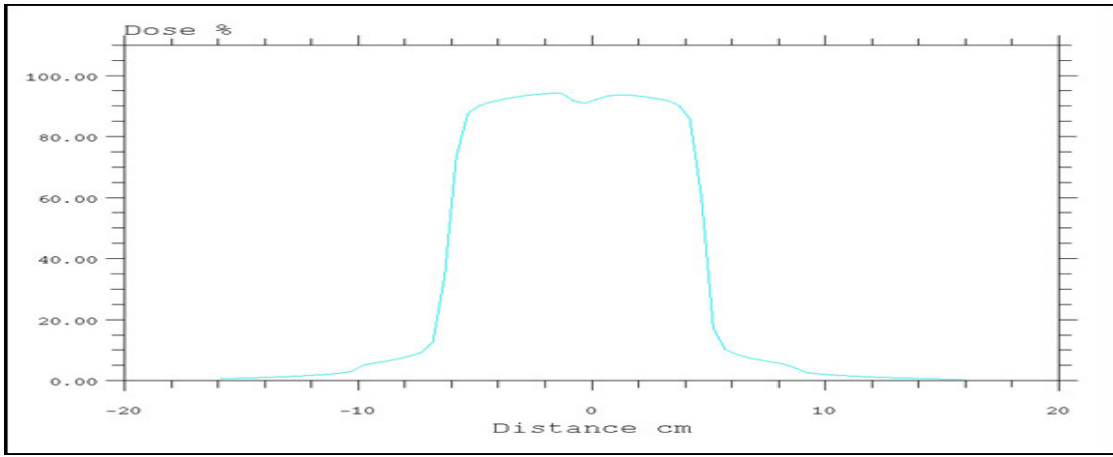
(c) Paslanmaz Çelik (26 mm)

(d) CoCrMo (28 mm)

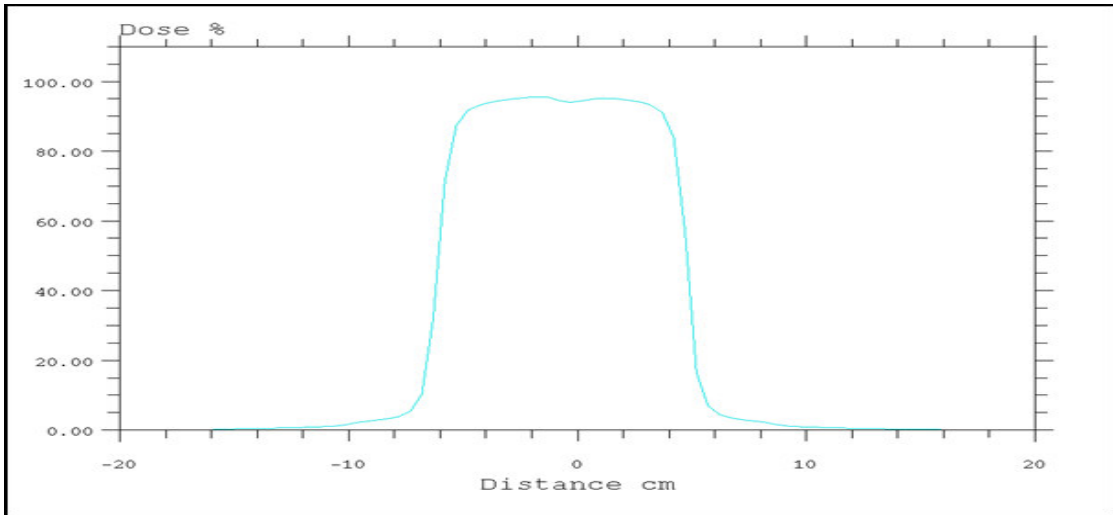
Şekil 4-4: 6 MV foton enerjisinde, protezlerin 1.düzlemine göre 10 cm derinlikte alınan iyon odası ölçümleriyle TPS hesaplamalarının karşılaştırılması



