



**T.C.**

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI (SAĞLIK FİZİĞİ)**

**TIPTA KULLANILAN PROTEZ MATERYALLERİNİN DOZ DAĞILIMINA  
ETKİSİNİN DOKU EŞDEĞERİ FANTOM İÇERİSİNDE DOZİMETRİK  
İNCELENMESİ**

**Hakkıcan ÖZDEN**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**Bursa-2014**



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI (SAĞLIK FİZİĞİ)

TIPTA KULLANILAN PROTEZ MATERYALLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN  
DOKU EŞDEĞERİ FANTOM İÇERİSİNDE DOZİMETRİK İNCELENMESİ

Hakkıcan ÖZDEN

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ

Bursa-2014

## SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi (Sağlık Fiziği) Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Hakkıcan Özden tarafından hazırlanan Tıpta kullanılan protez materyallerinin doz dağılımına etkisinin doku eşdeğeri fantom içinde dozimetrik incelenmesi konulu Yüksek Lisans tezi 10/07/2014 günü, 13:30-15:00 saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

Adı-Soyadı

İmza

**Tez Danışmanı**

Üye

Üye

Üye

Üye

Bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı toplantısında alınan ..... numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Metin PETEK

Enstitü Müdürü

## İÇİNDEKİLER

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	III
ÖZET.....	VI
SUMMARY.....	VII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Biyomalzemeler ve Biyouyumluluk.....	2
2.1.1. Metalik Biyomalzemeler.....	3
2.1.2. Total Kalça Protezi.....	3
2.2. Foton Etkileşimleri .....	5
2.2.1. Fotoelektrik Etkileşmeler .....	5
2.2.2. Compton Etkileşmeleri.....	7
2.2.3. Çift Oluşum.....	8
2.3. Fotonların Azalma ve Soğurulması.....	10
2.4. Foton Doz Hesaplama Yöntemleri.....	12
2.4.1. Bilgisayarlı Doz Hesaplama Algoritmaları.....	12
2.4.1.1. Kernel Tabanlı Yöntemler.....	12
2.4.1.2. Monte Carlo Yöntemleri.....	12
3. GEREÇLER VE YÖNTEM.....	14
3.1. GEREÇLER.....	14
3.1.1. Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı.....	14
3.1.2. Siemens Somatom Emotion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	15
3.1.3. Kalça Protezleri.....	16
3.1.4. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantomlar.....	17
3.1.5. Balmumu-Parafin Katı Fantomlar.....	17
3.1.6. PTW Farmer İyon Odası.....	18
3.1.7. Gafchromic EBT3 Film.....	18
3.1.8. Epson 10000 XL Film Tarayıcısı.....	19
3.1.9. PTW Unidos Weblin Elektrometre.....	19

3.1.10. CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi.....	20
3.1.11. PTW 2D-ARRAY (seven29) İki Boyutlu İyon Odası.....	20
3.1.12. PTW Verisoft Programı.....	21
3.2. YÖNTEM.....	22
3.2.1. Protezli Fantomların Bilgisayarlı Tomografi Çekimi.....	23
3.2.2. İyon Odası Ölçümleri.....	24
3.2.3. İki Boyutlu İyon Odası Ölçümleri.....	25
3.2.4. Gafkromik Film Ölçümleri.....	26
3.2.5. Tedavi Planlama Sisteminde Doz Değerinin Hesaplanması.....	27
4. BULGULAR.....	29
4.1. İyon Odası Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması.....	29
4.2. İki Boyutlu İyon Odası Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması.....	30
4.3. Gafkromik Film Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması.....	46
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	59
6. EKLER.....	64
7. KAYNAKLAR.....	68
TEŞEKKÜR.....	70
ÖZGEÇMİŞ.....	71

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

**CRT:** Conformal Radiation Therapy (Konformal Radyoterapi)

**IMRT:** Intensity Modulated Radiation Therapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)

**IGRT:** Image-Guided Radiation Therapy (Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi)

**Ti:** Titanyum

**Co:** Kobalt

**Cr:** Krom

**Mo:** Molibden

**Al:** Alüminyum

**V:** Vanadyum

**Fe:** Demir

**O:** Oksijen

**C:** Karbon

**N:** Azot

**Mn:** Mangan

**Si:** Silisyum

**Ni:** Nikel

**Mhz:** Mega Hertz

**kV:** Kilo ( $10^3$ ) Volt

**keV:** Kilo Elektron Volt

**MV:** Mega ( $10^6$ ) Volt

**MeV:** Mega Elektron Volt

**SSD:** Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)

**ÇYK:** Çok Yapraklı Kolimatör

**g:** Gram

**h:** Planck Sabiti

**$\lambda$ :** Dalga Boyu

**E:** Enerji

**p:** Momentum

**c:** Işık Hızı

**v:** Frekans

**Z:** Atom Numarası

**e:** Elektron

**cm:** Santi ( $10^{-2}$ ) Metre

**IAEA:** International Atomic Energy Agency

**AAPM:** The American Association of Physicists in Medicine

**2D:** İki Boyutlu

**3D:** Üç boyutlu

**Gy:** Gray

**Sv:** Sievert

**R:** Röntgen

**FFT:** Fast Fourier Transform (Hızlı Fourier Dönüşümü)

**MU:** Monitor Unit

**DVH:** Doz Volüm Histogramı

**CTV:** Clinical Target Volume (Klinik Hedef Hacim)

**CT:** Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)

**N<sub>x</sub>:** Işınlama Kalibrasyon Faktörü

**N<sub>k</sub>:** Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü

**N<sub>D,air</sub>:** Havada Absorbe Doz Kalibrasyon Faktörü



## ÖZET

Bu çalışmadaki amaç; total kalça protezleriyle yapılan ışınlamalarda, doz dağılımlarında meydana gelen değişikliklerin farklı tipte protezler ve dozimetrik yöntemler kullanılarak incelenmesi ve tedavi planlama sistemindeki yazılımla karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda farklı malzeme ve boyutlarda 4 adet kalça protezi kullanıldı. Protezlerin dozimetrik ölçümlerinin yapılabilmesi için her biri özel olarak hazırlanan balmumu-parafin karışımı, insan dokusuna yakın özel fantomlara yerleştirildi. 6 MV ve 15 MV X-ışın enerjilerinde üç farklı dozimetrik teknik kullanılarak yapılan ölçüm sonuçları, klinikte kullandığımız XiO CMS tedavi planlama sisteminde bulunan superposition doz hesaplama algoritması ile karşılaştırıldı. Co-Cr-Mo (50mm) protezinde elde edilen en büyük rölatif hata %20, Co-Cr-Mo (42mm) protezinde elde edilen en büyük rölatif hata %18, Titanyum alaşım (50mm) protezinde elde edilen en büyük rölatif hata %5, paslanmaz çelik (46mm) protezinden elde edilen en büyük rölatif hata %28 olarak bulunmuştur.

Anlamlılık düzeyi olarak,  $p < 0,05$  kabul edilen çalışmada, elde edilen istatistik analizi sonuçlarına göre, dozimetrik olarak ölçülen sonuçlar ve planlama sistemi arasındaki rölatif fark ile protez materyali, enerji ve düzlem arasında anlamlı fark bulunurken, derinlikle arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuçlar incelendiğinde rölatif fark malzemenin materyali, protezin çapı ve düzlem ile doğru oranda değişirken enerji ile ters orantılı olarak değiştiği görülmüştür.

Total kalça protezi uygulanan bir hastanın, radyoterapi tedavi planlaması yapılırken radyasyon onkologlarının protezin yapısı hakkında sağlık fizikçilerini bilgilendirmesi gerektiği, sağlık fizikçilerinin ise tedavi planlama sisteminde protez materyalinin elektron yoğunluğunun doğru olarak girildiğine emin olduktan sonra planlama yapmalarının önemi vurgulanmıştır. Ayrıca hastanın planlaması yapılırken sağlık fizikçilerinin öncelikle protez materyalini alan dışında bırakacak şekilde doz planlamasını yapmaları, aksi durumda ise protezin meydana getirdiği doz inhomojenitesi konusunda radyasyon onkologlarını bilgilendirmesi gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Dozimetrik teknikler, Tedavi Planlama Sistemi (TPS), kalça protezi**

## SUMMARY

The object of this project is to study the changes occurring in the dose distribution, measured by using dosimetric methods, for different types of prostheses and investigation in treatment planning system is compared with software in the irradiation with total hip arthroplasty.

In our study, 4 different materials and sizes hip prosthesis was used. Dosimetric measurements for dentures can be made of wax - kerosene wax specially prepared for each mixture, close to human tissue phantom was placed into special. 6 MV and 15 MV X-ray energy measurements made using three different dosimetric techniques, the results that we use in clinics located in XiO CMS treatment planning system was compared with superposition dose calculation algorithm. Co-Cr-Mo (50 mm) prosthesis obtained the largest relative error is %20, Co-Cr-Mo (42 mm) prosthesis obtained the largest relative error is %18, Titanium (50mm) prosthesis obtained the largest relative error is %5, stainless steel (46 mm) prosthesis obtained the largest relative error is %28.

The  $p < 0,05$  significance level was accepted and according to statistical analyses results, dosimetric measurements and the relative differences between the planning system prosthetic material, energy, and between the plane no significant difference was found. When examining the results of the material relative difference material, and the plane and the diameter of the prosthesis at the right rate varies inversely with the energy had changed.

When planning radioteraphy treatment for a patient who has total hip prostheses, the radiation oncologist should give information to the medical physicist about the composition of the materials used in the manufacture of the prostheses. It is important that the medical physicist should make sure that the density of the prostheses material has been entered correctly into the treatment planning system. The importance of these two points have been emphasized. When planning the patient's treatment it is necessary that the medical physicist should make dosage plan in such a way that the prostheses material should be outside the field. Otherwise it would be necessary to inform the radiation oncologist about the dosage inhomoganity.

**Key Words: Radiotherapy, dosimetric techniques, Treatment Planning System (TPS), hip prosthesis**

# 1 GİRİŞ

Tıbbi uygulamalarda kullanılan en önemli biyomalzemeler, bazı metal ve alaşımlarından üretilen metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, polimer biyomalzemeler ve kompozit malzemelerdir (1). Özellikle nanoteknoloji, bilişim teknolojileri ve üretim yöntemlerindeki (hızlı prototipleme) gelişmelere paralel olarak mükemmel biyomalzemelerin geliştirilmesine çalışılmaktadır (2).

Total kalça protezleri 1960'lı yıllardan itibaren kaza ya da eklem iltihabı sonucu hasar görmüş bir kalça eklemine yerine yerleştirilmektedir. 1995 – 2002 periyotları boyunca kalça protezleri implantlarında belli bir artış olduğu kaydedilmiştir (3). Total kalça protezi, leğen kemiğinin (pelvis) içerisine yerleştirilen bir yuva (asetabuler kısım) ve bununla eklem yapacak olan ve bacak kemiğinin içerisine yerleştirilecek olan baş (femoral) kısım olmak üzere iki ana kısımdan oluşmaktadır. Çelik, titanyum veya benzeri alaşımlardan yapılan bu iki kısım ameliyat sırasında temizlenerek hazır hale getirilen kemiklerin içerisine yerleştirilir (3). Bunlardan en çok kullanılanları, paslanmaz çelik, Co-Cr-Mo (kobalt-krom-molibden) ve Ti (titanyum) alaşımlı kalça protezleridir.

Pelvik bölge ışınlama endikasyonu olan kalça protezli hastalarda radyoterapi planlaması bu alanda uğraşan sağlık fizikçilerinin ve tıp doktorlarının 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 (4).

Çalışmadaki amaç; günümüzde sıklıkla kullanılan total kalça protezleriyle yapılan ışınlamalarda, doz dağılımlarında meydana gelen değişikliklerin farklı tipte protezler ve dozimetrik yöntemler kullanılarak incelenmesi ve bu sonuçların tedavi planlama sistemindeki yazılımla karşılaştırılmasıdır.

## 2 GENEL BİLGİLER

Dünyada her yıl yaklaşık 10 milyon insan kanser tanısı almakta ve bu sayı gittikçe artmaktadır. Kanser tedavisi genellikle cerrahi, radyoterapi ve kemoterapiden oluşan, ilgili disiplinlerin birlikte çalışmasını zorunlu kılan bir tedavi yaklaşımını gerektirmektedir. Radyasyon onkolojisi, iyonizan radyasyon kullanarak kanser, bazen de kanser dışı hastalıkların tedavisini, radyasyonun etkilerini, tümörlerin davranışlarını inceleyen ve bu konularda eğitim ve araştırma yapan bir bilim dalıdır.

Tüm kanserli hastaların % 60-80'i hastalık tanısı aldıktan sonra geçen süreçte en az bir kez radyoterapi görmektedir. Radyoterapinin tedavi etme (küratif), diğer tedavilerin etkinliğini güçlendirme (adjuvan), hastalığa bağlı ağrı, kanama gibi sıkıntıların giderilmesi amaçlı (palyatif) ve koruyucu (profilaktik) amaçlı uygulamaları vardır.

Radyoterapide en önemli kural, tümöre maksimum dozu verirken, çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az dozu almasını sağlamaktır. Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Tümör kontrolünü arttırmak için de uygun dozun verilmesi gerekir. Bu amaca yönelik olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3D CRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), organ hareketlerini takip ederek yapılan görüntü takipli radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) ve Tomoterapi gibi gelişmiş teknikler uygulanmaktadır.

### 2.1 Biyomalzemeler ve Biyouyumluluk

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal yada yapay malzemelerdir. Bu amaca uygun olarak yeni malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcamaktadır.

İnsanlarda kullanılmak için geliştirilen ilk metal alaşımı olan vanadyum çeliği kırık kemiklerin tedavisinde vida ve plaka olarak kullanılmıştır. Ayrıca, demir (Fe), krom (Cr), kobalt (Co), nikel (Ni), titanyum (Ti), tantalyum (Ta), niyobyum (Nb), molibden (Mo) ve

tungsten (W) den imal edilmiş olan alaşımları vücut içerisinde belli bir süre kullanımı uygun görülmüştür (5).

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, biyoyuymuluk 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 (2).

Biyomateryallerdeki hedefler:

- 1- Mekanik olarak ağırlık taşıma streslerine karşı uygun direnç göstermeli ve sürtünme direncini azaltarak aşınma minimal olmalı.
- 2- Kullanılan biyomateryaller komşu dokuların canlılığını bozmamalı.
- 3- Yeni ortamda biyomateryaller iç ve dış etkenlere bağlı olarak kimyasal yapısında en az değişim göstermelidir.
- 4- Hipersensitivite reaksiyonu ve yabancı cisim reaksiyonu en az olmalı, hatta olmamalı.
- 5- İnsan anatomisine en uygun ve yaşam boyunca herhangi bir problem çıkarmaksızın rahat bir hayat kalitesi sağlayacak bir biyomateryal olmalıdır.
- 6- Kullanılan biyomateryaller mümkün olduğu kadar ucuz olmalı, kolay üretilmeli, sterilizasyonu da kolay olmalıdır (6).

### **2.1.1 Metalik Biyomalzemeler**

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sisteminin mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelir. Metalik biyomalzemeler belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeniyle tercih edilmektedirler (7). Saf metal veya alaşım elemanlarına göre sınıflandırılırlar.

### **2.1.2 Total Kalça Protezi**

Özellikle yaşlılarda sık görülen kronik hastalıkların basında gelen kireçlenme (Osteoartroz), ciddi ağrı ve hareket kısıtlılığı şikayetlerine yol açabilmektedir. Ortalama yaşam süresinin uzamasıyla birlikte artan yaşlı nüfusta, hastalığa bağlı olarak yaşanan bu ağrı ve fiziksel fonksiyon bozukluk durumu giderek daha önemli bir sorun olarak karşımıza

çıkılmaktadır. Bu sorunları yaşayan bireylerin günlük yaşam aktivitelerini eklem hareketlerindeki kısıtlılıklardan ve ağrıdan uzak sağlıklı bir şekilde sürdürmelerini sağlamak ve yaşam kalitesini yükseltmek amacıyla Total Kalça Protezi (TKP) ameliyatı uygulanmaktadır. Ayrıca yaşlı popülasyonda osteoporozla bağlı olarak ya da çok sık denge problemlerinin olması sebebi ile fraktürler daha sık izlenir ve bu hastalara da TKP ameliyatı uygulanmaktadır.

Total kalça protezi iki ana kısımdan oluşmaktadır. Leğen kemiğinin içerisine (pelvis) yerleştirilen bir yuva (asetabuler kısım) ve bununla eklem yapacak olan ve bacak kemiğinin içerisine yerleştirilecek olan baş (femoral) kısım. Çelik, titanyum veya benzeri alaşımlardan yapılan bu iki kısmı ameliyat sırasında temizlenerek hazır hale getirilen kemiklerin içerisine yerleştirilir. Bunlardan en çok kullanılan Co-Cr-Mo (Kobalt-Krom-Molibden) ve Ti (Titanyum) alaşımlı kalça protezleridir.

Total kalça artroplastisinde kullanılan biyomateryaller şunlardır (6):

- 1- Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)
- 2- Paslanmaz çelik
- 3- Kobalt alaşımlar
- 4- Titanyum
- 5- Seramikler
- 6- Polimetilmetakrilat (PMMA)

**Tablo 2-1:** Çoğunlukla kullanılan protez malzemelerinin kütle yoğunluğu ve elemental bileşimi

<b>Titanyum alaşımı</b> $\rho = 4,3 \text{ g/cm}^3$	<b>Co-Cr-Mo Alaşımı</b> $\rho = 7,9 \text{ g/cm}^3$	<b>Paslanmaz Çelik</b> $\rho = 8,1 \text{ g/cm}^3$
<b>Ti</b> - 89,17	<b>Co</b> - 61,90	<b>Fe</b> - 62,72
<b>Al</b> - 6,20	<b>Cr</b> - 28,00	<b>Cr</b> - 21,00
<b>V</b> - 4,00	<b>Mo</b> - 6,00	<b>Ni</b> - 9,00
<b>Fe</b> - 0,30	<b>Mn</b> - 1,00	<b>Mn</b> - 3,60
<b>O</b> - 0,20	<b>Si</b> - 1,00	<b>Mo</b> - 2,50
<b>C</b> - 0,008	<b>Fe</b> - 1,00	<b>Si</b> - 0,75
<b>N</b> - 0,05	<b>Ni</b> - 0,75	<b>N</b> - 0,43

## 2.2 Foton Etkileşimleri

Fotonlar fizikte elektromanyetik etkileşmeyi sağlayan temel taşıyıcılarıdır. Enerjisi  $h\nu$ , momentumu  $h/\lambda$  dır ve enerjisi momentum cinsinden  $E = pc$  olarak tanımlanabilir. Einstein, fotonun durgun kütleye sahip olmasına karşın bir parçacıkmiş gibi yerçekimini hissettiğini gösterdi. Her ne kadar fotonlar teorik fizikte sadece matematiksel olarak mevcut olsalar da iki elektrik yükün, foton ‘değiş-tokuşu’ vasıtasıyla etkileştikleri kabul edilir (8).

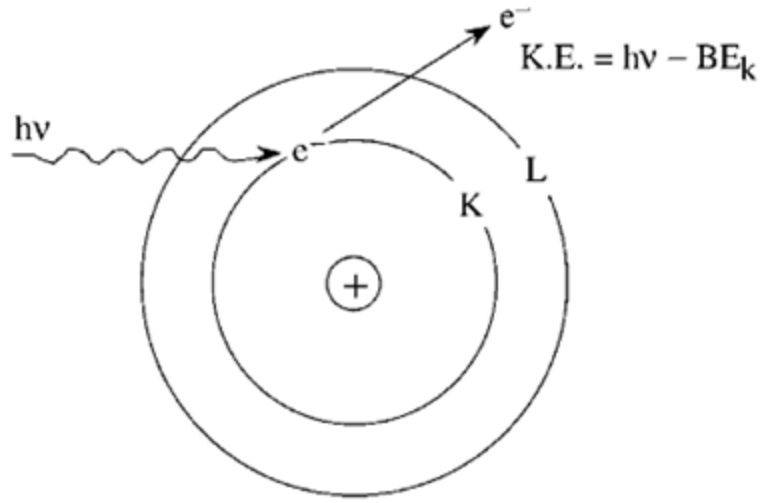
Fotonlar ilginç yollarla oluşurlar; sadece fazladan enerjinin taşınması gerektiğinde ortaya çıkarlar (Bremsstrahlung üretimi, radyoaktif dönüşümlerdeki veya nükleer etkileşimlerdeki gibi). Hem bir dalga hem de bir parçacık olma ikilemi şaşırtıcıdır fakat her iki özelliğe fotonun ortamlarla etkileşimlerini açıklamada gereklidir. Girişim ve kırınım olayları dalga özelliğini, enerjiyi depolamak üzere soğurulması ve momentum kazandırması ise, parçacık özelliğini gösterir. Bu özellikler Einstein (fotoelektrik etki) ve Compton tarafından etkin bir biçimde gösterilmiştir. Her iki özelliğin aynı anda var olabildiğini kabul etmek zordur ancak Bohr’un söylediği gibi her iki özellik birbirlerinin ‘tamamlayıcısıdır’ (8).