(a) Co-60 cihazı

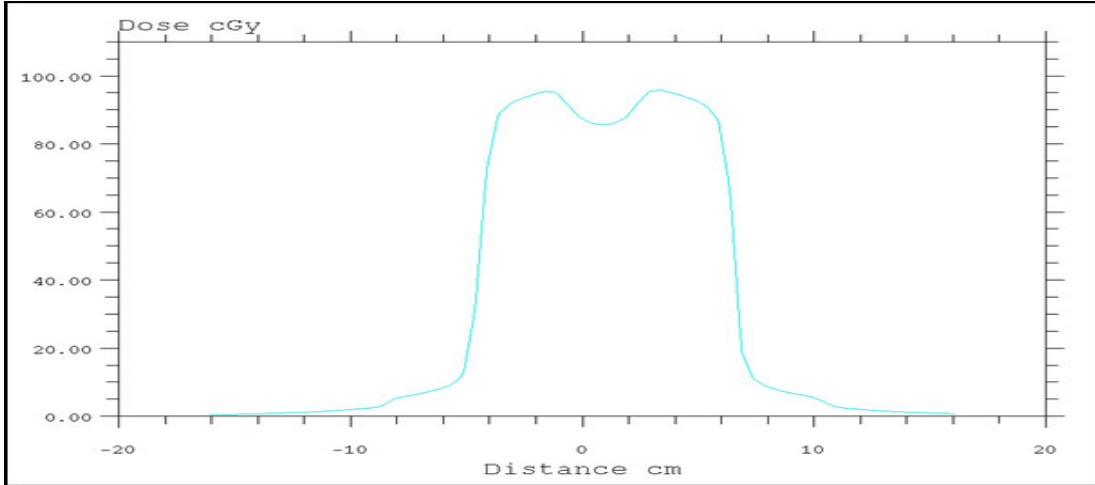


(b) DBX lineer hızlandırıcı

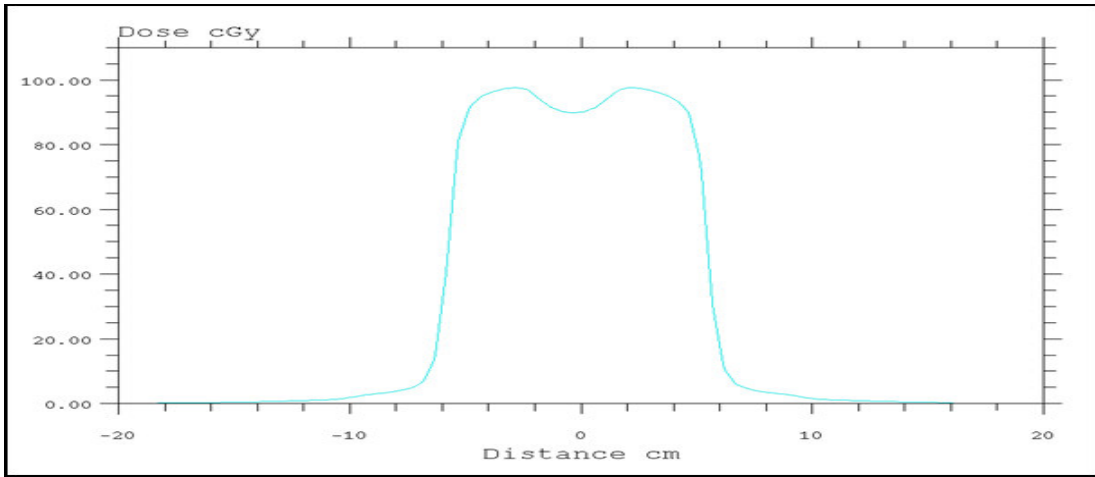


(c) Saturn-42 lineer hızlandırıcı

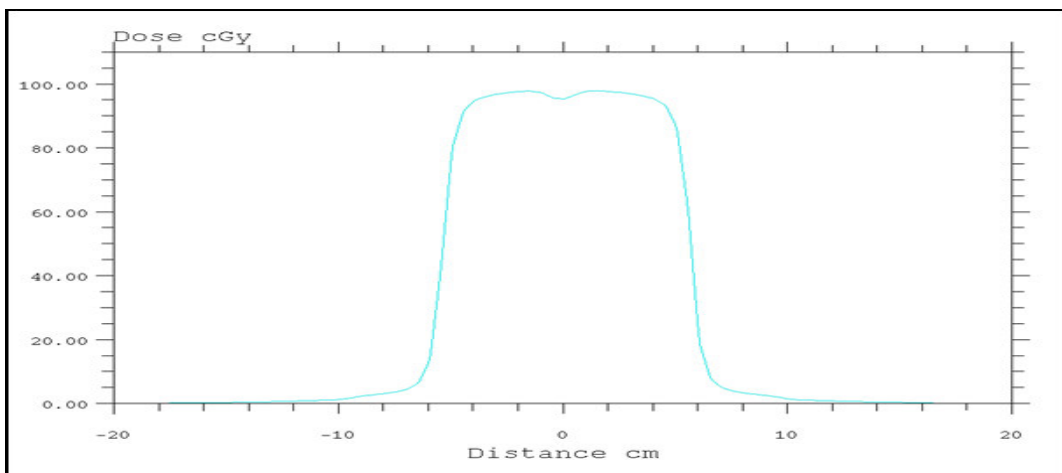
Şekil 4-6: 3 farklı enerjide Ti (28 mm) alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturululan doz profilleri