Fotonların madde içinde azalması ve enerji depolanması için temel etkileşimler, fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumdur. Fotonlar Rayleigh saçılması, Bragg saçılması, fotobozunum ve nükleer rezonans saçılmaları da yaparlar. Ancak, bu etkileşimlerde azalma ve enerji depolanması önemsenmeyecek kadar küçüktür ve genelde ihmal edilirler (12).

### 2.2.1 Fotoelektrik Etkileşmeler

Fotoelektrik etkide, düşük enerjili bir foton yörüngeye bağlı bir elektronla çarpışır ve onu atomdan fırlatır. Elektron, gelen foton enerjisi  $h\nu$  ile elektronun yörüngesindeki bağlanma enerjisi arasındaki farka eşit (yani elektronun serbest kalmasını sağlayacak) bir enerjiyle atomdan çıkarılır. Etkileşme atoma bağlı bir elektronla meydana gelmelidir çünkü atomun tamamı momentum korunumu için gereklidir ve bu çoğunlukla iç kabuktaki elektronlardan biri ile meydana gelir. Elektronun fırlatılması sonucu kabukta oluşan boşluk başka bir yörünge elektronu tarafından doldurulur ve genellikle karakteristik X-ışını yayınlanır. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi, daima fotoelektrik olayın olduğu ortamda soğurulur. Üretilen karakteristik X-ışınlarının soğurulması da muhtemelen aynı ortam içerisinde, başka bir

fotoelektrik etkileşim veya Auger elektronlarının yayınlanması/soğurulması sonucu gerçekleşir (8).



**Şekil 2-1:** Fotoelektrik etkileşimin şematik gösterimi

Fotoelektrik soğurma katsayısı  $\tau$ , aşağıda gösterildiği gibi soğurucu malzemenin atom sayısı  $Z'$  nin (genelde soğurucu ortamın  $\rho$  yoğunluğu ile ilgili) ve radyasyon enerjisinin bir fonksiyonudur:

$$T \approx \text{constant} \times \frac{Z^5}{E^3}$$

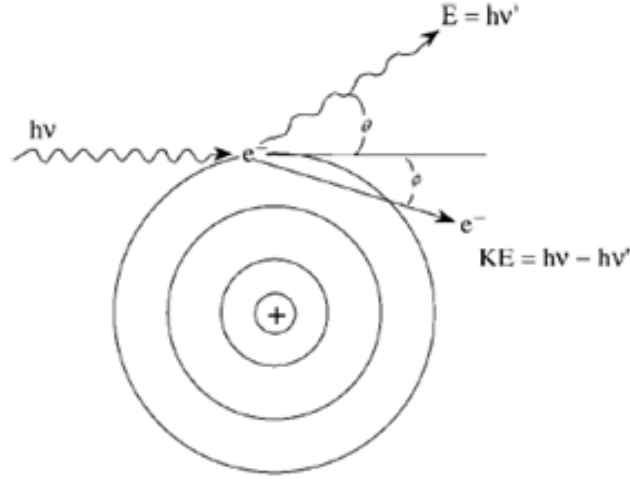
Fotoelektrik soğurmanın, yüksek  $Z'$  li malzemeler ve düşük enerjili fotonlarla (0,5 MeV' den daha az) gerçekleşmektedir. Kurşun gibi yüksek  $Z'$  li malzemelerde, L x-ışınları ve M x-ışınları yayınlanması baskındır ve bunlar ya ortamda soğurulurlar ya da foton akışına katkı yaparlar. Fotoelektrik etki aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Sadece bağlı elektronlar oluşur çünkü momentumun korunumu için tüm atomun etkileşmeye katılması gerekir.
- Foton enerjisi, yörünge elektronunun bağlanma enerjisinden büyük ve kabuktan fırlatmak için yeterliyse, etkileşim katsayısı büyüktür.
- Fotoelektrik soğurma katsayısı,  $Z^5$  ile doğru ve  $(hv)^3$  ile ters orantılıdır.
- Dokuda soğurulan enerji  $E_{soğ} = hv'$  dür ve aktarma, soğurma ve azalma katsayıları hemen hemen eşittir (8).



## 2.2.2 Compton Etkileşimleri

Compton saçılma etkileşimleri özellikle orta enerjideki (0,5-1,0 MeV) gama ışınları için önemlidir ve doku gibi küçük  $Z$  li malzemelerde 0,1 MeV'in altında da baskın olabilir. Compton saçılması, Şekil 2-2'de gösterildiği gibi bir foton ile 'serbest' veya çok gevşek bağlı elektron arasındaki bir çarpışma olayıdır. Hem enerji hem de momentum korunur (8).



Şekil 2-2: Compton saçılmasının şematik gösterimi

Compton saçılmasına uğramış foton, çarpışmadan yeni bir yönde, azalmış enerji ve artan dalgaboyu ile çıkar. Compton saçılması olarak adlandırılan dalga boyundaki değişim  $\lambda' - \lambda$ ,

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \text{ \AA}$$

ile verilir. Fotonun dalga boyundaki değişimin (ve enerjideki azalma) sadece saçılma açısına bağlı olması dikkate değerdir. Çoğunlukla Compton dalga boyu adı ile anılan,  $h/m_0 c$  terimini sayısal değeri  $2.4264 \times 10^{-10} \text{ cm}$ 'dir (9).

Elektrona enerji aktarımı olması Compton etkileşiminin en önemli sonucudur. Bu değişken bir niceliktir ve fırlatılan elektronlar sıfırdan maksimum değere kadar enerji aralığında olabilirler (12).

Compton etkileşim katsayısı  $\sigma$ , iki bileşenden oluşur:

$$\sigma = \sigma_a + \sigma_s$$

burada  $\sigma$ , toplam Compton etkileşim katsayısı,  $\sigma_a$  elektronlarla çarpışmalar nedeniyle kaybedilmiş foton enerjisi için Compton soğurma katsayısı ve  $\sigma_s$  foton demetinden dışarı saçılmadan dolayı enerji kaybına karşılık gelen saçılma katsayısı olup birimi Barn' dır. Compton etkileşim katsayısı, Z ile doğru E ile ters orantılı olan elektron yoğunluğuyla aşağıdaki gibi belirlenir:

$$\sigma \approx \text{sabit} \times \frac{Z}{E}$$

Compton saçılma etkileşimleri aşağıdaki gibi özetlenebilir:

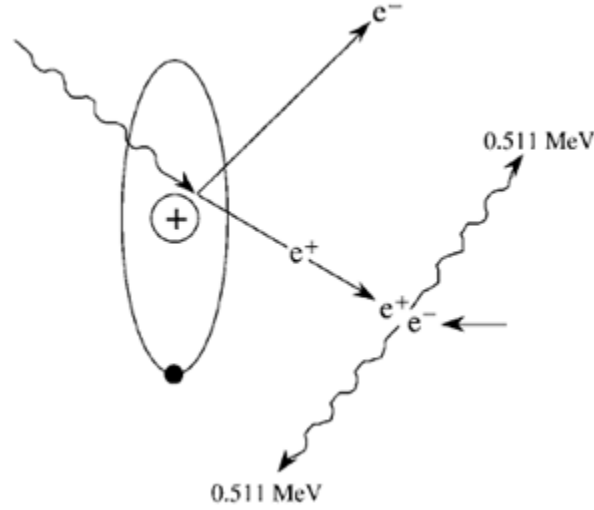
- Compton etkileşimi bir foton ve bir 'serbest' elektron arasında, geri tepen bir elektron ve enerjisi azalmış saçılan bir foton oluşturarak gerçekleşir.
- Elektronla aktarılan kinetik enerji saçılan fotonun saçılma açısıyla doğru orantılıdır ve ortalama olarak foton enerjisi ile artar.
- Compton etkileşim katsayısı artan enerjiyle azalır ve hemen hemen atom numarasından bağımsızdır.
- 100 keV üzeri enerjilerdeki fotonlar için yumuşak dokudaki (düşük-Z'li melzeme) Compton etkileşimi hem fotoelektrik hemde çift oluşumdan daha önemlidir (8).

### 2.2.3 Çift Oluşum

Şekil 2-3'de gösterildiği gibi yüksek enerjili ( $>1.022$  MeV) bir foton, bir çekirdeğin elektromanyetik alanıyla etkileştiğinde, enerji biri eksi yüklü (elektron) ve diğeri pozitron denilen artı yüklü olmak üzere, bir çift elektrona dönüşebilir. Çift oluşum, bir elektronun elektromanyetik alanında bir pozitron, bir negatron (negatif beta parçacığı) ve geri tepen elektron oluşturarak da gerçekleşebilir (8).

Çift oluşum, fotonun tüm enerjisinin iki elektron kütesine dönüştüğü Einstein'ın özel görelilik teorisinin klasik bir örneğidir. Enerji korunduğundan pozitron ve elektron durgun kütle haricindeki enerjiyi ( $h\nu - 1.022$ ) paylaşırlar. Bu enerji  $e^-$  ve  $e^+$  çiftinin kinetik enerjileri olarak ortaya çıkar, fakat eşit miktarda paylaşılmaz. Pozitif yüklü çekirdek, negatronu çekerek kinetik enerjisini azaltarak yavaşlatırken, pozitif yüklü pozitrona ilave bir 'itme' sağlayarak hızlandırır. Böylece, pozitron, bir negatrondan yaklaşık  $0.0075Z$  kadar fazla kinetik enerjiye sahip olur. Mevcut enerji  $h\nu - 1.022$  MeV, nasıl paylaşıldığının önemi

olmaksızın ortamda soğurulursa, çift oluşum etkileşimlerinde pozitron ve elektron tarafından paylaşılan enerjideki bu küçük fark radyasyon dozimetrisi veya dedeksiyonunda çok önem taşımaz (8,12).



**Şekil 2-3:** Çift oluşumun şematik gösterimi

Şekil 2-3'de gösterildiği gibi, 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 (10,11).

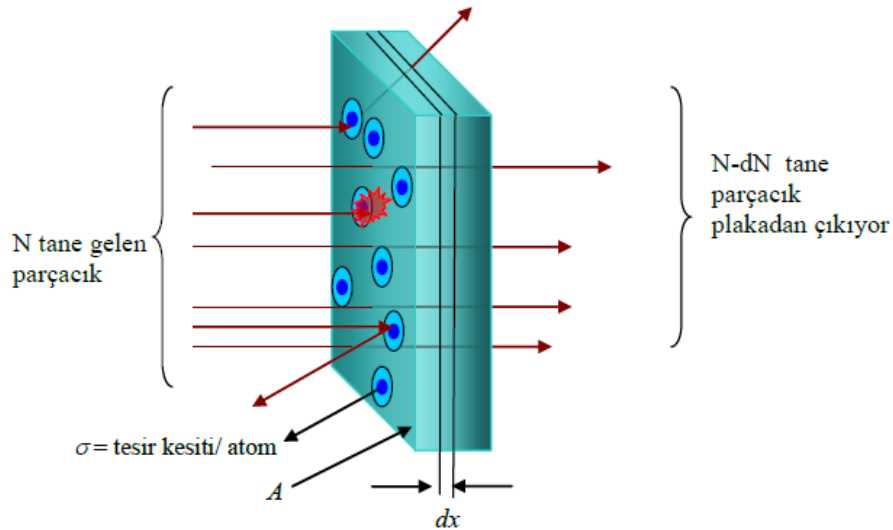
Compton saçılma etkileşimleri aşağıdaki gibi özetlenebilir.

- İki elektron  $h\nu \geq 1.022 \text{ MeV}$  enerjili fotonların bir çekirdek alanı ile etkileşmesi sonucu üretirler, aynı zamanda bunlar yörünge elektronlarını da kopararak üçlü elektron kütlesi meydana getirebilirler.
- Pozitron ve elektron arasında paylaşılan toplam kinetik enerji  $h\nu - 1.022 \text{ MeV}$ 'dir.
- Pozitron, serbest bir elektronla birleşerek iki tane 0.511 MeV'lik foton meydana getirerek yok olur.
- Soğurma katsayısı 1.022 MeV eşik enerjisi üzerinde enerji ile hızlıca artar ve yaklaşık olarak  $Z^2$  ile değişir (8).

### 2.3 Fotonların Azalma ve Soğurulması

Nükleer fizikte yapılan bütün çalışmalar radyasyonun madde ile etkileşmesi esasına dayanır. Gelen bir radyasyonun, bir hedef parçacıkla belli bir biçimde etkileşme olasılığını anlatmanın en kullanışlı yolu tesir kesiti kavramıdır. Tesir kesiti, bu etkileşmelerin gerçekleşme olasılığının bir ölçüsü olarak tanımlanır.

Hedef maddenin tesir kesiti, etkileşmenin cinsine ve gelen parçacığın enerjisine bağlı olup, parçacığın geometrik kesitinden büyük, küçük veya eşit olabilir. Bir çekirdeğin belli bir etkileşme için tesir kesiti, belli bir parçacık çekirdeğin üstüne geldiğinde, etkileşmenin gerçekleşme olasılığını ifade etmenin matematiksel bir yoludur (8,13).



Şekil 2-4: Fotonların soğurulmasının şematik gösterimi

Şekil 2-4'te görüldüğü gibi, yapıldığı madde belli, yüzey alanı A ve kalınlığı dx olan yassı bir levha düşünelim. Levha birim hacminde n atom içeriyorsa, hacmi Adx olduğundan, levhadaki toplam atom sayısı nAdx' tir. Her bir çekirdek  $\sigma$  etkileşme tesir kesitine sahipse, levhadaki bütün çekirdeklerin toplam etkileşme tesir kesiti nA $\sigma$ dx olur. Gelen demetteki parçacık sayısı N ise, levhadaki çekirdeklerle etkileşen parçacık sayısı dN,

$$f = \frac{\text{Toplam etki alan}}{\text{Hedef alanı}} = \frac{\text{Etkileşen parçacıklar}}{\text{Gelen parçacıklar}}$$
$$\frac{dN}{N} = \frac{n\sigma A dx}{A}$$

olarak belirlenir.

Aynı parçacık demeti, sonlu bir  $x$  kalınlığındaki bir levhaya geldiğinde eğer parçacık sadece bir defa etkileşiyorsa, levhanın  $dx$  kalınlığından geçerken demetten  $dN$  kadarı ayrılır. Dolayısıyla,

$$-\frac{dN}{N} = \frac{n\sigma A dx}{A}$$

olur. Başlangıçtaki parçacık sayısı  $N_0$  olmak üzere,

$$-\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -n\sigma \int_0^x dx$$

$$\ln N - \ln N_0 = -n\sigma x$$

$$N = N_0 e^{-n\sigma x}$$

bağıntısı elde edilir (8).

1 barn =  $10^{-24} \text{ cm}^2$  dir.

$n\sigma$  ise makroskobik tesir kesiti olarak tanımlanır ve  $\mathcal{E}$  ile gösterilir. Gamma ışınları için makroskobik tesir kesiti  $\mathcal{E}$  yerine  $\mu$  ile gösterilir ve lineer zayıflama katsayısı olarak tanımlanır (12).

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Bir ortama giren gamma radyasyonunun madde ile etkileşmesi, ortamın lineer zayıflama katsayısına bağlıdır. Gelen fotonun enerjisine ve ortamın atom numarasına bağlı olan lineer zayıflama katsayısı, gelen fotonun madde içindeki giriciliğini ve davranışını karakterize eder (13).

## 2.4 Foton Doz Hesaplama Yöntemleri

### 2.4.1 Bilgisayarlı Doz Hesaplama Algoritmaları

Günümüz TPS'lerinde ilk prensiplere göre doz dağılımının hesaplandığı ileri model-tabanlı algoritmalar uygulanmaktadır. Bu algoritmalar ışını birincil ve saçılan bileşenlere ayırır ve bunları birbirinden bağımsız olarak işlerler. Dolayısıyla, ışın şekli, ışın yoğunluğu, hasta geometrisi ve doku düzensizliklerindeki değişikliklerden kaynaklanan saçılmaları hesaba katarlar.

#### 2.4.1.1 Kernel Tabanlı Yöntemler

Convolution/Superposition ve Pencil Beam modelleri gelen bir foton ışınının ortama kazandırdığı enerji dağılımını temsil eden "kernel" kavramına dayanırlar. Kernel kavramı elektron ve fotonların birincil etkileşim bölgesinden taşınmasının modellenmesine olanak sağlar. Böylece, tüm ışınlanan hacmin birleşimini ve geometrisini düşünerek depolanan absorbe enerjinin doğru tanımlanmış olmasına olanak sağlar (14).

TPS'de kullanılanlar Point Kernel ve Pencil Kernel olmak üzere iki çeşittir.

- Point Kernel, birincil bir foton etkileşim bölgesi etrafındaki sonsuz ortam içerisinde biriken enerjinin modellenmesidir.
- Pencil Kernel ise, tek yönlü bir nokta ışıdan depolanan yarı-sonsuz ortamdaki enerji birikimini temsil eder.

Convolution/Superposition yöntemleri genellikle Monte Carlo simülasyonlarından elde edilen Point Kernel'leri kullanırlar (14).

#### 2.4.1.2 Monte Carlo Yöntemleri

Monte Carlo yöntemlerinin doz hesaplamasında kullanılan en doğru yöntemler olduğu kanıtlanmıştır (15,16). Monte Carlo yöntemleri iyonlaştırıcı parçacıklar ve madde arasındaki etkileşimlerin fiziksel tanımına dayanırlar ve tesir kesiti formülünden elde edilen olasılık fonksiyonlarını kullanırlar. Radyoterapide simüle edilen fotonlar hem hasta içerisinde, hem de tedavi cihazında birden fazla etkileşime maruz kalırlar. Fotonların madde içerisindeki taşınımını simüle etmek için olasılık dağılımlarından rastgele örnekleme teknikleri kullanılır. Çok sayıda parçacığın simülasyonu, taşınan ortalama radyasyon özellikleri tanımı ve sonuçlanan fiziksel büyüklüklerin dağılımı sağlanır (örn. doz).

Dokudaki dozu hesaplamak için transport denklemi olarak adlandırılan karmaşık bir denklemin çözülmesi gerekir. Bu denklem her hasta için farklıdır ve alan boyutu, şekli, radyasyonun enerjisi, demet yönü gibi tedavi koşullarına bağlıdır. Monte Carlo'da transport denklemi çözülerek doz dağılımı hesaplanır. Hasta geometrisi BT imajlarına dayanan doku tiplerinin üç boyutlu dağılımı ile modellenir. Hastadaki foton ve elektronların parçacık akısı Monte Carlo ile modellenen tedavi cihazı parametreleri dikkate alınarak hesaplanır (17).

### 3 GEREÇLER VE YÖNTEM

#### 3.1 Gereçler

Bu çalışma Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- SIEMENS ARTISTE Lineer Hızlandırıcı Cihazı
- SIEMENS SOMATOM EMOTION Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Kalça Protezleri
- RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantomlar
- Balmumu – Parafin Katı Fantomlar
- PTW Farmer İyon Odası
- GAFCHROMIC® EBT3 Film
- EPSON 10000 XL Film Tarayıcısı
- PTW Unidos Elektrometre
- CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi
- PTW 2D-ARRAY (seven29) İki Boyutlu İyon Odası
- PTW Verisoft Programı

##### 3.1.1 Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı

6 ve 15 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV elektron enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 160 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir (x kolimatörü). Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmaktadır (y kolimatörü). 4 cm/sn 'lik lif hızı ile etkin tedavi sağlanabilir. Lif genişliği 5 m'dir. Cihaz elle takılıp çıkartılan fiziksel wedge filtreler ve bilgisayar kontrollü 15°, 30°, 45°, 60° sanal wedge filtreler sahiptir.





**Şekil 3-1:** Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı. ([www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare))

### 3.1.2 Siemens Somatom Emotion Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Çalışmada kullandığımız Siemens marka (SIEMENS AG, Somatom Emotion Duo Germany) Bilgisayarlı Tomografi-Simülasyon ünitesinin (BTSİM), en düşük kesit aralığı 1mm olup sarmal teknik ile de kesit alabilmektedir. 16 adet detektöre sahip olan ünite radyoterapi uygulamaları için dizayn edilmiştir. Bu sistemden elde edilen kesit görüntüleriyle oluşturulan üç boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinde sanal simülasyon yapılabilmektedir. (Şekil 3-2)



**Şekil 3-2:** Bilgisayarlı BT-SIM Ünitesi. ([www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare))

### 3.1.3 Kalça Protezleri

Bu çalışmada 4 adet farklı kalça protezi kullanılmıştır. Bu protezler ve Şekil 3-3'te, protezlere ait bilgiler ise tablo 3-1'de gösterilmektedir.