(a) Co-60 cihazı

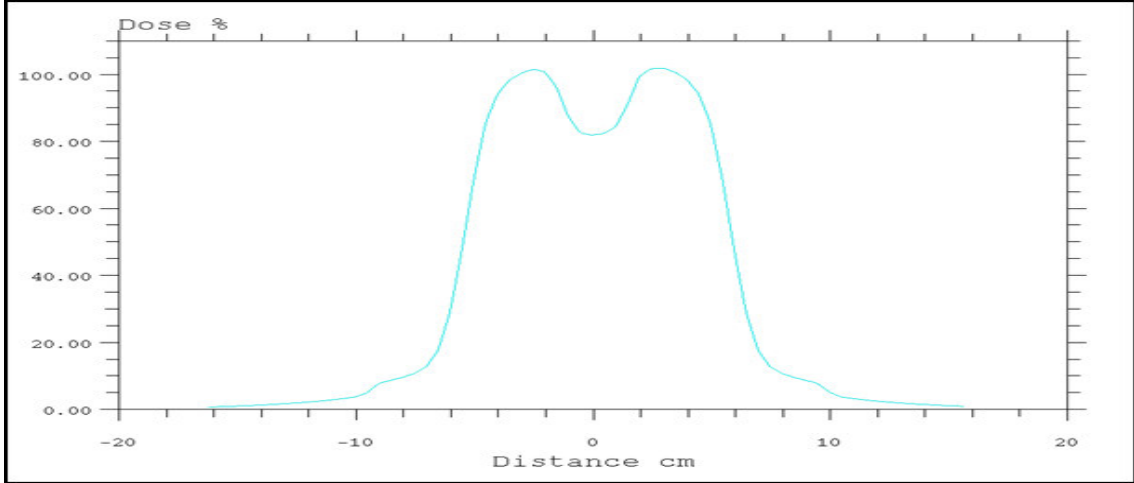


(b) DBX lineer hızlandırıcı

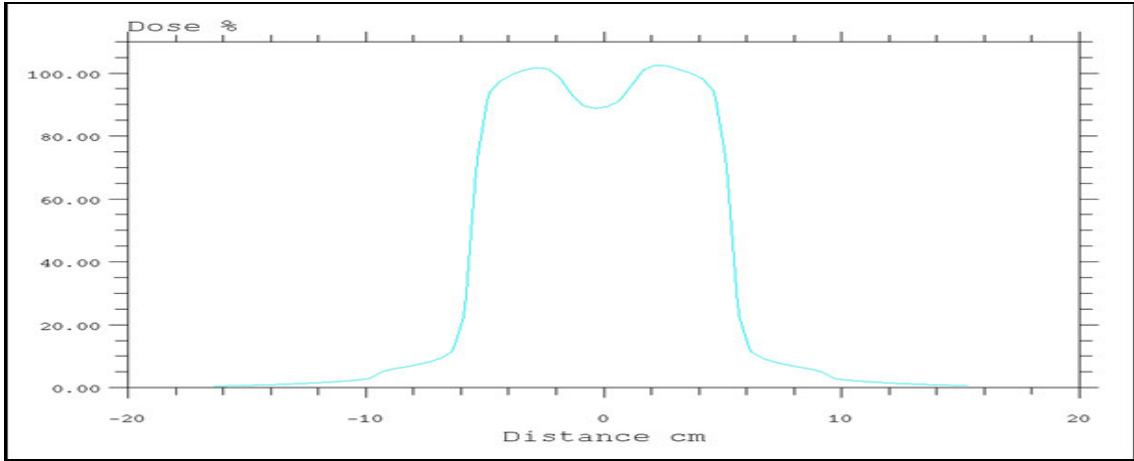


(c) Saturn-42 lineer hızlandırıcı

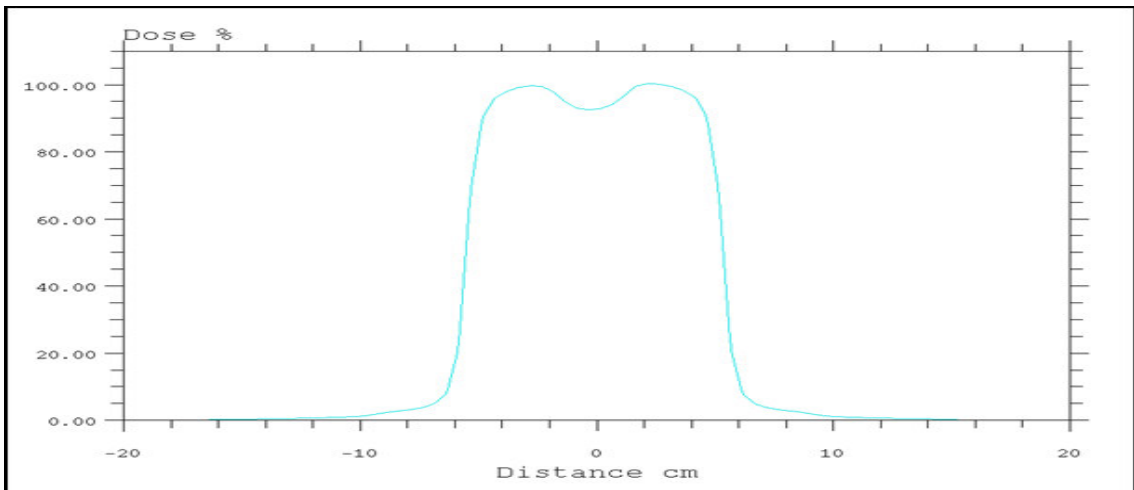
Şekil 4-7: 3 farklı enerjide Ti (48 mm) alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri



(a) Co-60 cihazı

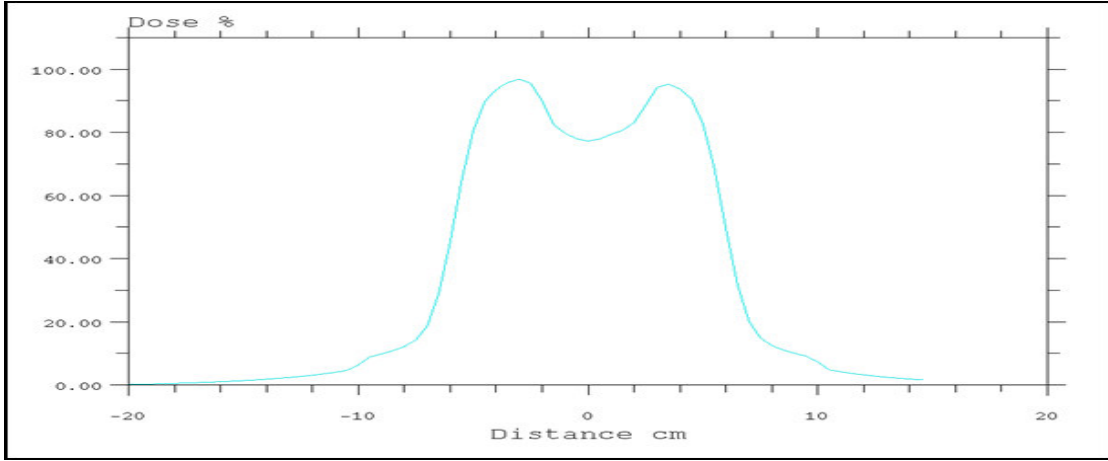


(b) DBX lineer hızlandırıcı

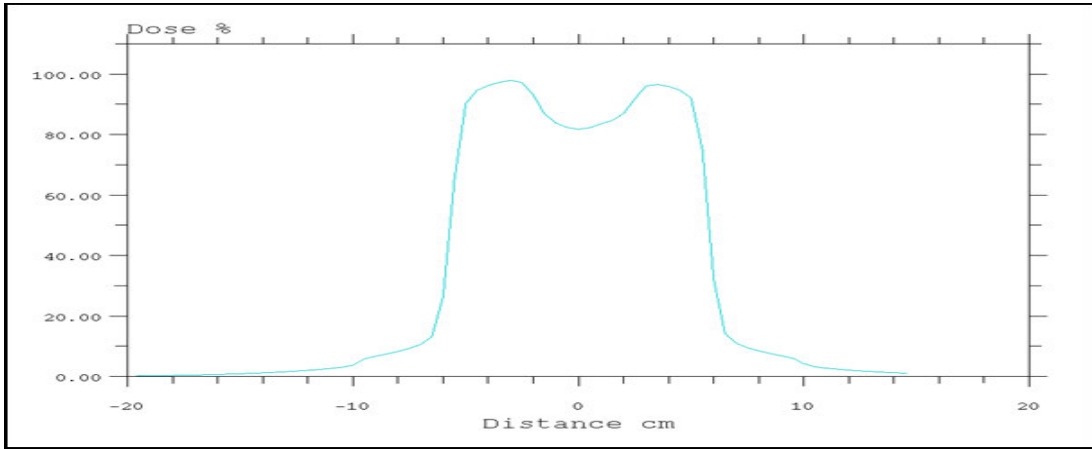


(c) Saturn-42 lineer hızlandırıcı

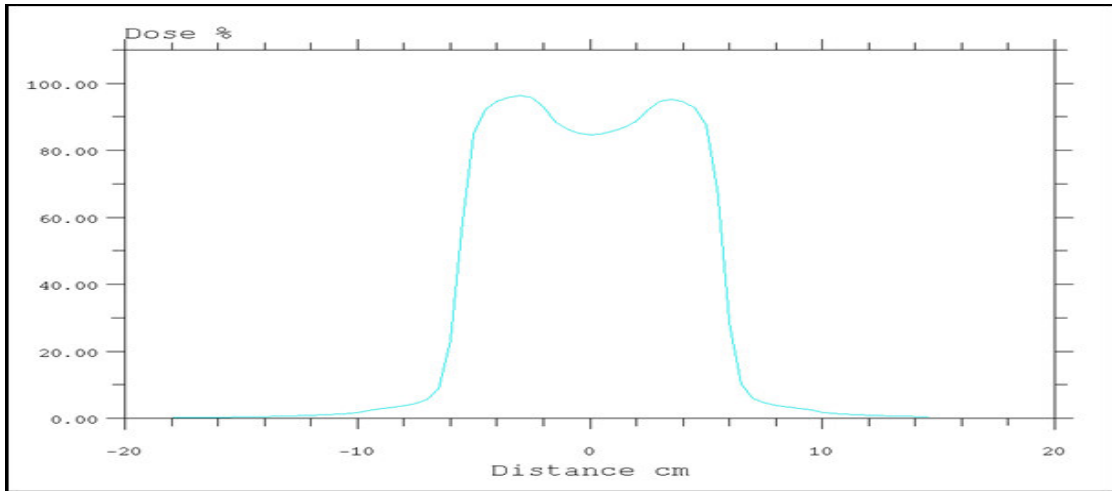
Şekil 4-8: 3 farklı enerjide paslanmaz çelik kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzlemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri



(a) Co-60 cihazı



(b) DBX lineer hızlandırıcı



(c) Saturn-42 lineer hızlandırıcı

Şekil 4-9: 3 farklı enerjide CoCrMo alaşımı kalça proteziyle, 10 cm derinlikte, 2.düzemde, 15x10 cm'lik alan için oluşturulan doz profilleri

5. TARTIŞMA

Radyoterapide hastanın tedavisinin doğru bir şekilde yapılabilmesi için tümörün istenilen dozu alması, radyasyon alanı içindeki kritik organ ve sağlıklı dokuların ise korunması gerekir. Tedavide başarı sağlanması tümörlü doku ya da organ için uygun tedavi tekniğinin belirlenmesine ve bu tekniğin doğru uygulanmasına bağlıdır. Dolayısıyla hastaya uygulanan radyasyon dozu ile tümör arasında bulunabilecek dokudan farklı yoğunluklu yabancı bir madde tümörün eksik veya fazla doz almasına neden olabilir. Bu varsayımdan yola çıkarak kalça protezi bulunan bir hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması durumunda protezin uygulanacak tedaviyi nasıl etkileyeceği tedavinin eksiksiz yapılabilmesi açısından önemli olduğundan, protezin tedavi volümünde meydana getireceği doz inhomojenitesi çeşitli araştırmaların da konusu olmuştur.

Bizim çalışmamızda 4 adet kalça protezinin Co-60 gamma ışını ile 6 MV ve 15 MV foton ışınlarında, dozda meydana getirdiği değişiklik incelenmiştir. Co-60 gamma ışını ile 7 cm derinlikte, 28 mm titanyum alaşımı protez için; protezin 1.düzleminde en fazla %18, 2.düzleminde %7.5, 3.düzleminde ise en fazla %2'lik doz düşüşü gözlenmiştir. Aynı şartlarda 6 MV enerji ile; protezin 1.düzleminde en fazla %17.5, 2.düzleminde %6.1, 3.düzleminde ise en fazla %1.6'lık doz düşüşü gözlenmiştir. 15 MV enerji ile aynı koşullarda yapılan ölçüm sonuçlarına göre; protezin 1.düzleminde en fazla %17.2, 2.düzleminde %5.8, 3.düzleminde ise en fazla %1.5'lik doz düşüşü gözlenmiştir. En düşük değerler protezin kalınlığı ve yoğunluğu sebebiyle bu protez ile elde edilmiştir.

Aynı elektron yoğunluğuna sahip, daha kalın boyutlardaki titanyum (48 mm) alaşımı protezle protezin kalınlığına bağlı olarak; Co-60 gamma ışını ve 7 cm derinlikte yapılan ölçümlere göre protezin 1.düzleminde en fazla %21.8, 2.düzleminde %8.7, 3.düzleminde ise en fazla %2.3'lük doz düşüşü gözlenmiştir. Aynı şartlarda 6 MV enerji ile; protezin 1.düzleminde en fazla %20, 2.düzleminde %7.3, 3.düzleminde ise en fazla % 2.1'lik doz düşüşü gözlenmiştir. 15 MV enerji ile aynı koşullarda yapılan ölçüm sonuçlarına göre; protezin 1.düzleminde en fazla %19.3, 2.düzleminde %7.1, 3.düzleminde ise %2'lik doz düşüşü gözlenmiştir. Titanyum (28 mm) alaşımı protez ile alınan ölçüm sonuçlarına göre titanyum (48 mm) alaşımı protezden %3.79 daha az doz

düşüşü olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebinin protezlerin şekil ve kalınlık farkından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Nielsen ve ark. kalça protezlerinin arkasındaki doz dengelenmesine yönelik bir fantom çalışması yapmışlardır. Çalışmada dört farklı protez kullanılmış, bunlardan üçü titanyum maden alaşımı, bir tanesi de CoCrMo (Kobalt-Krom-Molibden) maden alaşımıdır. Soğurma malzemesi olarak, katı su fantomları kullanılarak, protezleri fantomun arkasına yerleştirmişlerdir. Fantomun toplam kalınlığı 40 cm olup, her 10 cm'de filmler konulmuştur. 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için belirlenen derinliklerde protezli ve protezsiz (sadece katı fantom) ortamda ölçümler alınmıştır. Yapılan foton ışınları analizine göre, Ti alaşımı üç protezde maksimum %23, %18, ve %30 doz azalmaları gözlenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre protez varlığı klinik olarak foton dozimetrisinde önemli bir etkiye neden olmaktadır (6). Bizim çalışmamıza göre Ti (48 mm) alaşımı protezde maksimum %21.8, Ti (28 mm) alaşımı protezde ise %18 doz azalması belirlenmiştir. Yaptığımız çalışmada titanyum alaşımı protezler için alınan ölçümlerde literatürdekilerle benzer sonuçlar bulunmuştur.