**Şekil 3-3:** Çalışmada kullanılan protezler [1) Co-Cr-Mo (50mm), 2) Co-Cr-Mo (42mm), 3) Titanyum alaşım (50mm), 4) Paslanmaz çelik (46mm)]

**Tablo 3-1:** Çalışmada kullanılan protezlerin çapları ve elektron yoğunlukları

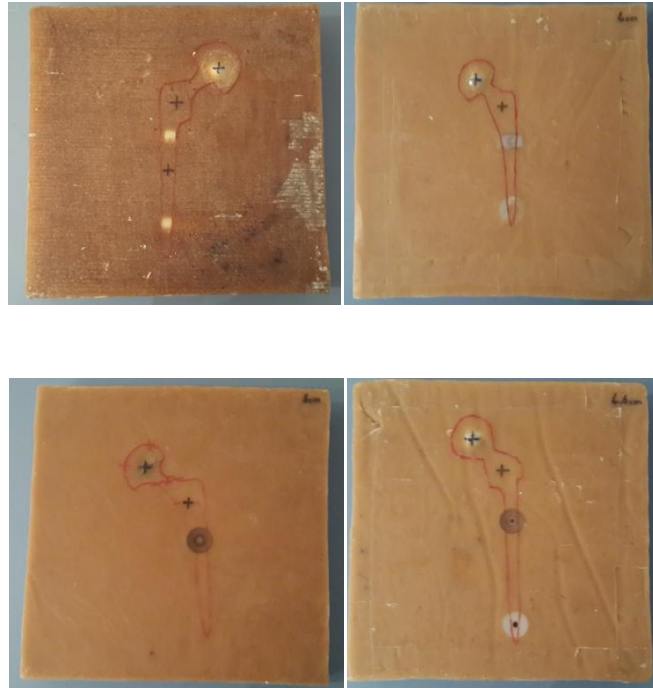
Protez	Çap	Elektron Yoğunluğu
1) Co-Cr-Mo	50mm	6.74
2) Co-Cr-Mo	42mm	6.74
3) Titanyum alaşım	50mm	3.6
4) Paslanmaz çelik	46mm	6.83

### 3.1.4 RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantomlar

RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , 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. Co-60' dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ısın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir. Enstitü' de mevcut olan tüm iyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli plakalar bulunmaktadır.

### 3.1.5 Balmumu – Parafin Katı Fantomlar

Çalışmamızda insan dokusuna yakın yoğunlukta ( $\approx 0,92 \text{ gr/cm}^3$ ), balmumu ve parafin karışımından oluşan protezler için özel olarak hazırlanmış fantomlar kullanılmaktadır. Fantomlar protez başlarının boyutuna eşit oranda kalınlıkta ve 30x30 cm ölçülerde dökülmüştür. Eşit orandaki balmumu ve parafin bir kaptaki kaynatılmış ve sıcak haldeyken kalıplara dökülmüştür. Daha sonra soğumaya bırakılıp tamamen katı hale gelmesi beklenmiştir ve herhangi bir hata payını önlemek amacıyla ince zımpara yardımıyla yüzeyleri düz hale getirilmiştir.



**Şekil 3-4:** Çalışmada kullanılan balmumu-parafin katı fantomlar

### 3.1.6 PTW Farmer İyon Odası

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa ve  $0.6 \text{ cm}^3$  hassas hacme sahiptir (Şekil 3-5). Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat yoğunluğu  $1.19 \text{ g/cm}^3$ ) ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodun çapı 1mm, uzunluğuda 21.9 mm'dir. Hassas hacmin yarıçapı 3.15 mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 kV 50 MV foton ve 10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir (17).

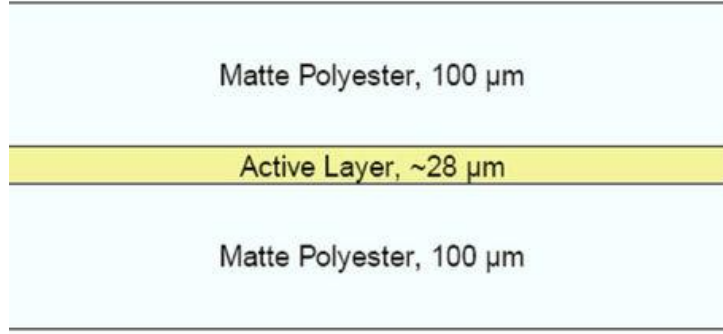


Şekil 3-5: PTW 30010  $0,6 \text{ cm}^3$  farmer tipi iyon odası

### 3.1.7 Gafchromic® EBT3 Film

Çalışmamızda doz profili ölçümlerinde kullanılan GAFCHROMIC EBT3 film  $20.3 \times 25.4 \text{ cm}^2$  boyutlarına sahiptir. Film AAPM TG-55 raporunda tarif edilen prosedürlere uygun olarak ele alınmıştır (18).

GAFCHROMIC EBT3 radyokromik dozimetri film,  $28\mu\text{m}$  kalınlığa sahip tek bir aktif tabakadan oluşur. Buna ilave işaretleyici boya, stabilizörler ve filme düşük enerji bağımlılığını veren diğer katkı maddeleri bulunmaktadır. Sarı işaretleyici boya UV ışık hassasiyetini azaltır ve bir RGB (Kırmızı-Yeşil-Mavi) film tarayıcı ile birlikte kullanılır. Aktif tabaka iki tane  $100 \mu\text{m}$  transparan polyester tabaka arasındadır. Bu özellik filmin ışın kaynağının yönüne olan bağımlılığını ortadan kaldırır (19).



Şekil 3-6: Gafkromik EBT3 Filmin yapısının şematik gösterimi

### 3.1.8 Epson 10000 XL Film Tarayıcısı

Epson 10000XL, 48 bit renkten oluşur ve profesyonel grafik sanatçıları için dizayn edilmiş olan bir düz yatak film tarayıcısıdır. GAFCHROMIC® filmlerin taranmasında da kullanılan tarayıcı, yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve ağ özellikleri sunar. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 Dmax yüksek optik yoğunluğu vardır. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5 °C ile 35 °C arasında, saklama sıcaklığı -25 °C ile 60 °C aralığındadır (20).



Şekil 3-7: Epson 10000 XL Tarayıcı (www.epson.com.tr)

### 3.1.9 PTW Unidos Weblin Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Bq, Ci, 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.



Şekil 3-8: PTW UNIDOS Webline Elektrometre. (www.ptw.de)

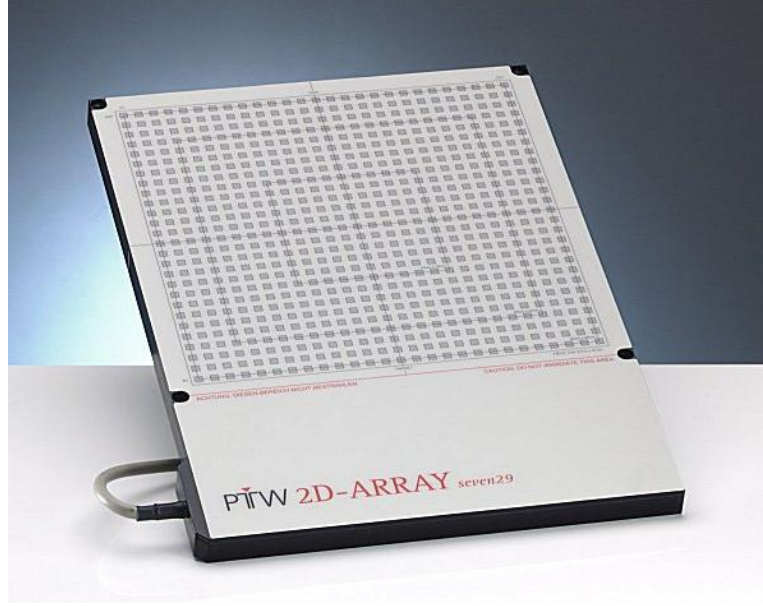
### 3.1.10 CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

CMS XiO tedavi planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO,USA); yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru dağılımını sağlayan kapsamlı bir 3D IMRT tedavi planlama platformudur. 2D, 3D, çok yapraklı kolimatör (MLC) tabanlı IMRT, katı kompensatör tabanlı IMRT ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini içerir. Dinamik konformal arc terapi ve stereotaktik radyoterapi de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (FFT) standart superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron hüzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilir ve DVH görüntüleyebilir.

### 3.1.11 PTW 2D-ARRAY (seven29) İki Boyutlu İyon Odası

İki boyutlu iyon odası, 5 mm x 5 mm x 5 mm boyutlarında 27cm x 27 cm alan kaplayan hava etkileşimli 729 adet kübik iyon odasından oluşmuştur. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 1 cm'dir. En fazla 27 x 27 cm<sup>2</sup>'lik bir alanda ölçüm alınabilmektedir.

Etrafı PMMA (akrilik) ile kaplıdır. Ağırlığı 3,2 kg olup yüksekliği 22 mm' dir. İki boyutlu iyon odası, YART planlarının ve Linak cihazlarının kalite kontrollerinde kullanılmaktadır. Mutlak doz ve doz hızı ölçümü yapılabilmektedir. 400 ms ile 1000 ms arasında ölçüm alabilmektedir. Alınan ölçümler Mephysto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarılarak radyasyon demetinin düzgünlüğü, simetrisi, profili incelenebilir (21).



**Şekil 3-9:** PTW 2D-ARRAY (seven29) (PTW-FREIBURG, *Ionizing Radiation Detectors*, 2007.)

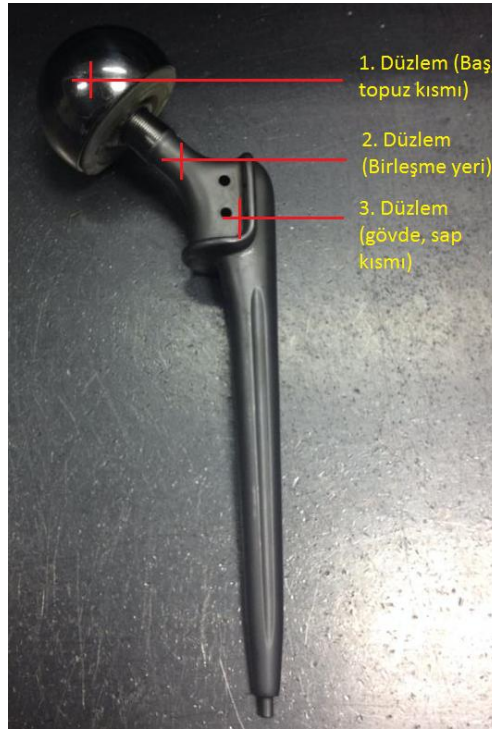
### 3.1.12 PTW Verisoft Programı

Verisoft programı tedavi planlama sisteminin hesapladığı YART doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen gerçek doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan bir yazılım programıdır. Tedavi planlama sisteminin hesapladığı dağılımlar, linakta 2D-Array (seven29) veya film ile ölçülen değerler ile karşılaştırılır. Karşılaştırma yaparken gamma indeks analiz yöntemini kullanır. Bir YART demetinin ölçülen ve hesaplanan noktalarının matrisi VeriSoft tarafından okunup değerlendirilerek izodozlar, profiller ve sayısal değerler karşılaştırılabilir. Bu yazılım programı RapidArc, VMAT veya Tomoterapi gibi ileri tedavi teknikleri için de uygundur.

### 3.2 Yöntem

Çalışmamızda Siemens ARTISTE lineer hızlandırıcıda 6 ve 15 MV foton enerjileri kullanıldı. Tez çalışmasına başlamadan önce, Siemens ARTISTE lineer hızlandırıcının kalite kontrol testleri yapıldı. Her ölçümden önce kullanılmakta olan foton demetlerinde enerji kalitesi ölçülerek cihazın kabul testleri sırasındaki enerji düzeyinde olduğundan emin olundu. Radyasyon alanının düzgünlüğüne ve simetrisine bakılarak foton demetlerinin istenen tolerans sınırları içinde olması sağlandı. Bu testlerin ardından doz verimleri, katı su eşdeğeri fantomda SSD=100 cm’de her bir enerji seviyesi için uygun referans derinlikte 1 cGy/MU olacak şekilde ayarlandı.

Boyutları ve malzemeleri farklı olan 4 adet kalça protezleri için balmumu ve parafin karışımı özel fantomlar hazırlandı. Eritilmiş balmumu ve parafin her bir protez için ayrı olarak hazırlanmış kalıplara dökülüp bir hafta kurumaları beklendi. Tam olarak kurduktan sonra pürüzlü kalan yüzeyleri zımpara yardımıyla düzleştirildi. Ardından hazırlanan fantomların CT görüntüleri çekilerek sanal şekilleri fantom üzerine çizildi ve ölçüm alınacak merkezi üç düzlem (Topuz, birleşim yeri, gövde) belirlendi (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Protezlerin ölçümlerinin alındığı düzlemler

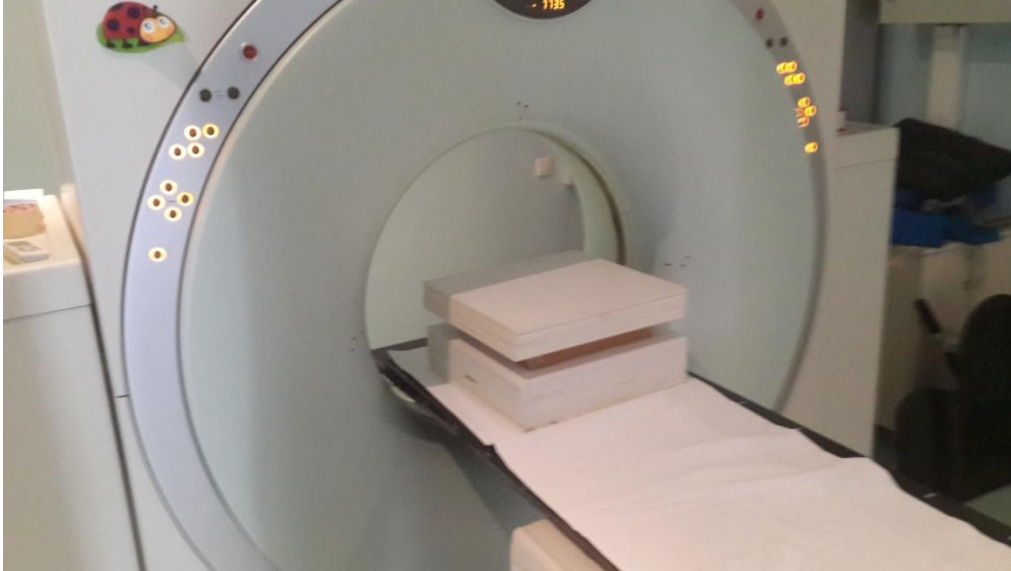


Ölçümlerde kullanılan balmumu parafin karışımı fantomların boyutları protezlerin boyutlarına göre ayarlandı. Fantomların uzunluk ve genişleri standart olup 30x30 cm olarak ayarlandı. Derinlik olarak ise protezlerin topuz (baş) kısımlarının çapları alındı. Buna göre 1. Fantomun derinliği 5 cm, 2. fantomun derinliği 4.2 cm, 3. fantomun derinliği 5 cm, 4. fantomun derinliği 4.6 cm'dir. Protezli fantomların kalınlıklarına göre üzerine su eşdeğeri katı fantomlardan ilave edilerek protezli fantomun alt sınırı 10 cm de kalacak şekilde ayarlandı.

Ölçümler SSD=100 cm'de ve 10x10  $cm^2$  lik alanda ışınlama süresi 100MU olacak şekilde alınmıştır. Ölçmek istenilen referans derinlikler 10cm, 15cm, 20 cm'de belirlenen üç düzlem için ayrı ayrı tekrar edildi.

### 3.2.1 Protezli Fantomların Bilgisayarlı Tomografi Çekimi

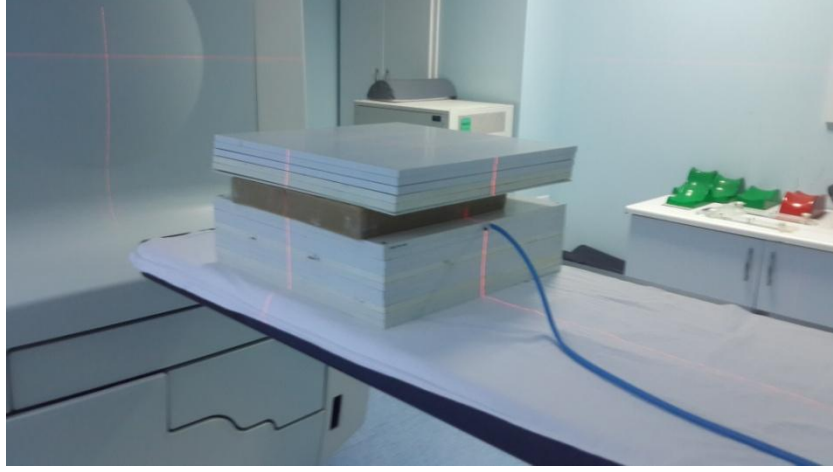
Boyutları 30x30x5.2  $cm^3$ , 30x30x4  $cm^3$ , 30x30x5 $cm^3$ , 30x30x4,6  $cm^3$  olan protezlerin boyutlarına göre ayarlanan özel fantomlar, üzerlerine katı fantom ilave edilerek protezli fantomun hemen altındaki nokta 10 cm, 15 cm ve 20 cm ye gelecek şekilde ayarlanarak bilgisayarlı tomografi görüntüleri elde edildi. Çekimler, kesit aralığı 0.5 cm olacak şekilde kemik dozunda çekildi (Şekil 3-11). Son olarak görüntüler VSim kontroleme bilgisayarına aktarıldı ve protezlerin tümü CTV olarak çizildi.



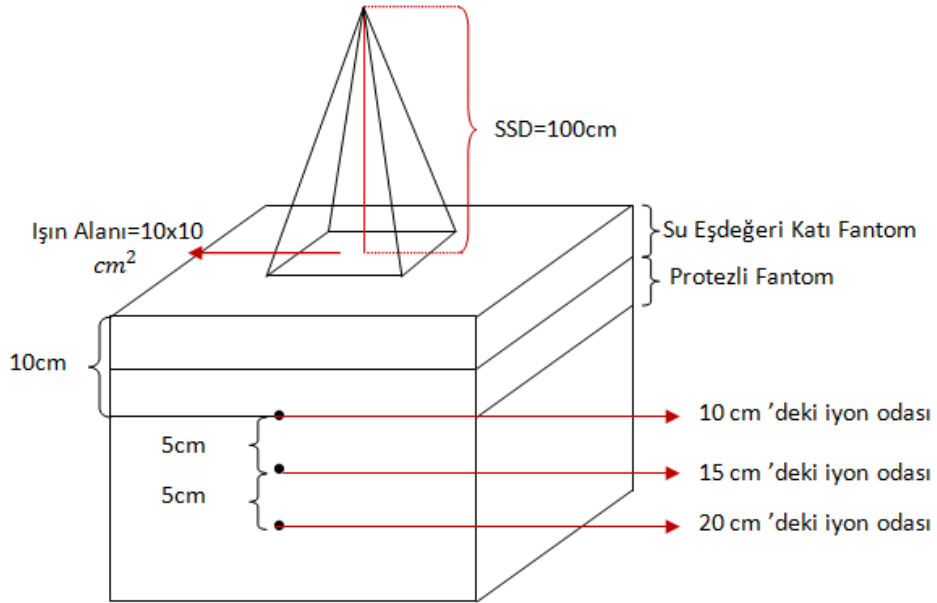
**Şekil 3-11:** RW3 katı su fantomlarının ve balmumu-parafin karışımı özel fantomların CT ölçüm düzeneği

### 3.2.2 İyon Odası Ölçümleri

İyon odası ölçümleri PTW marka farmer tipi iyon odası ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak, 6 MV ve 15 MV foton enerjileri ile IAEA TRS-398 protokolüne uygun olarak iyon odasının referans noktası 10 cm derinliğe gelecek şekilde protezlerin belirlenen 3 düzlemleri için de ayrı ayrı alındı. Daha sonra aynı işlemler 15 cm ve 20 cm derinlikleri için tekrar edildi (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: İyon odası ölçüm düzeneği



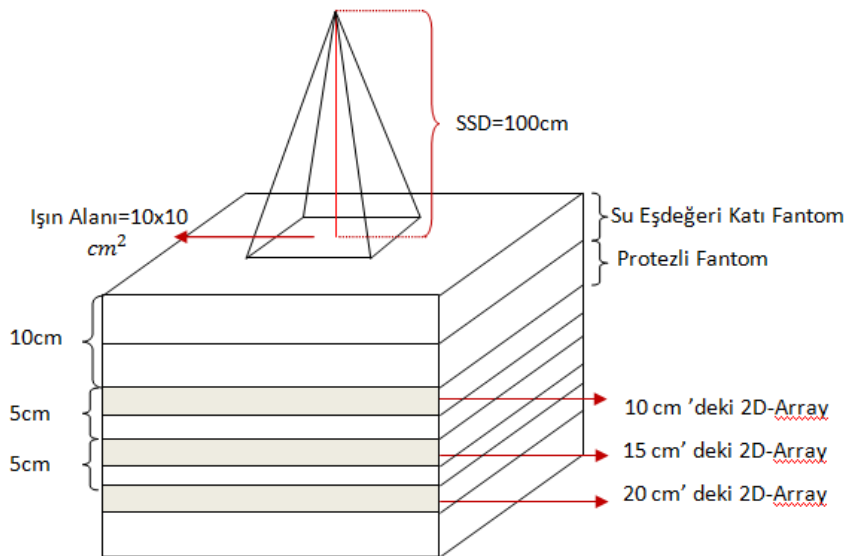
Şekil 3-13: İyon odası ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi

Katı su fantomunda 10 cm, 15 cm ve 20 cm derinlikteki dozlar iyon odası ile ölçüldü. IAEA TRS-398 protokolüne göre ölçülen dozlar absorbe doza çevrildi ve bu değerler planlamadaki superposition algoritması ile karşılaştırıldı. IAEA TRS-398 protokolüne göre; okuma değerleri iyon odasının,  $N_{D,w}$  (sudaki kalibrasyon faktörü) ve  $k_Q$  düzeltme faktörleri ile çarpılır ve soğurulan doz; aşağıdaki denklem ile hesaplanır.

$$D = M_u \cdot N_{D,w} \cdot k_Q$$

### 3.2.3 İki Boyutlu İyon Odası Ölçümleri:

Tedavi planlama sisteminde oluşturulan planlar Siemens Artiste lineer hızlandırıcısı ara yüz programına aktarıldıktan sonra ölçüm düzeneği planlara uygun şekilde hazırlandı. 10 cm derinlikteki dozu ölçebilmek için PTW 2D-Array üzerindeki yüzeyin 0.7 cm altında bulunan dedektör mesafesini de hesaba katarak protezli fantomların üzerine katı su fantomu ilave edildi. Saçılma dozunun etkisini gerçekleştirmek adına PTW 2D-Array altına 10 cm kalınlığında RW-3 katı su fantomu koyuldu. Aynı işlemler protezler üzerinde belirlenen üç düzlem için 15 cm ve 20 cm derinliklerde ayrı ayrı tekrar edildi. Ölçümler SSD = 100 cm'de ve 6 MV ve 15 MV foton enerjileri kullanılarak yapıldı. Ölçüm düzeneği Şekil 3-14'te gösterilmiştir.