28 mm CoCrMo alaşımı protez ile Co-60 gamma ışını ve 7 cm derinlikte yaptığımız ölçüm sonuçlarına göre; protezin 1.düzleminde en fazla %37.8, 2.düzleminde %21.1, 3.düzleminde ise en fazla %17.4'lük doz düşüşü gözlenmiştir. Aynı şartlarda 6 MV enerji ile; protezin 1.düzleminde en fazla %34.1, 2.düzleminde %17.8, 3.düzleminde ise en fazla %14.2'lik doz düşüşü gözlenmiştir. 15 MV enerji ile aynı koşullarda yapılan ölçüm sonuçlarına göre ise; protezin 1.düzleminde en fazla %30.2, 2.düzleminde %15.3, 3.düzleminde ise en fazla %13.2'lik doz düşüşü gözlenmiştir. CoCrMo alaşımı protez ile yapmış olduğumuz ölçüm sonuçları literatürle paralellik göstermektedir (14).

Nielsen ve ark. 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için film yöntemiyle CoCrMo alaşımı protez ile yapmış oldukları çalışma sonucunda protezin hemen altında maksimum %43 doz azalmasının olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise CoCrMo alaşımı protez için maksimum %37.8 doz farkı gözlenmiştir. Yaptığımız çalışmada CoCrMo alaşımı protez ile aldığımız ölçümler literatürdeki sonuçlara yakındır. Doz azalma oranları arasında oluşan farkın sebebinin ise protezlerin şekil ve elektron yoğunluğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca CoCrMo alaşımı protezlerin titanyum alaşımı protezlere göre yoğunluğunun neredeyse iki kat fazla

olmasından dolayı protezin hemen altındaki bölgede doz düşüşü de iki kat fazla olmaktadır (6).

Carolan ve ark. ise kalça protezlerinin radyoterapi dozuna etkisini araştırmışlardır. CoCrMo alaşımı kalça protezi kullanılarak 6 MV x-ışınları ile tüm deneysel ölçüler alınmıştır. Doz profilleri için su fantomundan yararlanılmıştır. Bu çalışmada protezlerin yoğunlukları belirtilerek en büyük elektron yoğunluğuna sahip protezin doz dağılımında fazla düşüş olması gerektiği belirtilmiştir. Yapılan deneysel ölçümler sonucunda oluşturulan derin doz eğrilerinde protez varlığında 15 cm derinlikte %32'lik bir doz azalması olduğu gösterilmiştir. Bu sonuca göre CoCrMo maden alaşımli kalça protezi varlığında yüksek bir doz azalması olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda ise, iyon odası kullanılarak CoCrMo proteziyle alınan ölçümlere göre; 15 cm derinlikte Co-60 gamma ışınlarıyla %36.6, 6 MV x-ışınlarıyla %33.5 ve son olarak 15 MV x-ışınlarıyla %27.8'lik doz azalması olduğu görülmüştür. Diğer protezlere göre daha fazla doz düşüşü olan bu protezdeki düşüş sebebinin elektron yoğunluğundan kaynaklandığı anlaşılmaktadır (8).

CoCrMo alaşımı protez ile yaptığımız ölçüm sonuçları diğer çalışmalarda bulunan ölçüm sonuçlarını doğrular niteliktedir. Buna göre; Alecu ve ark. kalça protezli hastalarda pelvise ait radyasyon tedavisinde hedef volümünde kabul edilemez bir doz azalması olup olmayacağı araştırmasını yapmışlardır. İki kenarlı kobalt-krom alaşımli kalça protezleri boyunca 15 MV foton ışınının çıkış D_{max} 'ında dozda %55'lik bir azalma olduğunu belirtmişlerdir. Sonuçta kalça protezi varlığında dozun önemli bir derecede azaldığı belirtilerek tedavi planlama sisteminde çeşitli yöntemlerle kalça protezinin göz önünde bulundurulması gerektiği üzerinde durulmuştur (7).

Çalışmamızda son olarak 26 mm paslanmaz çelik protez ile Co-60 gamma ışını ve 7 cm derinlikte yaptığımız ölçüm sonuçlarına göre; protezin 1.düzleminde en fazla %35.4, 2.düzleminde %17.7, 3.düzleminde ise en fazla %12.9'luk doz düşüşü gözlenmiştir. Aynı şartlarda 6 MV enerji ile; protezin 1.düzleminde en fazla %29.8, 2.düzleminde %15.1, 3.düzleminde ise en fazla %10.1'lik doz düşüşü gözlenmiştir. 15 MV enerji ile aynı koşullarda yapılan ölçüm sonuçlarına göre ise; protezin 1.düzleminde en fazla %28.65, 2.düzleminde %10.9, 3.düzleminde ise en fazla %7'lik doz düşüşü gözlenmiştir.

1994 yılında Ercan ve ark. yüksek enerjili fotonlarla yapılan radyoterapide metal implantların tedavi dozuna etkilerini değerlendirmişlerdir. Kalça protezi varlığında meydana gelen doz azalma oranlarını bulabilmek için farklı elektron yoğunluklu paslanmaz çelik ve titanyum kalça protezlerini kullanarak, Co-60 ve 8 MV foton huzmeleriyle ışınlamalar yapmışlardır. Yaptıkları bu çalışmada kullanılan protezlerin yüzey dozlarını her iki ışın enerjisi için TLD dozimetri metoduyla incelemişlerdir. Ayrıca nucletron tedavi planlama bilgisayarında inhomojenite düzeltme sonuçlarını TAR yöntemiyle yapılan hesaplama sonuçları ile karşılaştırmışlardır. Sonuçta protezi içine alan tedavi alanının büyüklüğüne bağlı olarak dozdaki değişim protezlerin farklılığına ve çalışılmış olan enerjilere bağlı olarak %5.6 ile %31.6 arasında değişmiştir. Sonuç olarak, kalça protezi varlığında önemli bir doz azalmasının olduğu ve azalma oranı sonuçlarının tedavi planlama sisteminde klinisyene yardımcı olacak kadar yetrli bilgiyi sağlayacağı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise kullandığımız protez ve enerjilere bağlı olarak dozdaki azalma oranı %0.8 ile %37.8 arasında değişmiştir (1).