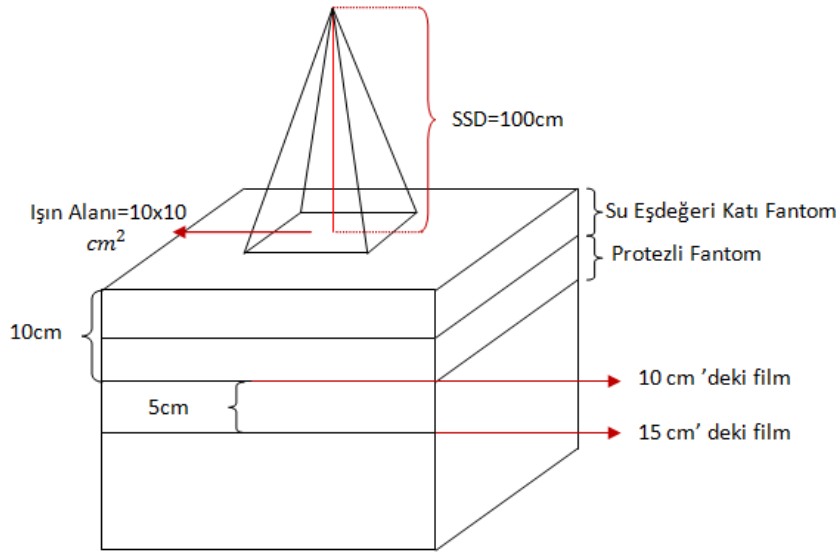


**Şekil 3-14:** İki boyutlu iyon odası ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi

Ölçümler PTW Verisoft programı ile alındı ve ölçüm öncesi sıcaklık ve basınç düzeltmesi için değerler programa girildi. Ölçümler sonucunda elde edilen doz profilleri TPS den elde edilen doz profilleri ile karşılaştırıldı.

### 3.2.4 Gafkromik Film Ölçümleri

Film ölçümlerinde GAFCHROMIC EBT3 filmler kullanıldı. Ölçüm düzeneği iyon odası ölçümlerinde olduğu gibi, 4 farklı protezli fantom için her birinin belirlenen üç düzleminde, 6 MV ve 15 MV foton enerjileri için alındı. Filmler protezli fantomların altından başlayarak 10 cm ve 15 cm derinliklere yerleştirildi. Ölçüm düzeneği şekil 3-15 te gösterilmiştir.

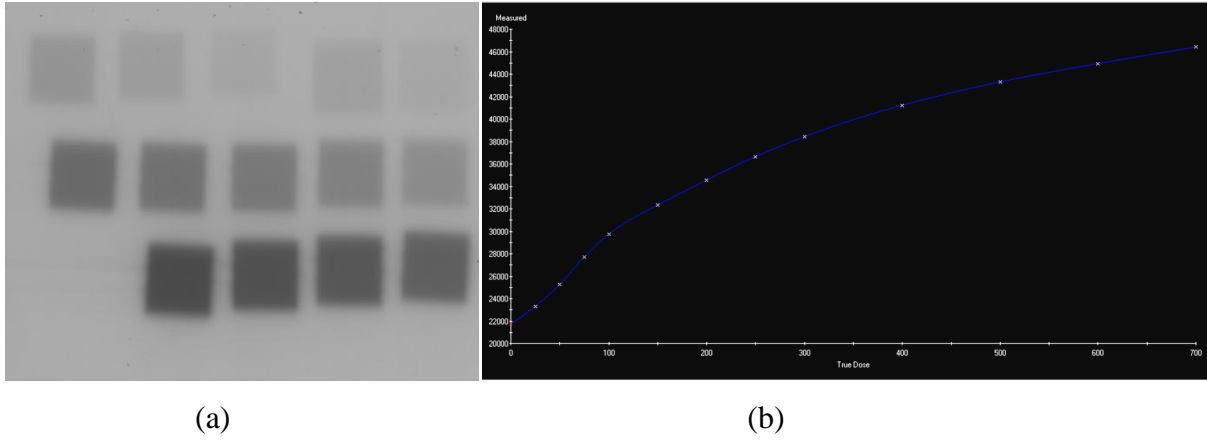


Şekil 3-15: Gafkromik film ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi

Filmler ışınlandıktan sonra daha iyi sonuç vermesi için bir gün bekletildi. Epson 10000XL tarayıcıda doküman tipi transparan seçilerek, 48 bit renkli ve 75 dpi çözünürlük seçenekleri ile filmler taratıldı ve tiff formatında kaydedildi. İmaj J programı yardımıyla, taratılan filmler kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Gafchromic filmlerde en büyük kontrast farkı kırmızı renkte görüldüğü için film dozimetrisi için bu görüntüler kullanıldı.

Filmlerin kalibrasyonu Mephisto  $Mc^2$  programı ile yapıldı. Kalibrasyon için RW3 katı su fantomları ile düzenek oluşturuldu. SSD=95 cm'de 5 cm derinlikteki film, sırasıyla 25 - 50 - 75 - 100 - 150 - 200 - 250 - 300 - 400 - 500 - 600 ve 700 MU değerlerinde  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  lik

alanlarda 6 MV enerji ile ışınladı. Kalibrasyon için hazırlanan filmin taratıldıktan sonra OD değerleri “*Mephysto Mc<sup>2</sup> FilmCal*” programı kullanılarak okundu ve filmlerin ışınlanmamış bölümleri taban+sis OD olarak kabul edildi. Bu değer ölçülen OD’den çıkartılarak net OD bulundu. Net OD/ Doz (cGy) grafikleri çizilerek kalibrasyon tablosu oluşturuldu. Kalibrasyon filmi eğrisi şekil 3-16 gösterilmiştir.



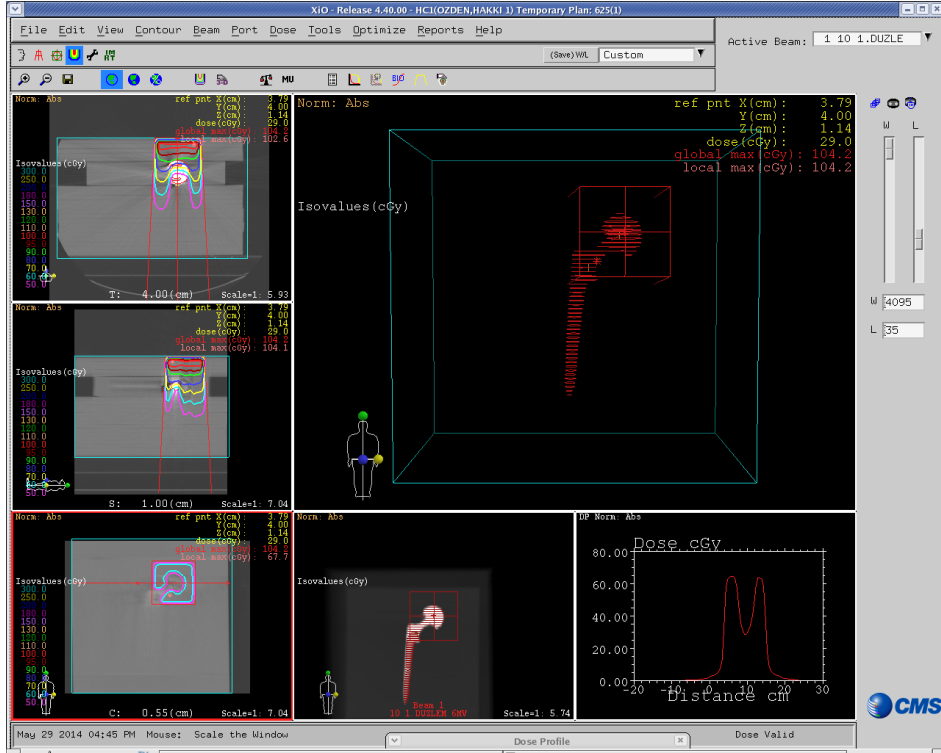
**Şekil 3-16: (a) Işınlanan kalibrasyon filmi, (b) Elde edilen kalibrasyon eğrisi**

Ölçümler sonucunda elde edilen doz profilleri TPS den elde edilen doz profilleri ile karşılaştırıldı.

### 3.2.5 Tedavi Planlama Sisteminde Doz Değerlerinin Hesaplanması

Vsim konturlama bilgisayarında bilgisayarlı tomografisi çekilen fantomların dış konturu ve protezlerin konturları girildikten sonra görüntüler XiO CMS tedavi planlama sistemine aktarıldı. Vsim konturlama bilgisayarından protezlerin HU değerleri okundu ve tedavi planlama sisteminde okunan HU değerlerine karşılık protezlerin kendi elektron yoğunlukları girildi.

Ölçümlerde kullanılan düzeneğin aynısı tedavi planlama sisteminde oluşturulduktan sonra dört farklı protez için belirlenen üç düzlemin altındaki dozlar, iyon odası verileriyle karşılaştırmak için referans nokta doz, iki boyutlu iyon odası ve film ölçümleriyle karşılaştırmak için doz profili şeklinde kaydedildi.



Şekil 3-17: Tedavi Planlama Sisteminde Doz Değerlerinin Hesaplanması

## 4 BULGULAR

### 4.1 İyon Odası Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması:

İyon odası ile 4 farklı protezin belirlenen üç düzlemleri için,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD=100cm, 100MU değerlerinde 6MV ve 15MV enerjileri için, 10cm,15cm ve 20cm derinliğindeki dozlar ölçülüp, aynı koşullar altında planlama sistemindeki superposition algoritması ile hesaplanan değerler karşılaştırılmıştır. Değerlerin karşılaştırılmasında rölatif hata formülü kullanıldı.

Merkezi eksen üzerindeki iyon odası ve TPS arasındaki doz oranları aşağıda tablolar halinde verilmiştir. Tablolarda 1.Düzlem Protezin topuz (baş) kısmı, 2.Düzlem birleşme yeri, 3.Düzlem ise gövde (sap) kısmıdır.

**Tablo 4-1:** 6 MV foton enerjisi için rölatif hatalar

Protez	Çap	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
Co-Cr-Mo	50 mm	1.Düzlem	% 18	% 19	% 20
		2.Düzlem	% 13	% 17	% 17
		3.Düzlem	% 14	% 15	% 17
Co-Cr-Mo	42 mm	1.Düzlem	% 15	% 16	% 16
		2.Düzlem	% 12	% 13	% 14
		3.Düzlem	% 14	% 14	% 15
Titanyum	50mm	1.Düzlem	% 5	% 2	% 1
		2.Düzlem	% 2	% 2	% 3
		3.Düzlem	% 2	% 3	% 2
Paslanmaz Çelik	46mm	1.Düzlem	% 23	% 26	% 27
		2.Düzlem	% 11	% 12	% 15
		3.Düzlem	% 9	% 11	% 11

**Tablo 4-2:** 15 MV foton enerjisi için rölâtif hatalar

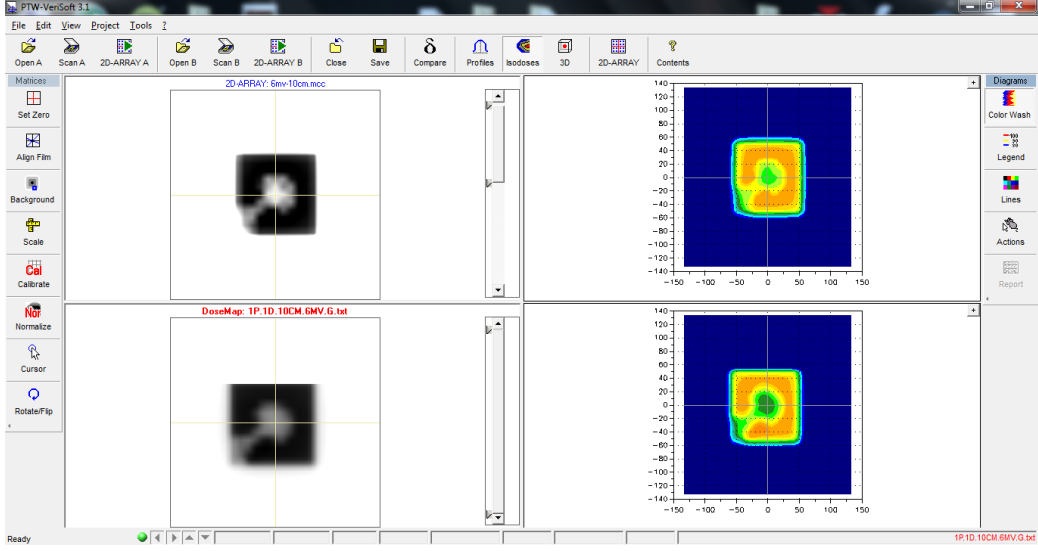
Protez	Çap	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
Co-Cr-Mo	50 mm	1.Düzlem	% 11	% 11	% 12
		2.Düzlem	% 9	% 9	% 9
		3.Düzlem	% 8	% 9	% 10
Co-Cr-Mo	42 mm	1.Düzlem	% 10	% 11	% 11
		2.Düzlem	% 9	% 9	% 10
		3.Düzlem	% 9	% 10	% 11
Titanyum	50mm	1.Düzlem	% 4	% 3	% 4
		2.Düzlem	% 3	% 2	% 1
		3.Düzlem	% 1	% 1	% 1
Paslanmaz Çelik	46mm	1.Düzlem	% 20	% 23	% 22
		2.Düzlem	% 9	% 9	% 11
		3.Düzlem	% 10	% 11	% 13

Tablo 4-1 ve tablo 4-2’ de görüldüğü gibi ölçülen ve hesaplanan değerlerin, foton enerjisiyle, protezin malzemesi ve protezin çapıyla farklılık gösterdiği görülmektedir. 6MV foton enerjisinde ölçülen ve hesaplanan değerler arasındaki hatanın, 15MV foton enerjisine göre daha fazla olduğu görülmektedir. Protez malzemesinin ise elektron yoğunluğuna bağlı olarak, elektron yoğunluğu arttıkça ölçülen ve hesaplanan değerler arasındaki farkın arttığı ayrıca protezin çapı arttıkça da aradaki farkın arttığı görülmektedir.

#### 4.2 İki Boyutlu İyon Odası Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması:

PTW 2D-Array ile 4 farklı protezin belirlenen üç düzlemleri için,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD=100cm, 100MU değerlerinde 6MV ve 15MV enerjileri için, 10cm,15cm ve 20cm derinliğindeki dozlar ölçülüp, aynı koşullar altında planlama sistemindeki superposition algoritması ile hesaplanan değerler ile karşılaştırılmıştır.

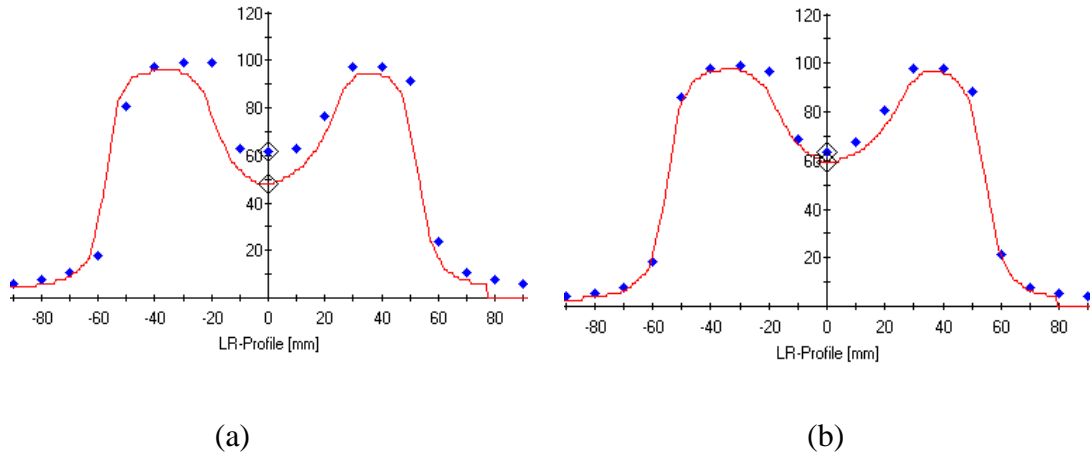




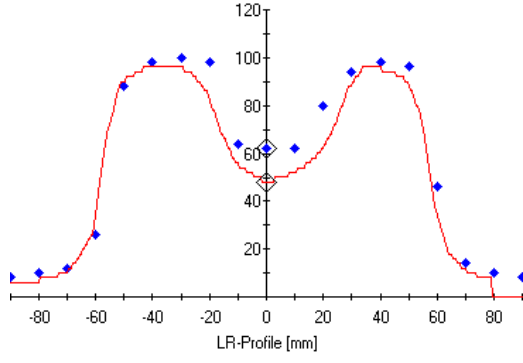
**Şekil 4-1:** Verisoft programı ile verilerin karşılaştırılması

PTW 2D-Array ile alınan ölçümler ile planlama bilgisayarından alınan veriler, PTW Verisoft programında şekil 4-1’de gösterildiği gibi karşılaştırılıp doz profilleri çıkartılmıştır. Doz profilleri incelenen verilerden merkezi eksendeki doz farkından yararlanarak rölatif hata hesaplandı.

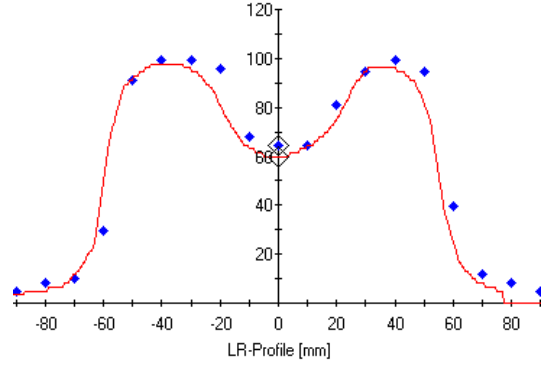
Co-Cr-Mo (50mm) protezi için PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise iki boyutlu iyon odası verilerini göstermektedir.