Yaptığımız ölçüm sonuçlarına göre TPS ile iyonizasyon yöntemi arasındaki ölçümlerden elde edilen doz farkı %+1.69 bulunmuştur. TPS ile elde edilen ölçüm sonuçları daha yüksek çıkmıştır. Ayrıca film ölçümlerinden elde edilen profiller ile TPS'nin bu malzemeler için verdiği ölçüm sonuçları incelendiğinde %1.85'lik bir doz azalması olduğu görülmüştür. Bulduğumuz azalma oranı literatürle uyumludur (13). Yüksek doz farkının çıkma ihtimaline karşın Hazuka ve Sibata tedavi planlama sistemlerinde yüksek elektron yoğunluklu malzemeler için bazı enerjilerde düzeltme faktörü kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (4,5). Bunun sebebinin; tedavi planlama sistemlerinde kullanılan, farklı inhomojenite düzeltme metodlarından ve farklı algoritmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

1988 yılında Hazuka ve ark. yaptıkları çalışmada kullandıkları kalça protezleri; paslanmaz çelik, CoCrMo alaşımı ve Ti'dan yapılmıştır. Araştırmalarını 4 MV ve 10 MV'luk foton huzmeleri için yapmışlardır. CoCrMo alaşımından yapılmış kalça protezi bulunan bir prostat kanserli hasta için yapılan değişik tedavi planlamalarını incelemişlerdir. Kullanmış oldukları tedavi planlama bilgisayarında inhomojenite düzeltmesi doku maksimum oranı (TMR) metodu kullanılarak yapılmaktaydı. Onlar karşılaştırma yapmak amacıyla her bir protez için hem fiziksel yoğunluk, hem de suya

göre elektron yoğunluğu ile hesaplamalar yapmışlardır. Sonuçta, kalça protezinin varlığında inhomojenite düzeltilmesi yapılmasını ve tedavi planlama bilgisayarında protezlerin fiziksel yoğunluklarının değil, elektron yoğunluklarının göz önüne alınmasını tavsiye ettiler (4).

1990 yılında Sibiata ve ark. ise farklı malzeme ve geometrik özelliklerdeki protezlerle yapmış oldukları ölçümleri General Elektrik tedavi planlama sisteminin vermiş olduğu neticelerle karşılaştırmışlardır. Onlar çalışmalarında paslanmaz çelik, Ti ve Co-Cr-Mo alaşımından yapılmış protezler kullanmışlardır. Femoral başlıklı protezlerin çapları 28 mm ile 54 mm arasında değişmektedir. Çalışmalarını 6 MV ve 18 MV'luk foton huzmesi ile yapmışlardır. Yapmış oldukları ölçümlerde; protez arkasında farklı düzlemlerde alınan ölçümlerin protezin yapısından dolayı farklılık gösterdiğini gözlediler. Protezsiz ve protezli olarak almış oldukları profillerden “maksimum azalma” ve “azalma oranı” nı tanımladılar. Su fantomuna yerleştirdikleri protez arkasında 10 cm, 15 cm ve 20 cm'de profiller alıp bu ölçüm neticelerini tedavi planlama bilgisayarının verdiği neticelerle karşılaştırdılar. Yapmış oldukları çalışma sonunda; Co-Cr alaşımından yapılmış içi dolu kalça protezi için %50'lik bir maksimum azalma tayin etmişlerdir. Ayrıca elde ettikleri maksimum azalma ve azalma oranlarının tedavi planlama bilgisayarları olmayan merkezlerde tedavi planlamasına ışık tutacağını bildirdiler (5).

Yapılmış olan tüm bu çalışmalar; ölçümlerin yapıldığı ışın kaliteleri, tedavi planlamasında kullanılan bilgisayarların farklı yazılıma sahip olmaları ve farklı inhomojenite düzeltme metodu kullanılması dışında birçok noktada birleşmektedir. Bunlar:

- Çalışmalarda; paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış protezler kullanılmıştır.
- Çalışmada kullanılan protezlerin boyutları sınırlı olup, çoğunda protezlerin arka planlarındaki doz dağılımı incelenmiştir.
- Alınan ölçüm değerleri ile tedavi planlama bilgisayarlarının vermiş olduğu neticeler karşılaştırılmıştır.
- Kullanılan protezlerin suya göre elektron yoğunlukları göz önüne alınarak inhomojenite düzeltilmesi yapılmıştır.

- Kalça protezi olup pelvis yerleşimli malign hastalığı olan (prostat,rektum,serviks Ca) ve radyoterapi yapılan hastalar için uygulanacak tedavi tekniklerinin izodoz dağılımları protezli ve protezsiz olarak çizdirilmiş ve target volümdeki doz değişimi incelenmiştir.

Yaptığımız tüm bu işinlamalardan elde ettiğimiz sonuçlara göre;

- a) Düşük elektron yoğunluklu titanyum protezlerin paslanmaz çelik ve diğer alaşımli protezlere göre her üç ışın enerjisinde, dozda daha az değişmeye neden olmaları, aşınma, çatlama gibi durumlarda diğer protez alaşımlarına göre daha dayanıklı, hafif ve MR uyumlu olmaları nedeniyle, kullanımda öncelikle tercih edilmelidir.
- b) Yüksek enerjili fotonlarla yapılan radyoterapide; protez arkasındaki doz değişimi Co-60 ışınlarına göre daha az olduğundan, radyasyon onkologları tarafından bu hastaların tedavisinde yüksek enerjili ışınlar tercih edilmelidir.
- c) Kalça protezi olan hastalarda tedavi volümü ön-arka alandan ışınlandığında tedavi volümündeki dozu fazla düşürüyorsa 3 alan veya daha fazla alan tekniği ile hastanın tedavi planı oluşturulmalıdır.
- d) Protezlerin tedavi volümünü gölgelemesinden kaçınılamıyor ise, tedavi planlamasının inhomojenite düzeltilmesi yapılarak değerlendirilmesi gerekmektedir.
- e) TPS'de doz dağılımları ve doz hesaplamaları yapıldığında, inhomojenite düzeltilmesinin mutlaka yapılması gerekmektedir (1).

Yaptığımız çalışmada; her bir protez için hesaplanan maksimum azalma ve azalma oranlarının, klinisyene kolaylık sağlayacağı ve bu konuda; Radyasyon Onkoloğu, Fizikçi ve Ortopedistlerin birbirleri ile olan sağlıklı bilgi alışverişiyle tedavideki başarının artacağı görüşündeyiz.

KAYNAKLAR

1. Ercan T, ‘ Effect of Hip Prothesis on Megavoltage Beam Radiotherapy’. Radiotherapy and Oncology:40-119 (1996)
2. Reft C, Alecu R, Das IJ, Gerbi BJ, Keall P, Lief E, Mijnheer BJ, Papanikolaou N, Sibita C, Dyk JV, ‘Dosimetric Considerations for Patients with Hip Protheses Undergoing Pelvic Irradiation’. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. Med. Phys.; 30 (2003)
3. Topuz E, Aydnr A, Karadeniz AN, ‘Radyoterapinin Temel İlkeleri’. Klinik Onkoloji. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları:16-17 (2006)
4. Hazuka, MB, Ibbott, G.S., Kinzie, J. J. ‘Hip Prothesis During Pelvic Irradiation Effect and Corrections’. Int. J. Rad. Onc. Biol Phy; 14:1311-1317 (1988)
5. Sibata, CH, Mota, HC, Higgins, PD, Gaisser, D, Saxton, JP, Shin, KH, ‘Influence of Hip Prothesis on High Energy Photon Dose Distributions’. Int. J. Rad. Onc. Biol. Phy; 18:455-461 (1990)
6. Nielsen Martin Skovmos, Jesper Carl, Jane Nielsen, ‘A Phantom Study of Dose Compensation Behind Hip Prothesis Using Portal Dosimetry and Dynamic MLC’. Rad. Onc; 88:277-284 (2008)
7. Alecu R, Alecu M, Loomis T, Ochran T, He T, ‘ Traditional and MLC Based Dose Compensator Design for Patients with Hip Protheses Undergoing Pelvic Therapy’. Med. Dosim; 24:33-37 (1999)
8. Carolan M, Dao P, Fox C, Metcalfe P, ‘ Effect of Hip Protheses on Radiotherapy Dose’. Australas Radiol; 44:290-295 (2000)
9. Pasinli A, ‘Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler’. Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi; 4:25-34 (2004)
10. Güven ŞY, Delikanlı K, ‘Metalik Biyomalzemelerde Son Gelişmeler’. Timak-Tasarım Analiz Kongresi. (2006)
11. Çakır A, ‘İnsan Vücudunda Kullanılan Metalik İmplantların Dünü ve Bugünü’. 8th. International Metallurgy and Materials Congrees; 1131-1137 (1995)

12. Bazalova M, Coolens C, Cury F, Childs P, Beaulieu L, Verhaegen F, ‘ Monte Carlo Dose Calculations for Phantoms with Hip Protheses’. Jounal Phys. Conference Series; 102-102001 (2008)
13. Palleri F, Baruffaldi F, Angelini AL, Ferri A, Spezi E, ‘ Monte Carlo Characterization of Materials for Prosthetic Implants and Dosimetric Validation of Pinnacle³ TPS’. Nucl. Instr. And Meth. in Phys. Res; B266:5001-5006 (2008)
14. Mesbahi A, Nejad FS, ‘ Dose Attenuation Effect of Hip Protheses in a 9 MV Photon Beam: Commerical Treatment Planing System Versus Monte Carlo Calculations’. Radiat Med; 25:529-535 (2007)
15. Ulu MO, ‘Parçacık Detektörlerinin Tıpta Kullanımı’. Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; 20-24 (2008)
16. Çakır A, ‘Bitişik Alan IMRT Planlamasında İki Farklı Kolimatör (X ve Y) Yönünün Birleşim Bölgesindeki Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması’. Doktora Tezi (2010)
17. Gözcü S, ‘Yüksek Enerjili Foton Huzmeleri İçin Küçük Alan Dozimetrisinin Araştırılması’. Yüksek Lisans Tezi (2009)
18. Yurtcu E, ‘Kalça Protezli Prostat Kanseri Hastaları İçin Protez Arkasındaki Doz Dağılımının Film Dozimetre ve Statik MLC Kullanılarak Değerlendirilmesi’. Ege Üniv. Sağ. Bil. Enst. (2009)
19. Coolens C, Childs PJ, ‘Calibration of CT Hounsfield Units for Radiotherapy Treatment Planning of Patients with Metallic Hip Protheses: The Use of Extended CT-Scale’. Phys. Med. Biol. 48, 1591-1603 (2003)
20. Oğuz MU, ‘Parçacık Detektörlerin Tıpta Kullanımı’. Çukurova Üniv. Fen Bil. Enst. (2008)
21. Technical Report Series No: 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency, Vienna. (2000)
22. Zubaroğlu A, ‘Çok Yapraklı Kolimatör Sistemine Sahip Oncor Lineer Hızlandırıcıda Tedavi Alanı Dışındaki Dozların Belirlenmesi’. Yüksek Lisans Tezi. (2010)

23. Seyrek E, 'Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması'. Gazi Eğitim Fak. Ankara (2007)

HAM VERİLER

➤ İyon Odası ile Alınan Ölçümlerden Elde Edilen Absorbe Doz Değerleri

Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, Co-60 cihazı ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	87.23	7 cm	71.52	7 cm	80.68	7 cm	85.48
10 cm	71.29	10 cm	58.78	10 cm	66.44	10 cm	70.14
12 cm	62.01	12 cm	51.25	12 cm	58.35	12 cm	61.20
15 cm	49.93	15 cm	41.46	15 cm	47.18	15 cm	49.53
Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	86.28	7 cm	71.10	7 cm	81.01	7 cm	84.89
10 cm	71.47	10 cm	60.69	10 cm	68.52	10 cm	70.67
12 cm	63.15	12 cm	53.58	12 cm	60.41	12 cm	62.48
15 cm	52.98	15 cm	45.05	15 cm	50.69	15 cm	52.66
Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	89.35	7 cm	73.90	7 cm	84.16	7 cm	88.00
10 cm	73.08	10 cm	61.38	10 cm	70.08	10 cm	72.05
12 cm	64.05	12 cm	53.93	12 cm	61.55	12 cm	63.47
15 cm	55.94	15 cm	47.32	15 cm	53.87	15 cm	55.49