**Şekil 4-2:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

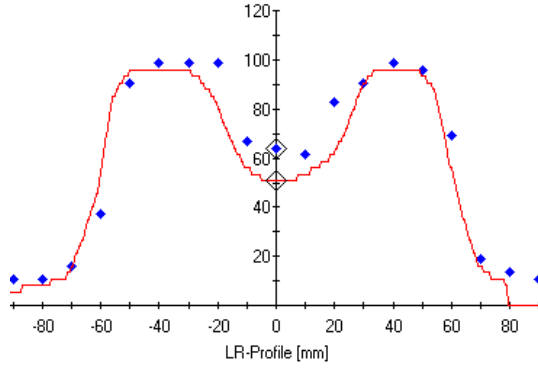


(a)

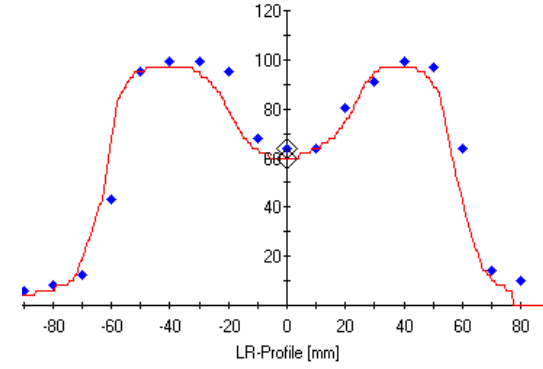


(b)

**Şekil 4-3:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

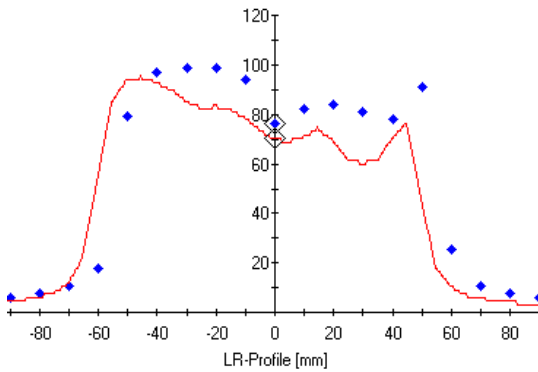


(a)

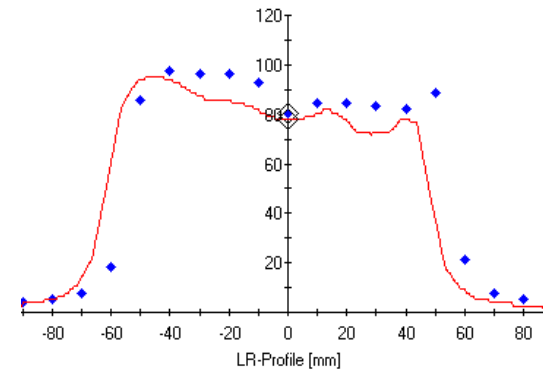


(b)

**Şekil 4-4:** 1.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

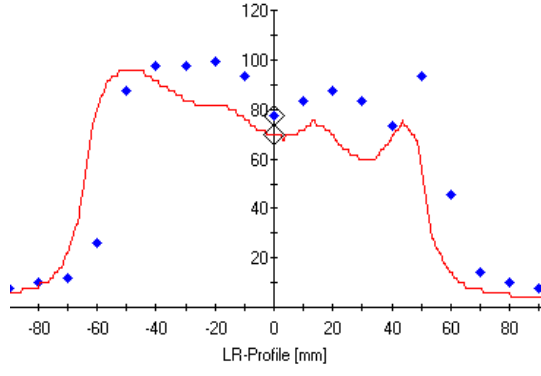


(a)

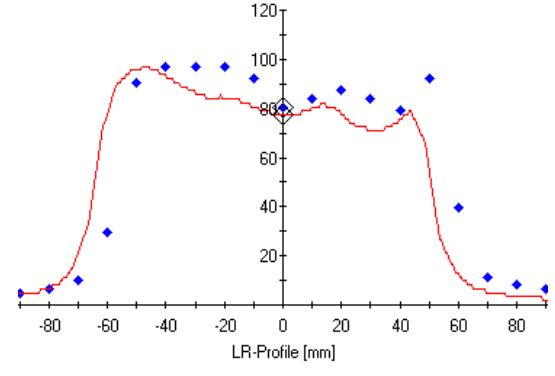


(b)

**Şekil 4-5:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

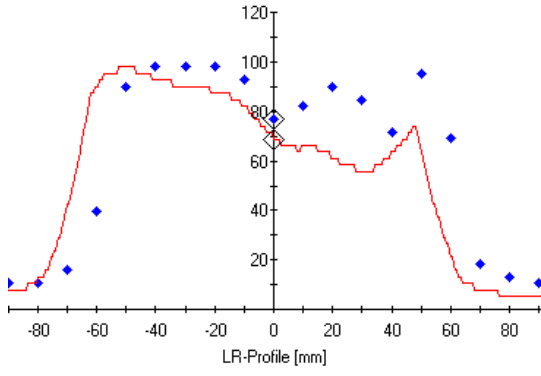


(a)

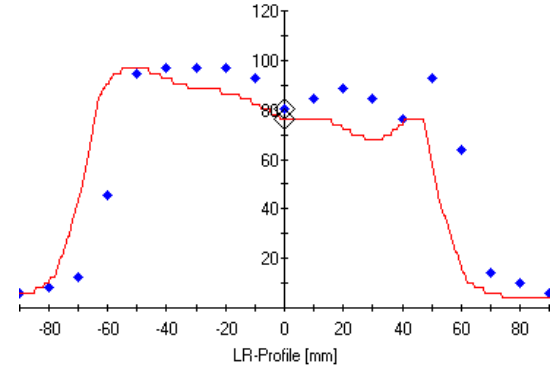


(b)

**Şekil 4-6:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

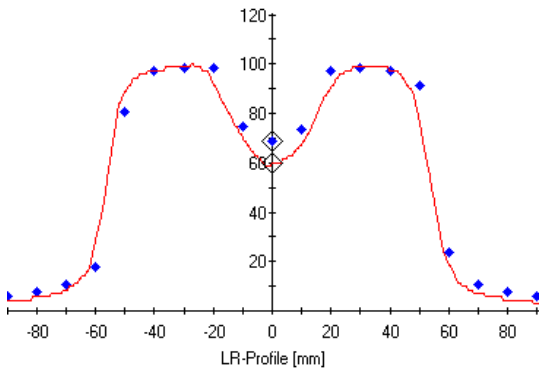


(a)

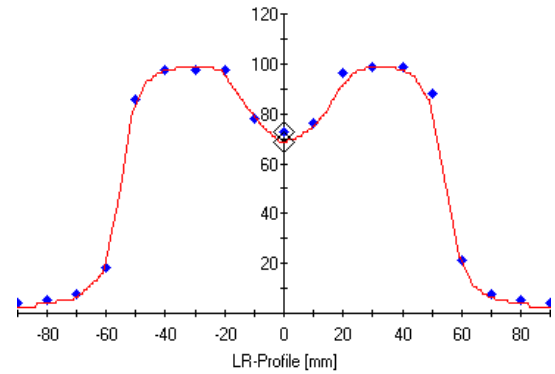


(b)

**Şekil 4-7:** 2.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

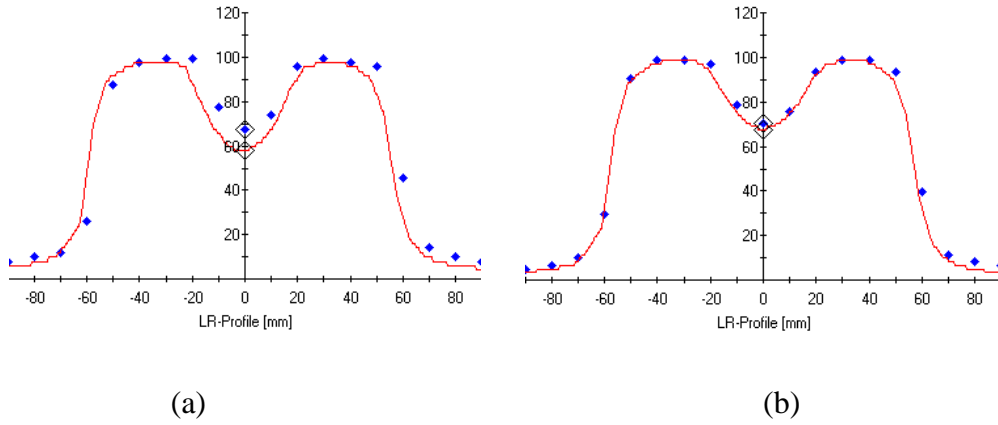


(a)

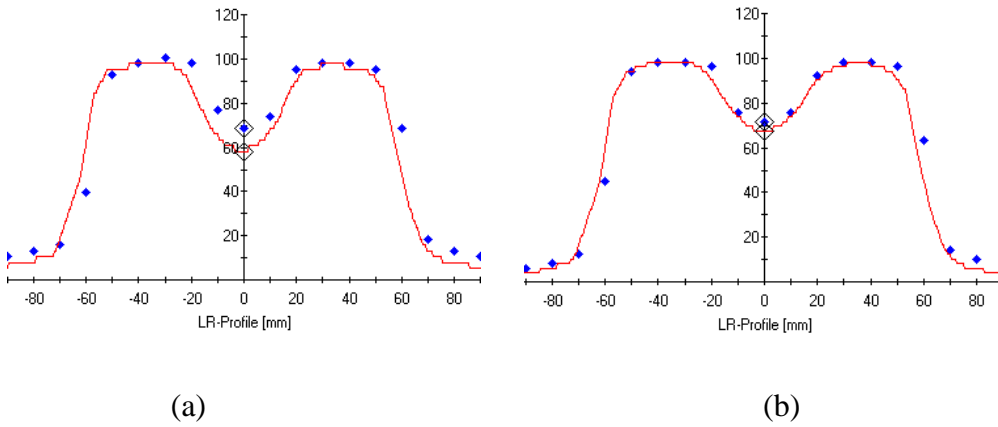


(b)

**Şekil 4-8:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-9:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-10:** 3.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

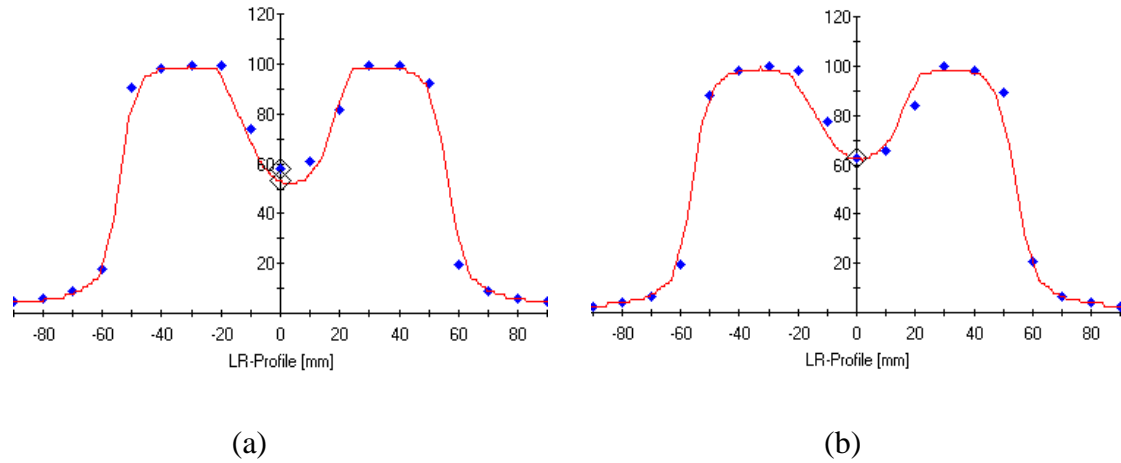
Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-3:** Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

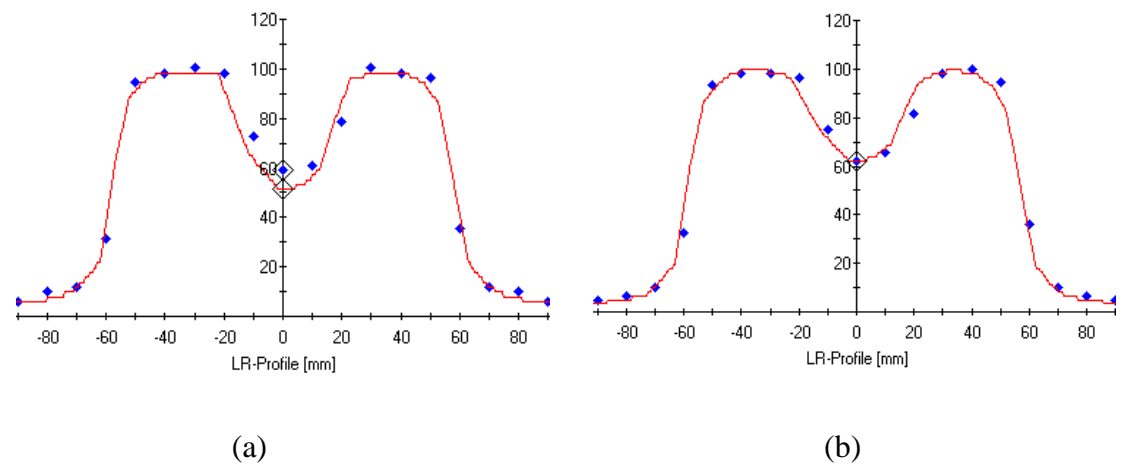
Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
6MV	1.Düzlem	%19	%20	%20
	2.Düzlem	%15	%17	%18
	3.Düzlem	%15	%16	%16
15MV	1.Düzlem	%10	%12	%13
	2.Düzlem	%9	%10	%10
	3.Düzlem	%8	%9	%10

Tablo 4-3'ten de görüldüğü gibi Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için elde edilen en fazla rölatif hata protezin 1.düzleminde,6 MV enerjide ve 20 cm derinlikte %20 olarak elde edildi.

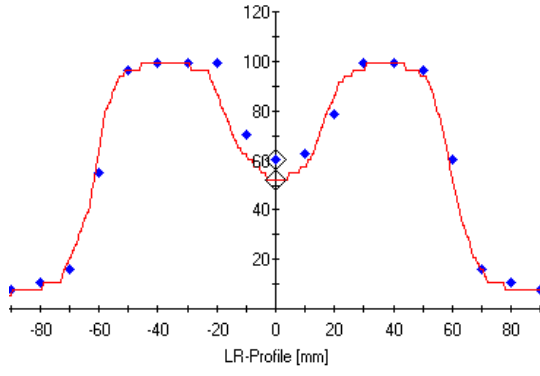
Co-Cr-Mo (42 mm) protezinin PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise iki boyutlu iyon odası verilerini göstermektedir.



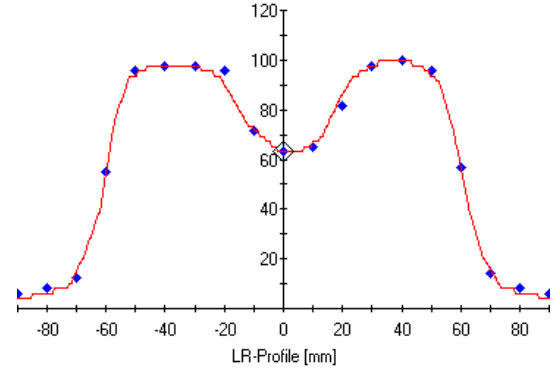
**Şekil 4-11:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-12:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

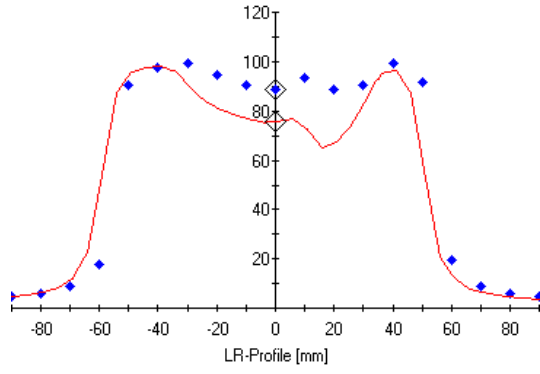


(a)

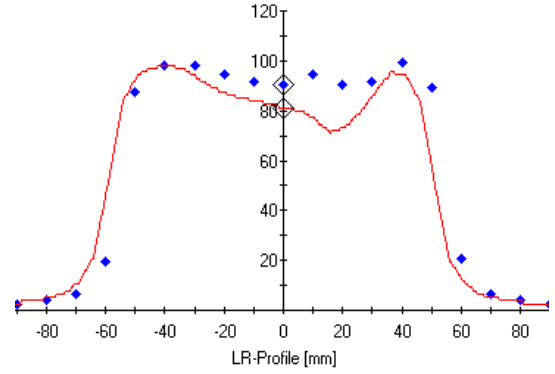


(b)

**Şekil 4-13:** 1.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

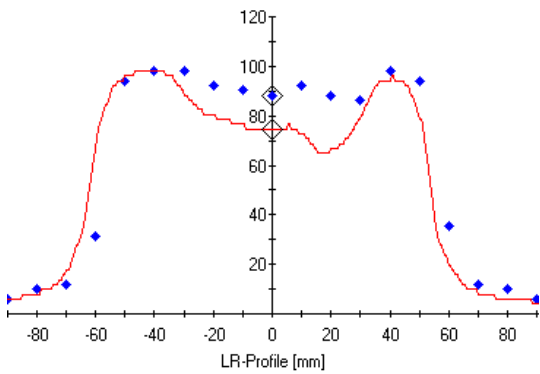


(a)

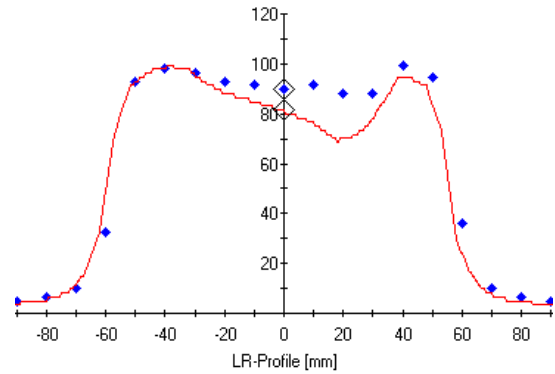


(b)

**Şekil 4-14:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

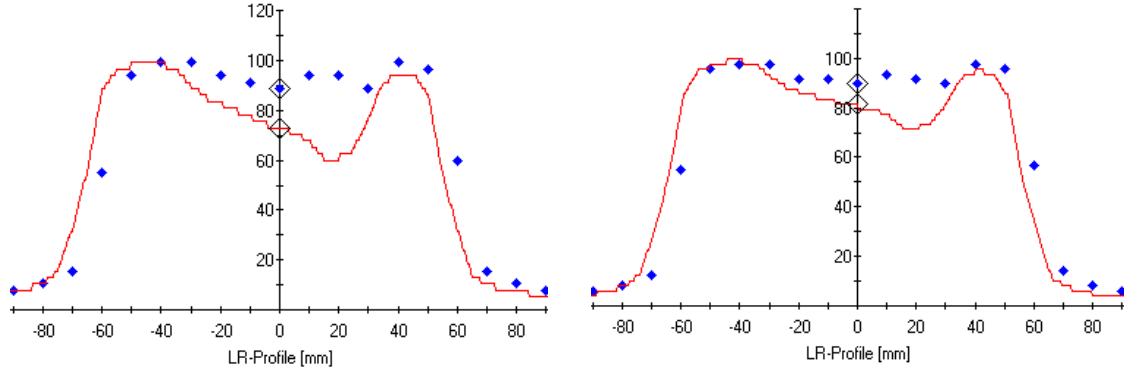


(a)



(b)

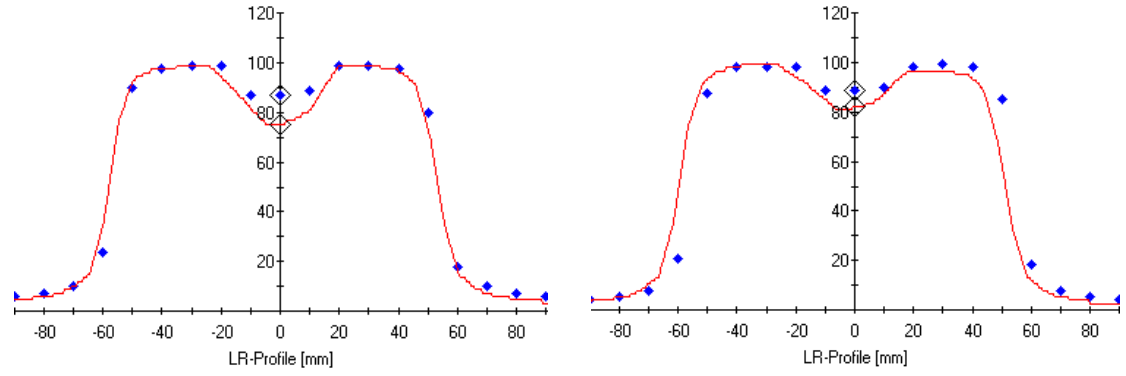
**Şekil 4-15:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

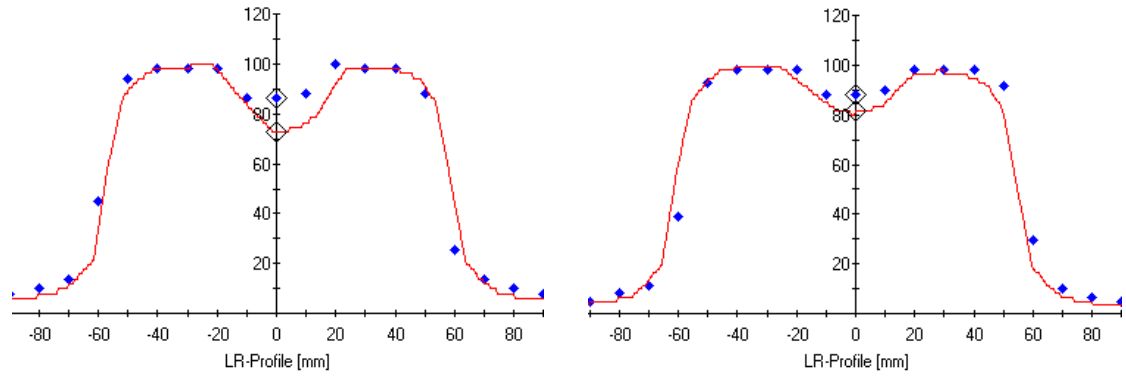
**Şekil 4-16:** 2.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

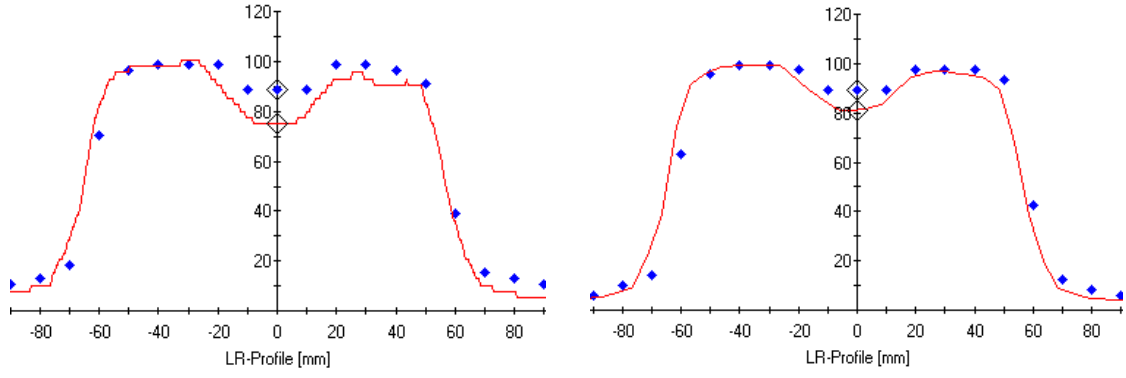
**Şekil 4-17:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-18:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-19:** 3.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

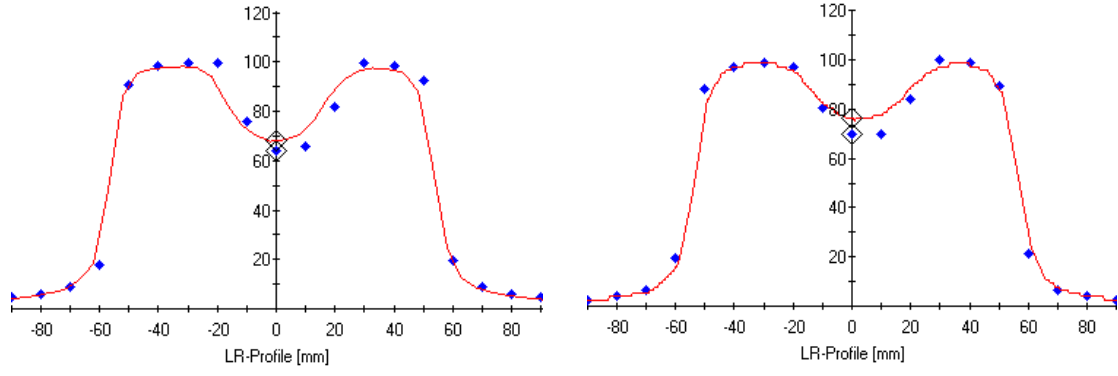
**Tablo 4-4:** Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
6MV	1.Düzlem	%16	%17	%18
	2.Düzlem	%12	%14	%14
	3.Düzlem	%14	%15	%16
15MV	1.Düzlem	%10	%11	%12
	2.Düzlem	%9	%9	%9
	3.Düzlem	%10	%10	%12

Tablo 4-4'ten de görüldüğü gibi Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için elde edilen en fazla rölatif hata protezin 1.düzleminde, 6 MV enerjide ve 20 cm derinlikte %18 olarak elde edildi.

Titanyum (50 mm) protezi için PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise iki boyutlu iyon odası verilerini göstermektedir.

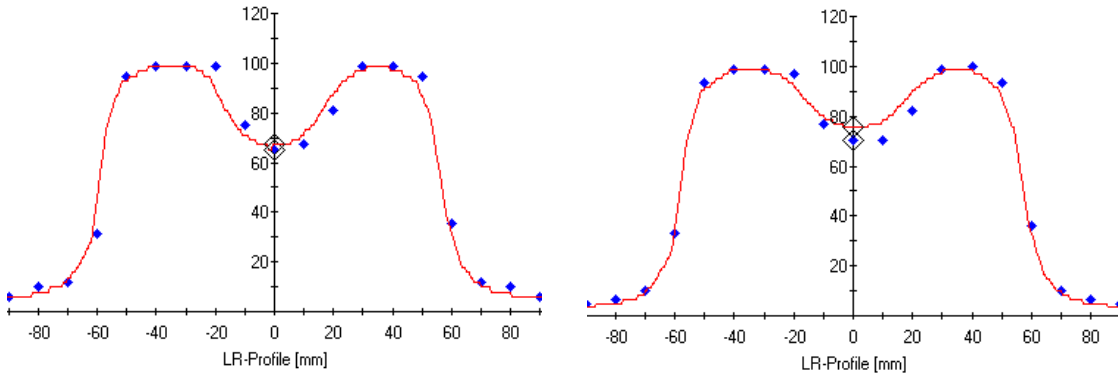




(a)

(b)

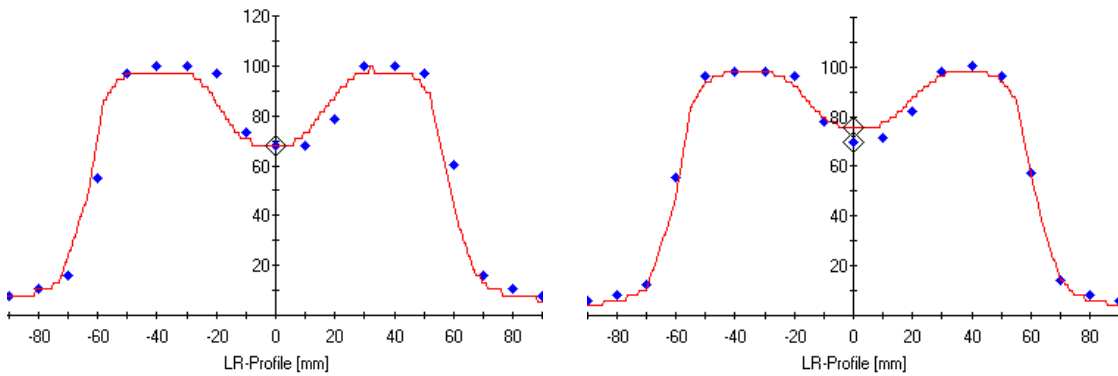
**Şekil 4-20:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

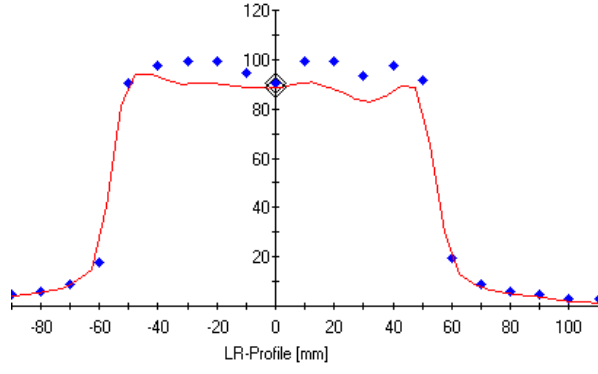
**Şekil 4-21:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



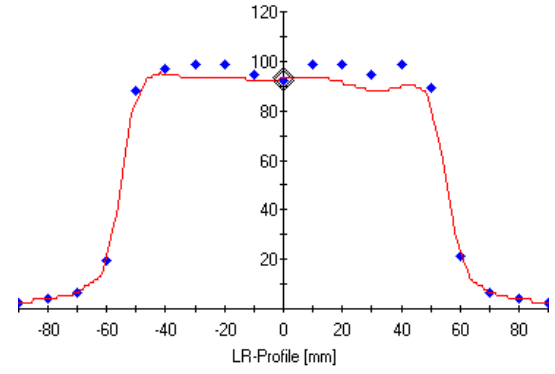
(a)

(b)

**Şekil 4-22:** 1.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

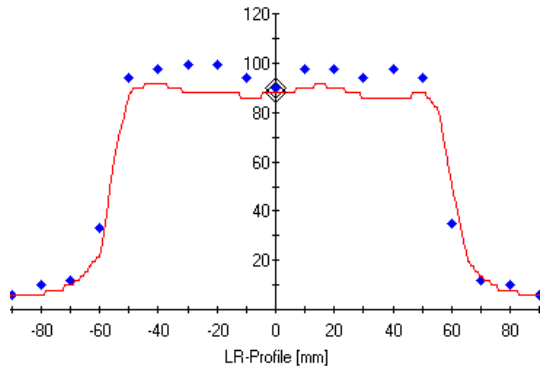


(a)

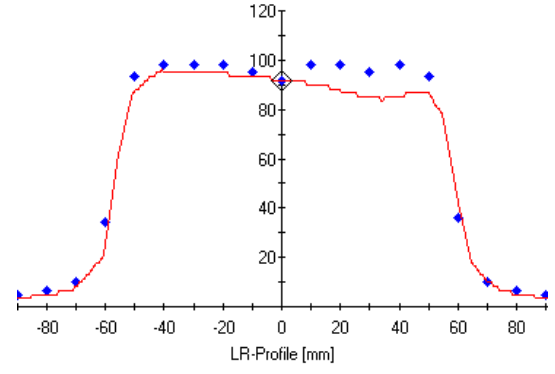


(b)

**Şekil 4-23:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

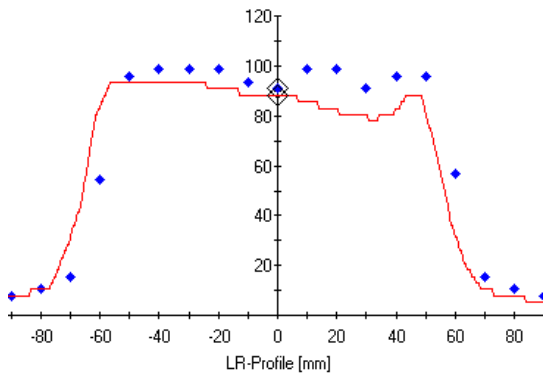


(a)

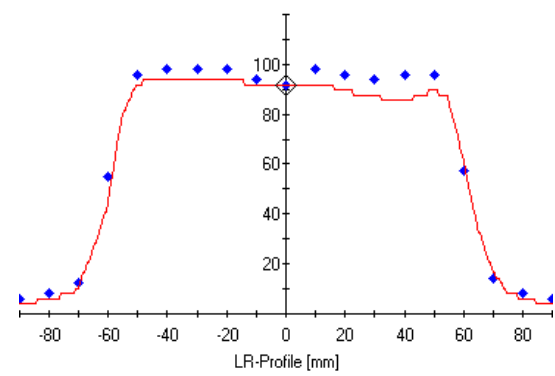


(b)

**Şekil 4-24:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

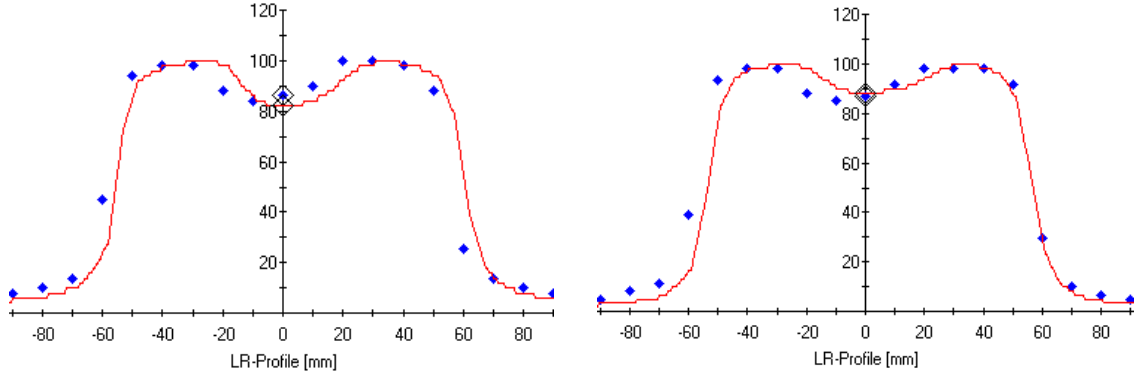


(a)



(b)

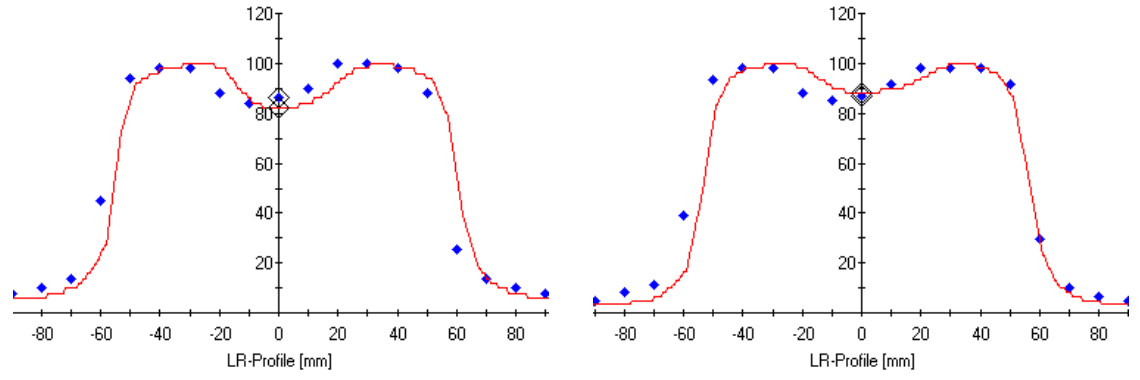
**Şekil 4-25:** 2.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

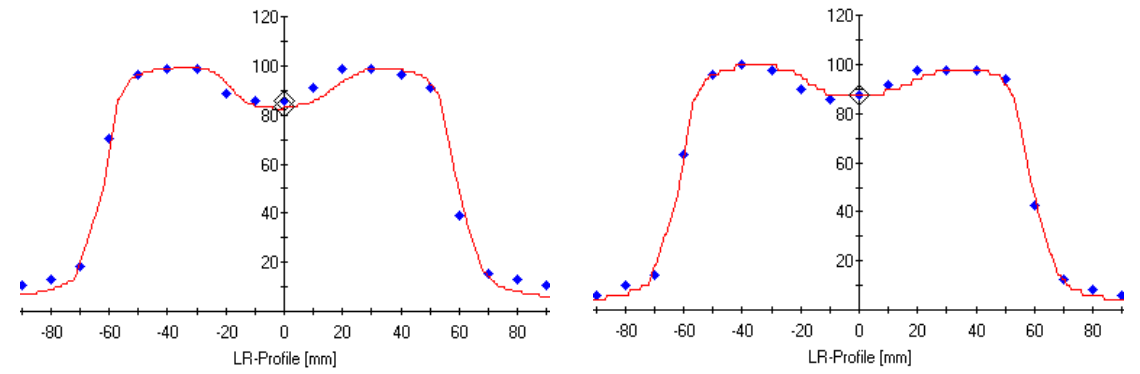
**Şekil 4-26:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-27:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-28:** 3.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

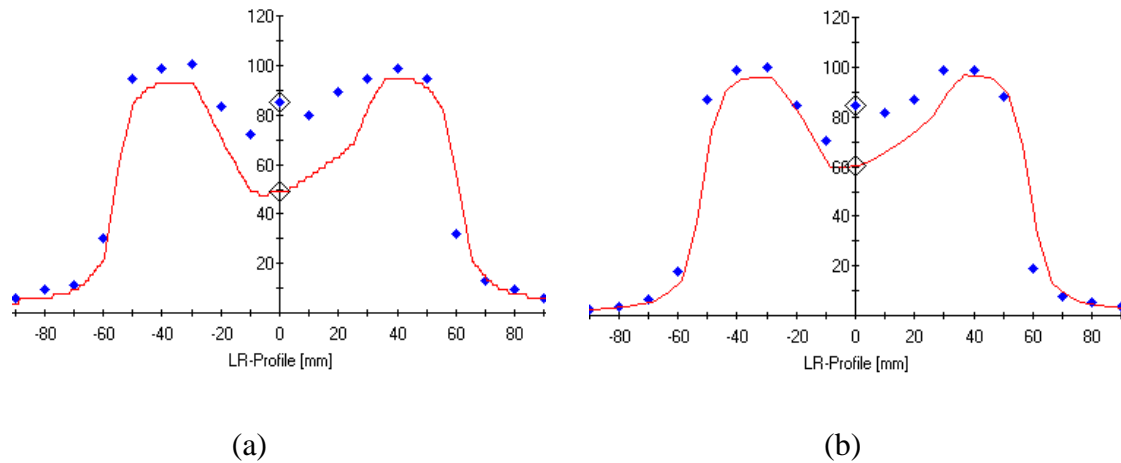
Titanyum (50 mm) protezi için, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-5:** Titanyum (50 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

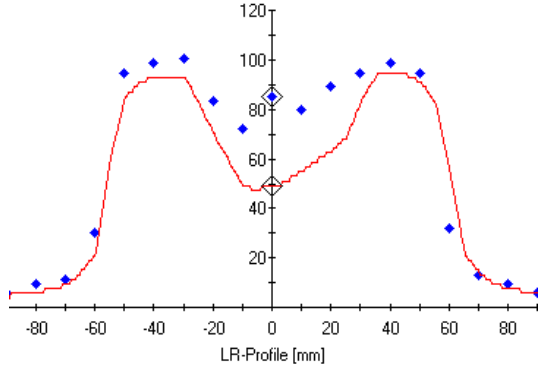
Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
6MV	1.Düzlem	%5	%4	%3
	2.Düzlem	%2	%3	%2
	3.Düzlem	%3	%3	%2
15MV	1.Düzlem	%4	%3	%4
	2.Düzlem	%3	%2	%1
	3.Düzlem	%1	%1	%1

Tablo 4-5'ten de görüldüğü gibi Titanyum (50 mm) protezi için elde edilen en fazla rölatif hata protezin 1.düzleminde, 6 MV enerjide ve 10 cm derinlikte %5 olarak elde edildi.

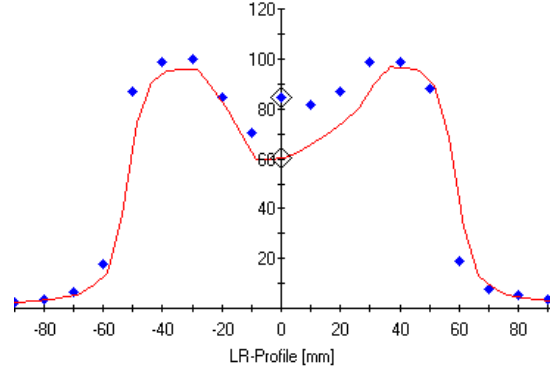
Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise iki boyutlu iyon odası verilerini göstermektedir.



**Şekil 4-29:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

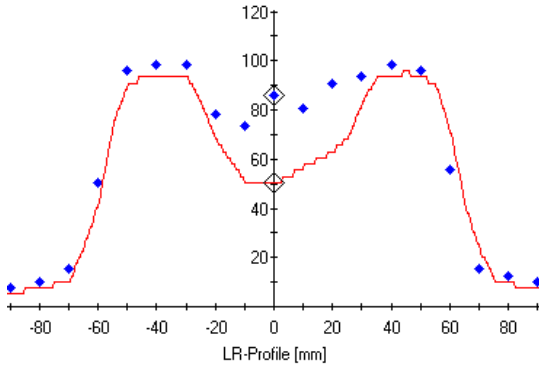


(a)

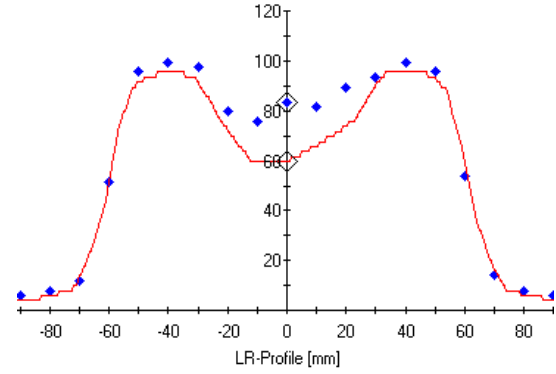


(b)

**Şekil 4-30:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

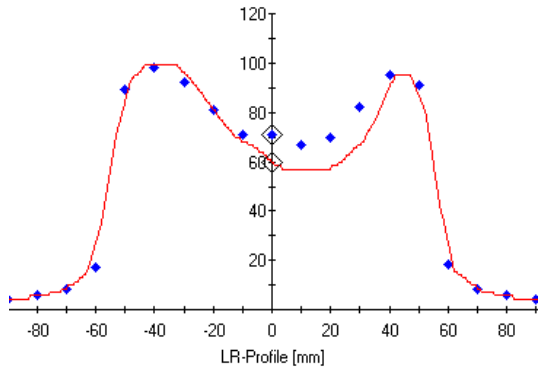


(a)

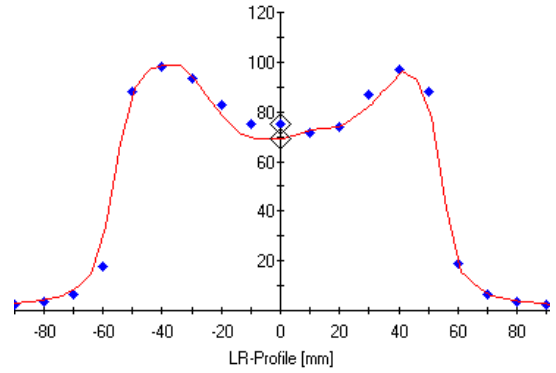


(b)