Titanyum (48 mm) alaşımlı protez için, Co-60 cihazı ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	87.23	7 cm	68.22	7 cm	79.56	7 cm	85.17
10 cm	71.29	10 cm	57.54	10 cm	65.35	10 cm	70.01
12 cm	62.01	12 cm	50.70	12 cm	57.01	12 cm	61.09
15 cm	49.93	15 cm	41.38	15 cm	46.15	15 cm	49.41
Titanyum (48 mm) alaşımlı protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	86.28	7 cm	68.97	7 cm	79.97	7 cm	84.42
10 cm	72.77	10 cm	59.50	10 cm	67.72	10 cm	71.64
12 cm	63.15	12 cm	51.81	12 cm	58.87	12 cm	62.28
15 cm	52.98	15 cm	44.11	15 cm	49.58	15 cm	52.41
Titanyum (48 mm) alaşımlı protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	89.35	7 cm	72.05	7 cm	82.90	7 cm	87.49
10 cm	73.08	10 cm	60.03	10 cm	68.50	10 cm	72.06
12 cm	64.05	12 cm	53.80	12 cm	60.08	12 cm	63.24
15 cm	55.94	15 cm	47.09	15 cm	53.01	15 cm	55.03

Paslanmaz çelik (26 mm) alaşımli protez için, Co-60 cihazı ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	93.26	7 cm	60.19	7 cm	76.69	7 cm	81.20
10 cm	76.34	10 cm	49.88	10 cm	63.16	10 cm	66.84
12 cm	66.40	12 cm	43.60	12 cm	55.15	12 cm	58.38
15 cm	53.70	15 cm	35.61	15 cm	45.03	15 cm	47.26
Paslanmaz çelik (26 mm) alaşımli protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	86.62	7 cm	60.80	7 cm	73.46	7 cm	77.80
10 cm	74.38	10 cm	52.58	10 cm	63.28	10 cm	66.92
12 cm	66.89	12 cm	47.47	12 cm	57.47	12 cm	60.32
15 cm	56.89	15 cm	40.55	15 cm	48.90	15 cm	51.44
Paslanmaz çelik (26 mm) alaşımli protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	94.35	7 cm	67.32	7 cm	83.98	7 cm	87.72
10 cm	83.36	10 cm	59.65	10 cm	74.58	10 cm	77.80
12 cm	76.46	12 cm	54.75	12 cm	68.97	12 cm	71.43
15 cm	67.14	15 cm	48.89	15 cm	61.08	15 cm	62.88

CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, Co-60 cihazı ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	93.01	7 cm	57.80	7 cm	73.33	7 cm	76.81
10 cm	76.09	10 cm	47.72	10 cm	59.97	10 cm	63.17
12 cm	66.19	12 cm	41.76	12 cm	52.20	12 cm	54.99
15 cm	53.57	15 cm	33.92	15 cm	42.24	15 cm	45.03
CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	86.74	7 cm	57.13	7 cm	71.24	7 cm	74.34
10 cm	74.50	10 cm	49.32	10 cm	61.50	10 cm	63.94
12 cm	67.00	12 cm	44.43	12 cm	55.50	12 cm	58.02
15 cm	56.96	15 cm	37.84	15 cm	47.60	15 cm	49.89
CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
7 cm	95.96	7 cm	66.90	7 cm	81.23	7 cm	83.26
10 cm	84.21	10 cm	59.32	10 cm	71.44	10 cm	73.46
12 cm	77.23	12 cm	54.86	12 cm	65.57	12 cm	67.51
15 cm	68.04	15 cm	49.12	15 cm	57.90	15 cm	59.80

➤ **Tedavi Planlama Sistemi ile Elde Edilen Veriler**

Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, gamma ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	72.03	10 cm	59.13	10 cm	66.62	10cm	70.51
Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	73.08	10 cm	60.43	10 cm	68.69	10cm	70.51
Titanyum (28 mm) alaşımli protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	74.51	10 cm	61.84	10 cm	70.26	10cm	73.46
Titantum (48 mm) alaşımli protez için, gamma ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	71.65	10 cm	55.95	10 cm	57.10	10cm	57.96
Titanyum (48 mm) alaşımli protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	71.93	10 cm	65.60	10 cm	66.82	10cm	66.69
Titanyum (48 mm) alaşımli protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	72.51	10 cm	70.98	10 cm	71.05	10cm	71.20

Paslanmaz çelik (26mm) protez için, gamma ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	75.32	10 cm	48.88	10 cm	52.72	10cm	53.55
Paslanmaz çelik (26mm) protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	77.81	10 cm	64.19	10 cm	65.90	10cm	69.17
Paslanmaz çelik (26 mm) protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	83.00	10 cm	72.37	10 cm	74.45	10cm	77.27
CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, gamma ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	76.30	10 cm	47.68	10 cm	50.35	10cm	53.33
CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, 6 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	75.20	10 cm	59.40	10 cm	61.73	10cm	63.54
CoCrMo (28 mm) alaşımlı protez için, 15 MV foton ışınları ile elde edilen veriler							
Açık Alan		1.düzlem (topuz)		2.düzlem(gövde)		3.düzlem(uç)	
10 cm	81.68	10 cm	67.22	10 cm	69.91	10cm	71.06

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	SERAP	Soyadı	KURT
Doğ. Yeri	İSTANBUL	Doğ. Tar.	17.12.1982
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	14176501780
Email	serap_kurt03@hotmail.com	Tel	05307897891

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	ABANT İZZET BAYSAL ÜNİV. FİZİK (İNGİLİZCE)	2007
Lise	BAĞCILAR LİSESİ	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	İYİ		64

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	72,934	71,706	72,647

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
CMS XiO	Çok İyi
Eclipse – Aria	Çok İyi
MS Office	Çok İyi