**Şekil 4-31:** 1.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

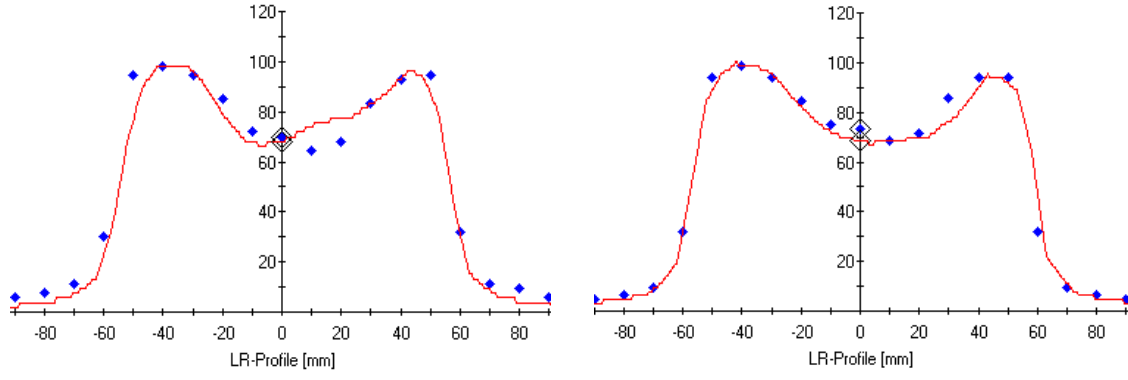


(a)



(b)

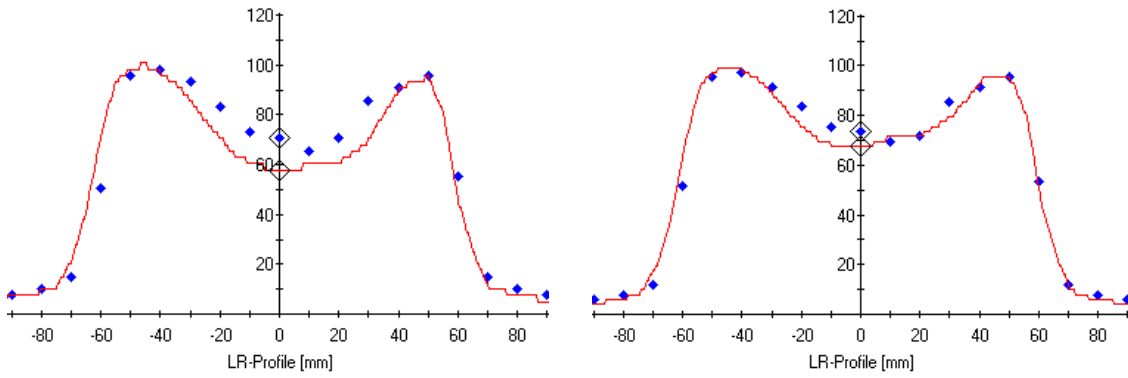
**Şekil 4-32:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

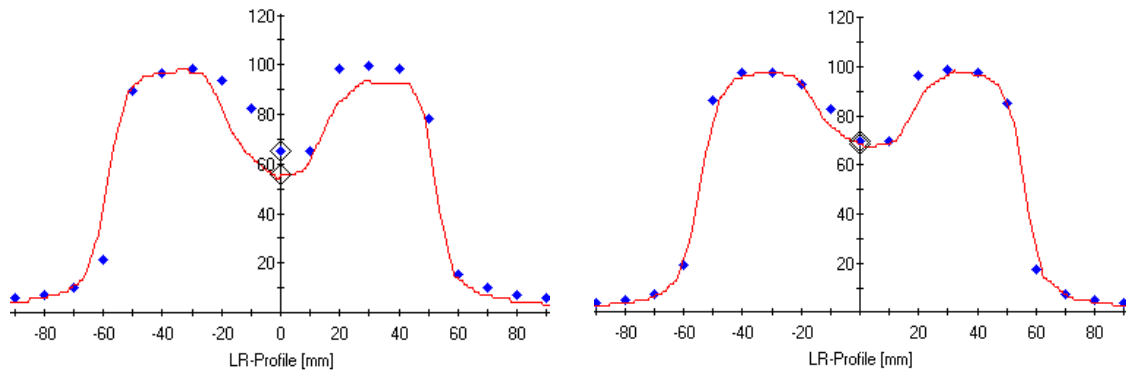
**Şekil 4-33:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

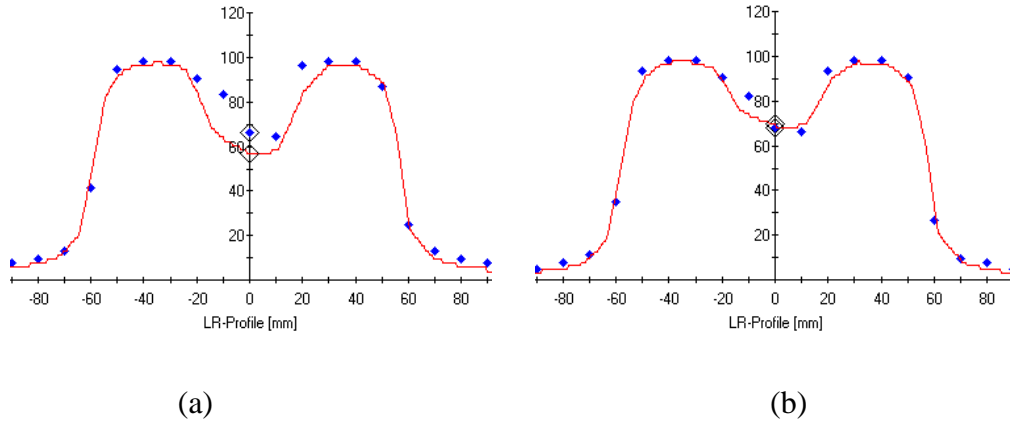
**Şekil 4-34:** 2.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



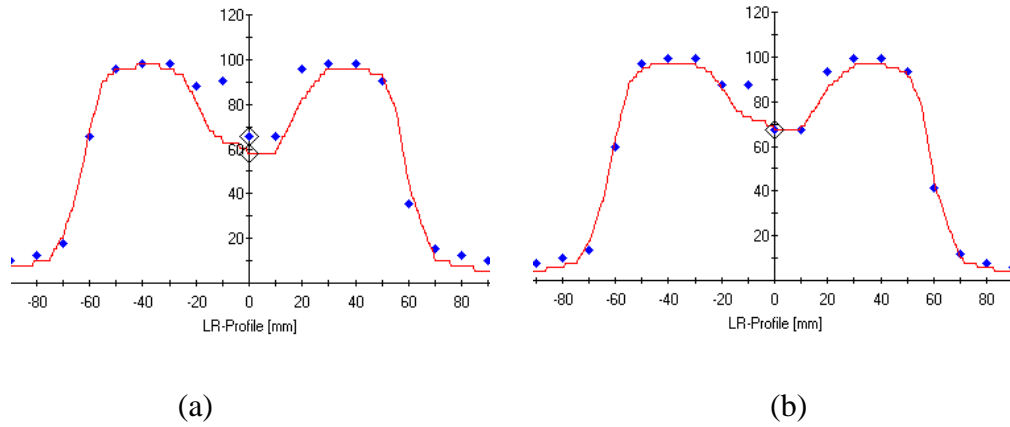
(a)

(b)

**Şekil 4-35:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-36:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-37:** 3.düzlemde, 20 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için, TPS verilerinin ve iki boyutlu iyon odası ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-6:** Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm	d = 20cm
6MV	1.Düzlem	%25	%27	%28
	2.Düzlem	%11	%13	%15
	3.Düzlem	%8	%11	%11
15MV	1.Düzlem	%19	%23	%23
	2.Düzlem	%9	%10	%11
	3.Düzlem	%10	%11	%11

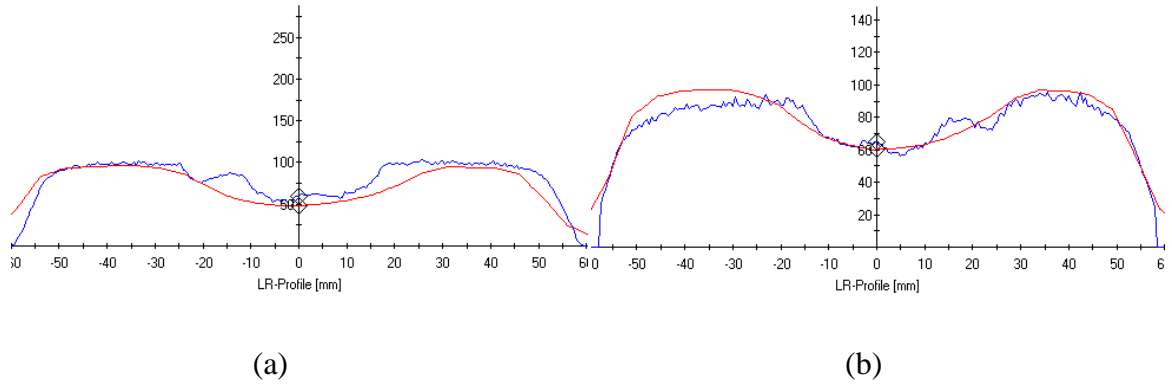
Tablo 4-6'dan da görüldüğü gibi Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için elde edilen en fazla rölatif hata protezin 1.düzleminde, 6 MV enerjide ve 20 cm derinlikte %28 olarak elde edildi.

### 4.3 Gafkromik Film Ölçümlerinin TPS ile Karşılaştırılması

Gafkromik film ile 4 farklı protezin belirlenen üç düzlemleri için,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD=100 cm, 100 MU değerlerinde 6 MV ve 15 MV enerjileri için, 10 cm,15 cm derinliğindeki dozlar ölçülüp, aynı koşullar altında planlama sistemindeki superposition algoritması ile hesaplanan değerler ile karşılaştırılmıştır.

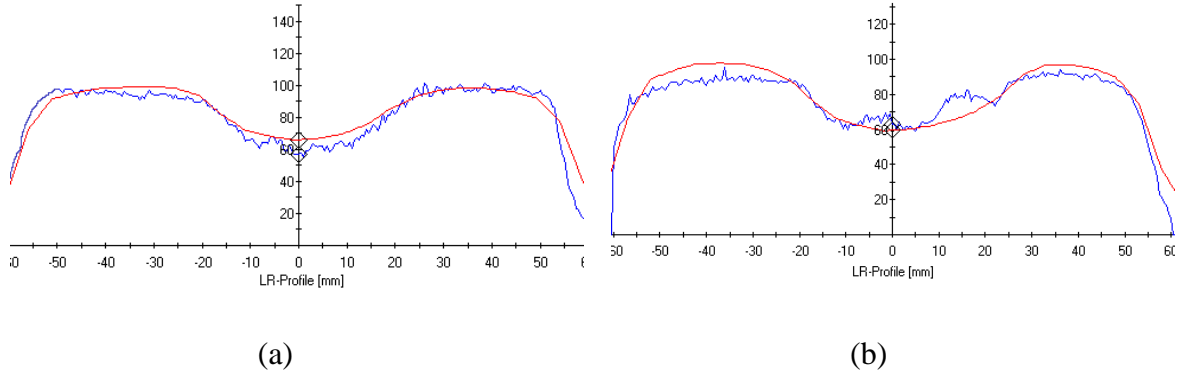
Gafkromik film ile alınan ölçümler ile planlama bilgisayarından alınan veriler, PTW Verisoft programında karşılaştırılıp doz profilleri çıkartılmıştır. Doz profilleri incelenen verilerden merkezi eksendeki doz farkından yararlanarak rölatif hata hesaplandı.

Co-Cr-Mo (50 mm) protezinin PTW Verisoft programından elde edilen TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi çizgili profil ise film verilerini göstermektedir.

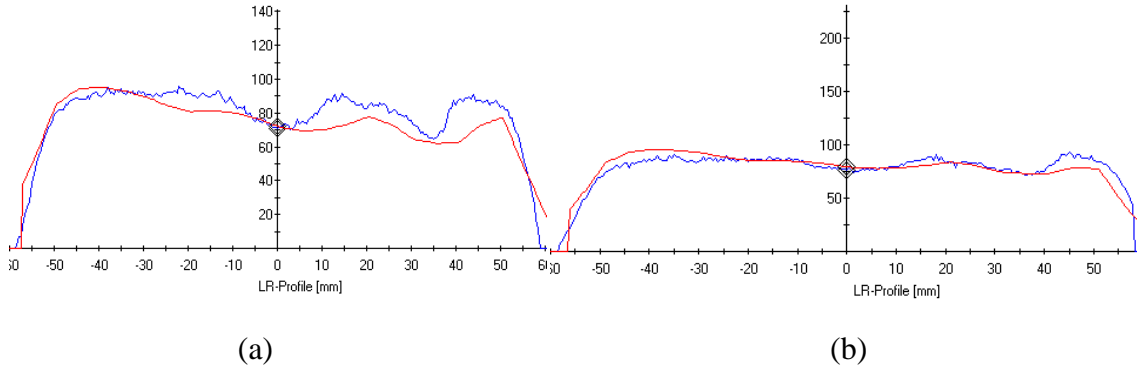


**Şekil 4-38:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

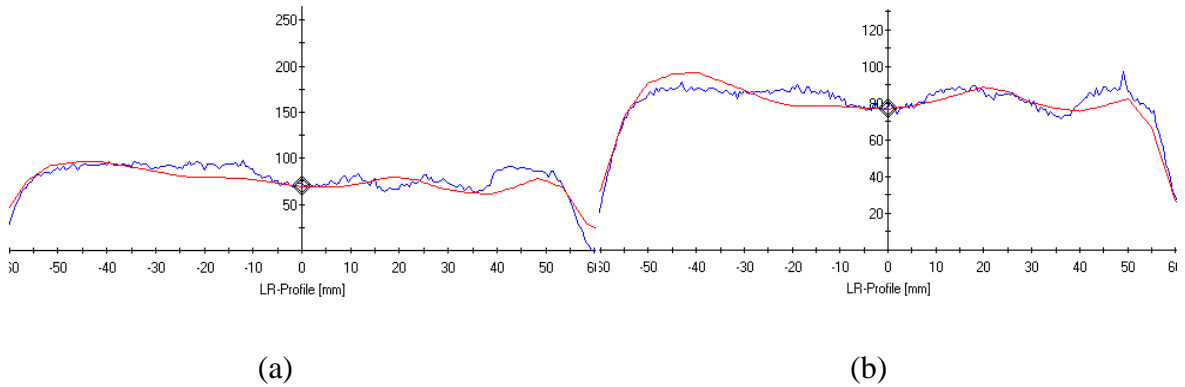




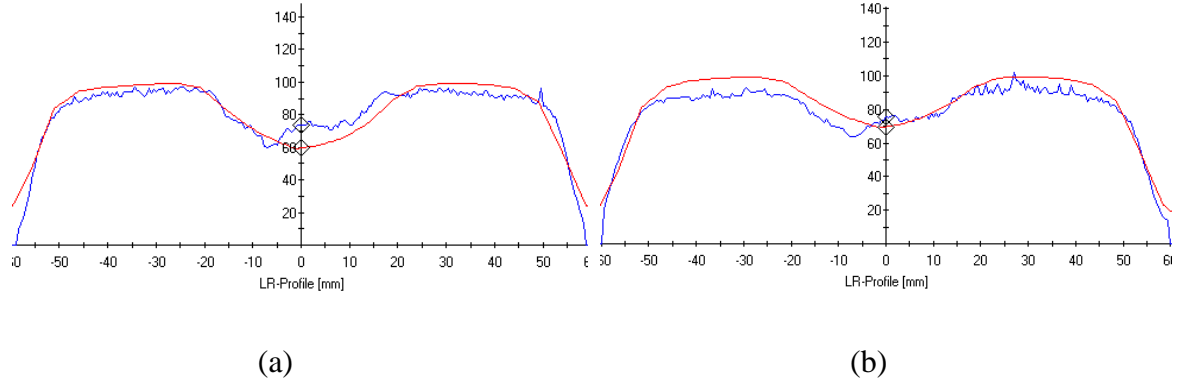
Şekil 4-39: 1.üzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



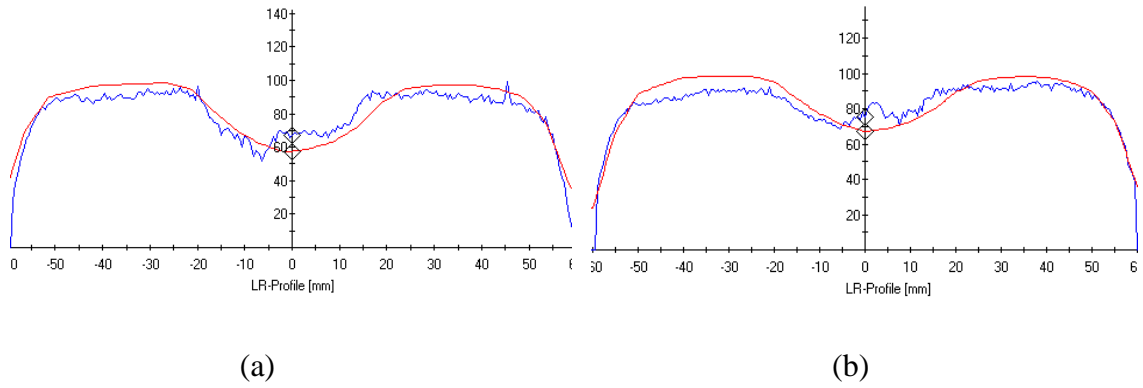
Şekil 4-40: 2.üzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



Şekil 4-41: 2.üzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-42:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



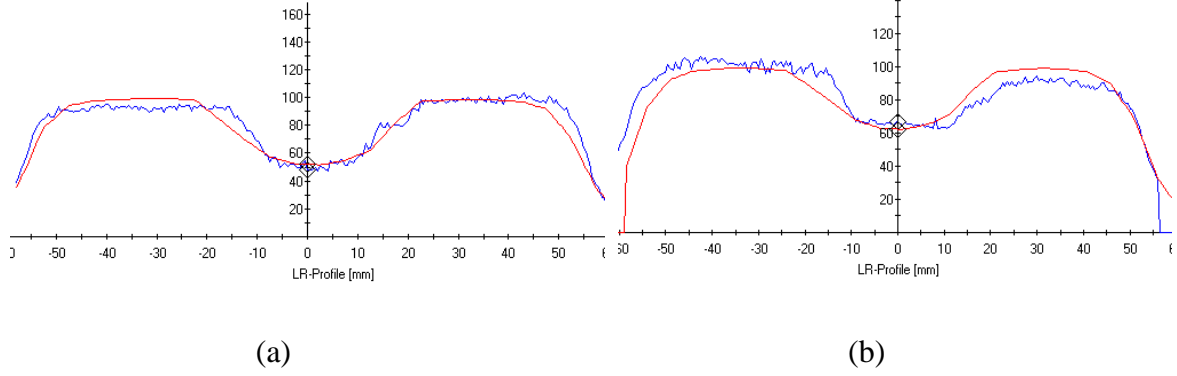
**Şekil 4-43:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

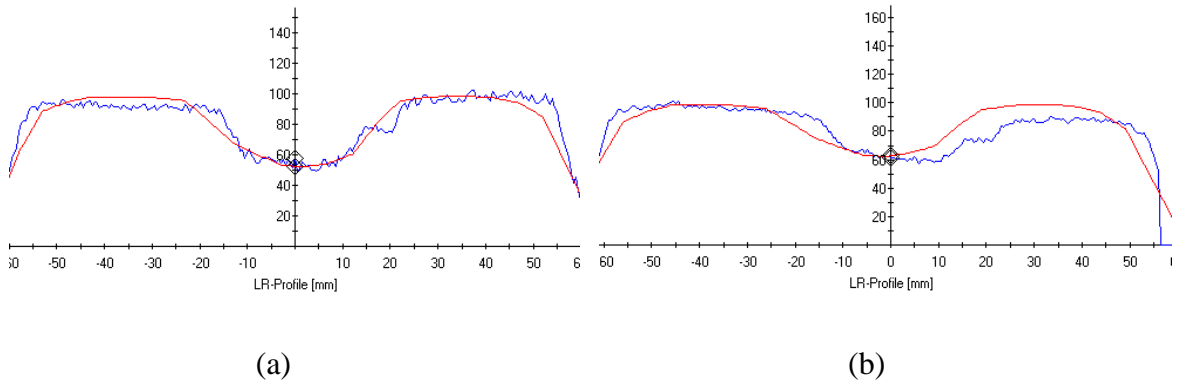
**Tablo 4-7:** Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm
6MV	1.Düzlem	%18	%20
	2.Düzlem	%15	%17
	3.Düzlem	%13	%15
15MV	1.Düzlem	%10	%11
	2.Düzlem	%8	%10
	3.Düzlem	%8	%9

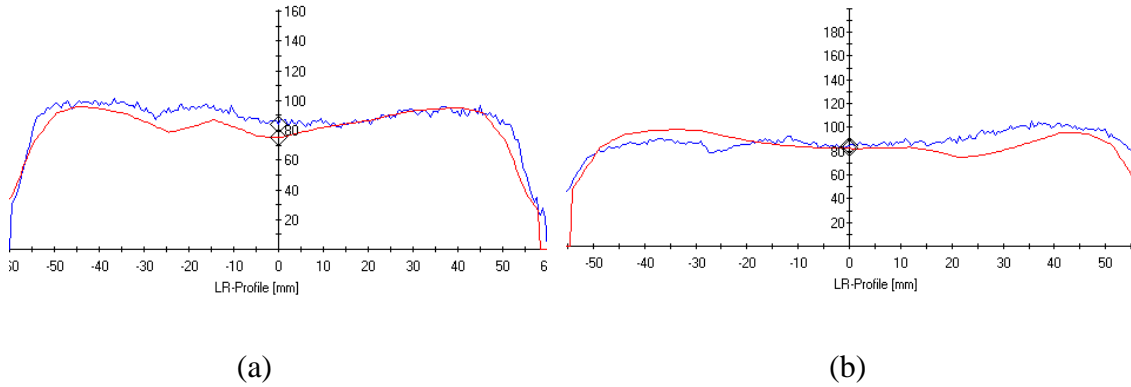
Co-Cr-Mo (42 mm) protezinin PTW Verisoft programından elde edilen TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi çizgili profil ise film verilerini göstermektedir.



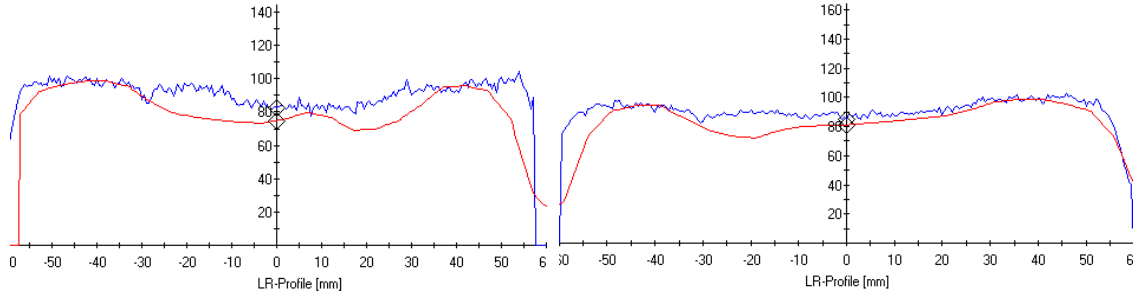
**Şekil 4-44:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-45:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



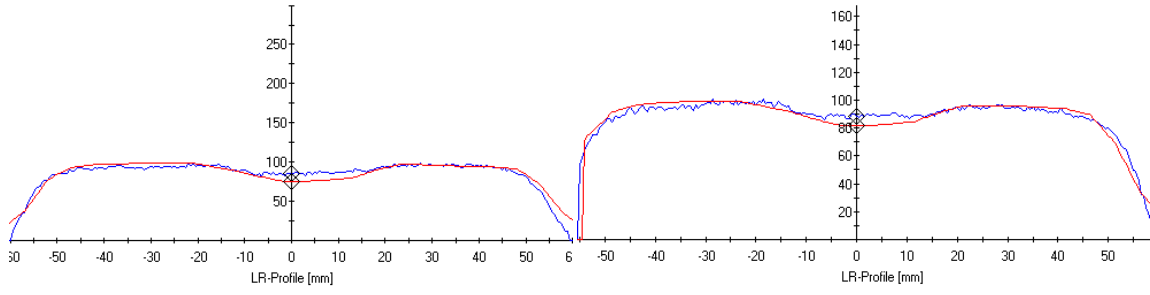
**Şekil 4-46:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

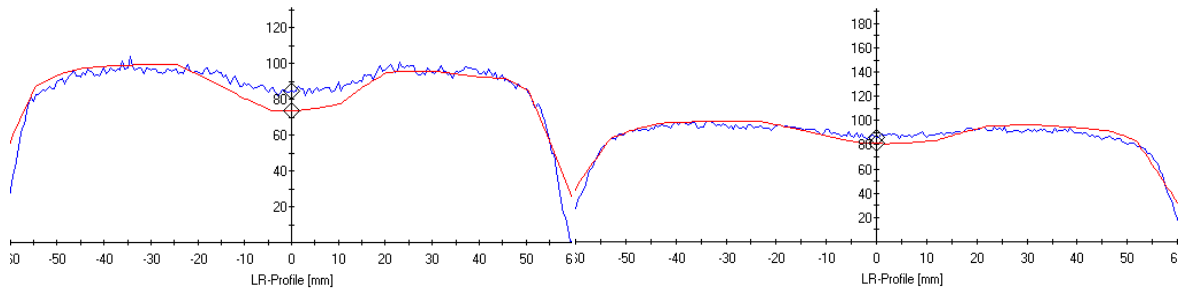
**Şekil 4-47:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-48:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



(a)

(b)

**Şekil 4-49:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

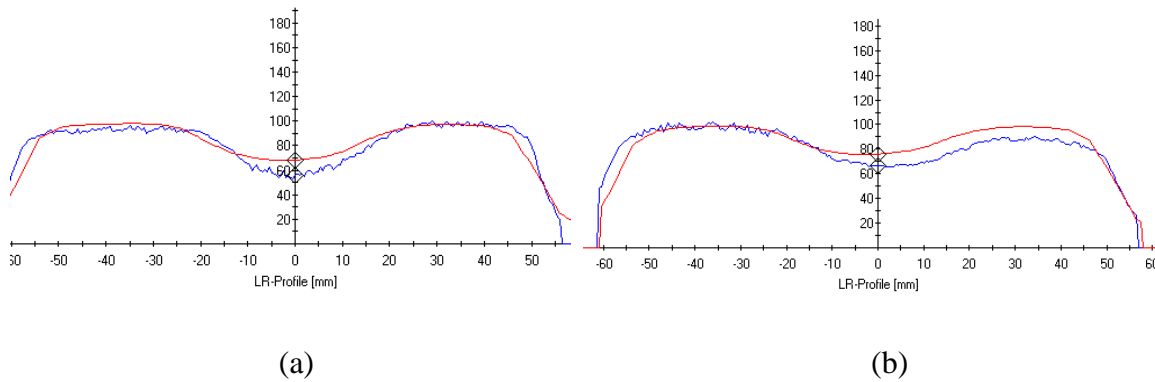
Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-8:** Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

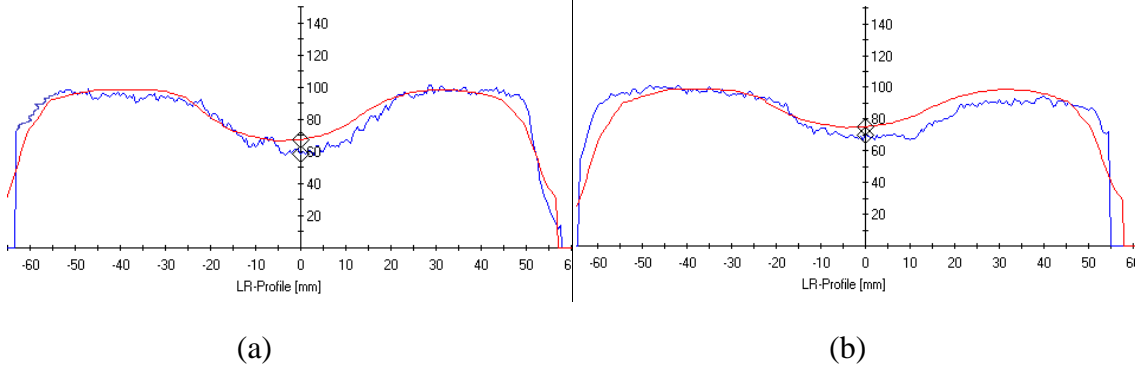
Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm
6MV	1.Düzlem	%16	%18
	2.Düzlem	%11	%12
	3.Düzlem	%14	%14
15MV	1.Düzlem	%10	%11
	2.Düzlem	%10	%9
	3.Düzlem	%9	%9

Tablo 4-8'de görüldüğü gibi en fazla rölatif doz farkı 1.düzlemde, 6 MV enerjide ve 15 cm derinlikte %18 olarak gözlemlendi.

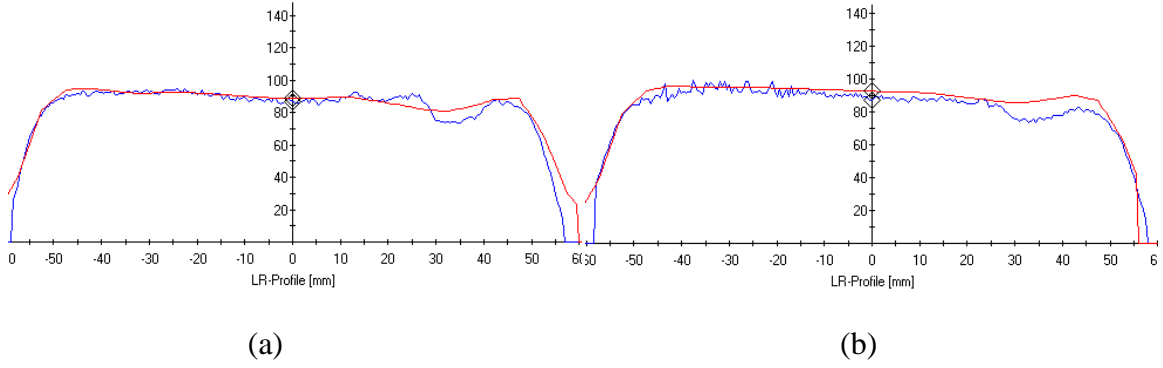
Titanyum (50 mm) protezinin PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise film verilerini göstermektedir.



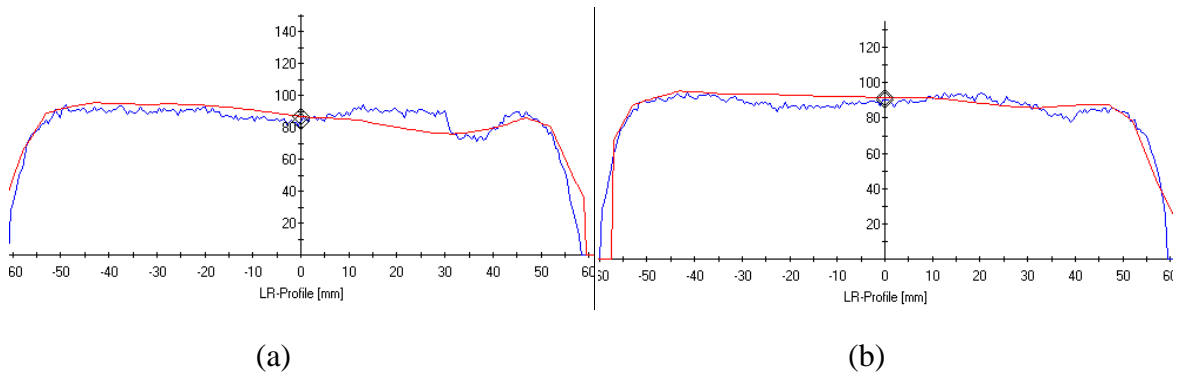
**Şekil 4-50:** 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



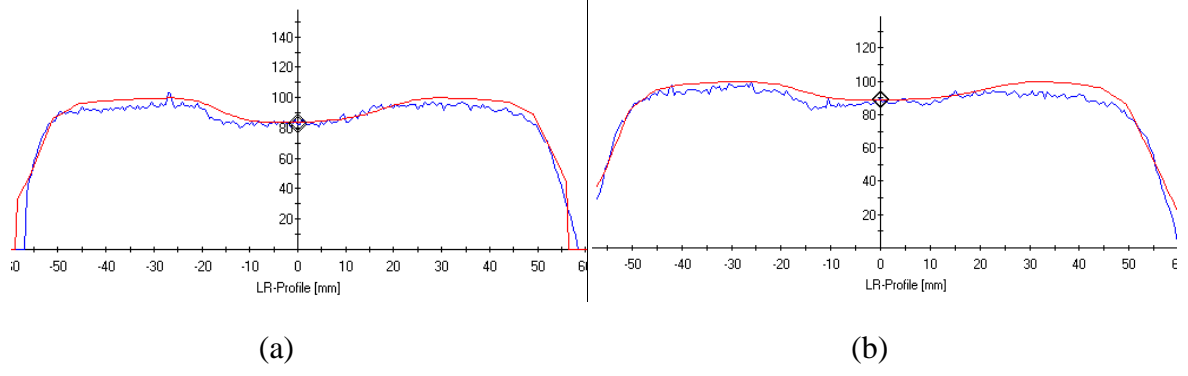
**Şekil 4-51:** 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



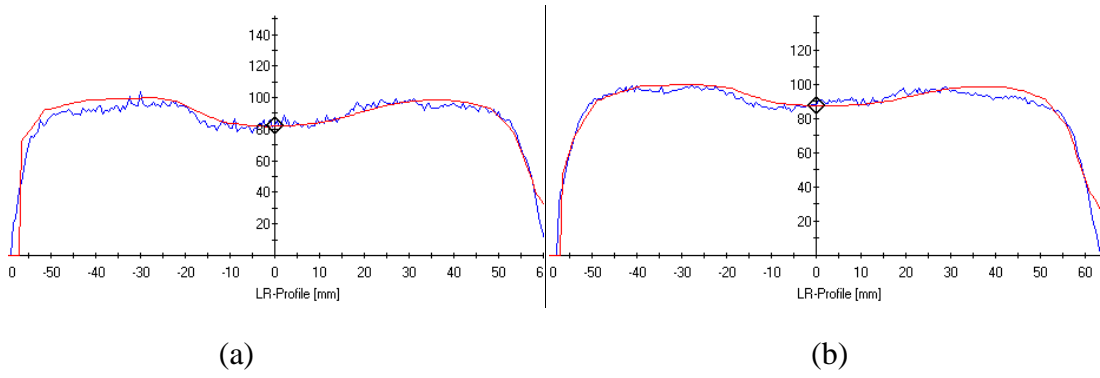
**Şekil 4-52:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-53:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-54:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-55:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

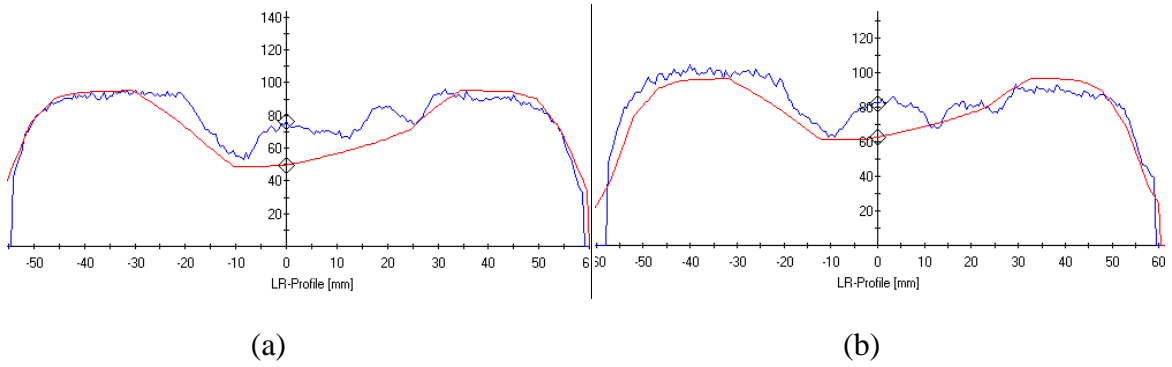
Titanyum (50 mm) protezi için, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-9:** Titanyum (50 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

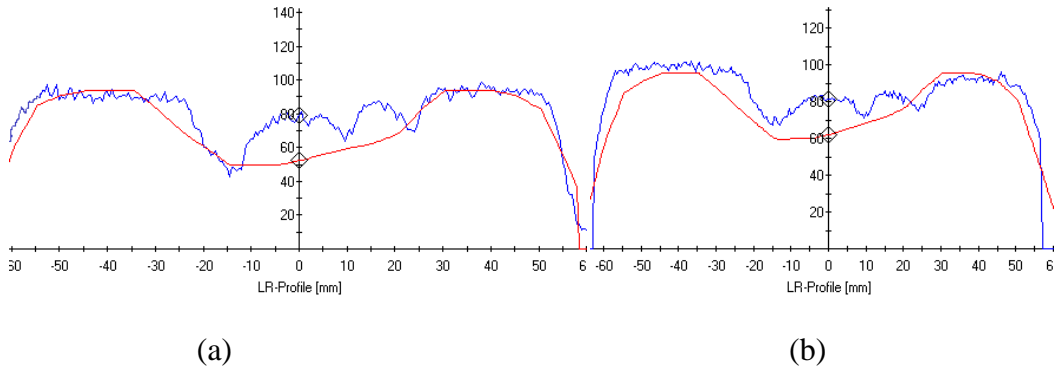
Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm
6MV	1.Düzlem	%4	%2
	2.Düzlem	%2	%2
	3.Düzlem	%2	%3
15MV	1.Düzlem	%4	%3
	2.Düzlem	%2	%2
	3.Düzlem	%1	%1

Tablo 4-9’da görüldüğü gibi en fazla rölatif doz farkı 1.düzlemde, 10 cm derinlikte %4 olarak gözlemlendi.

Paslanmaz çelik (46 mm) protezinin PTW Verisoft programından elde edilen, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profilleri aşağıda grafikler halinde verilmiştir. Grafiklerde kırmızı çizgi ile gösterilen profil TPS verilerini, mavi noktalı gösterilen profil ise film verilerini göstermektedir.

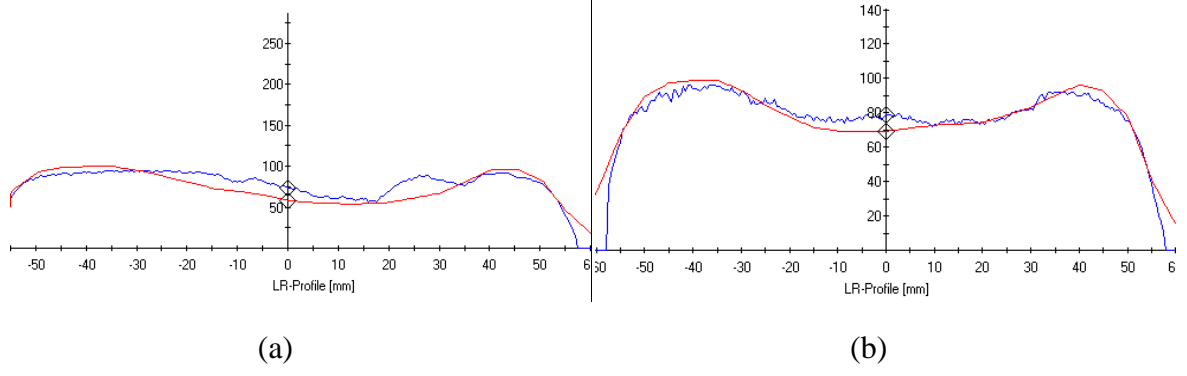


Şekil 4-56: 1.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

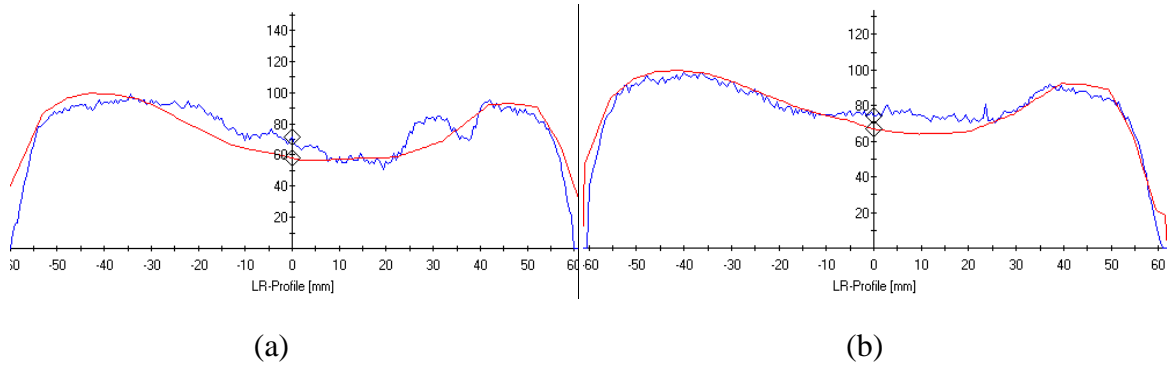


Şekil 4-57: 1.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

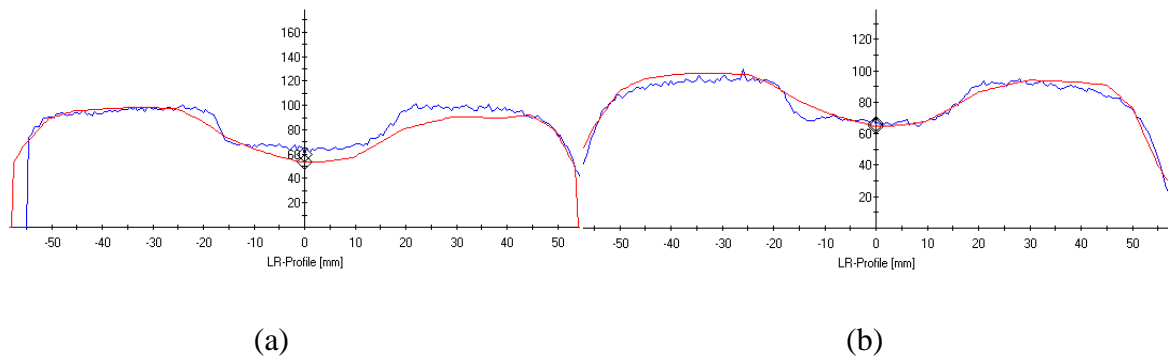




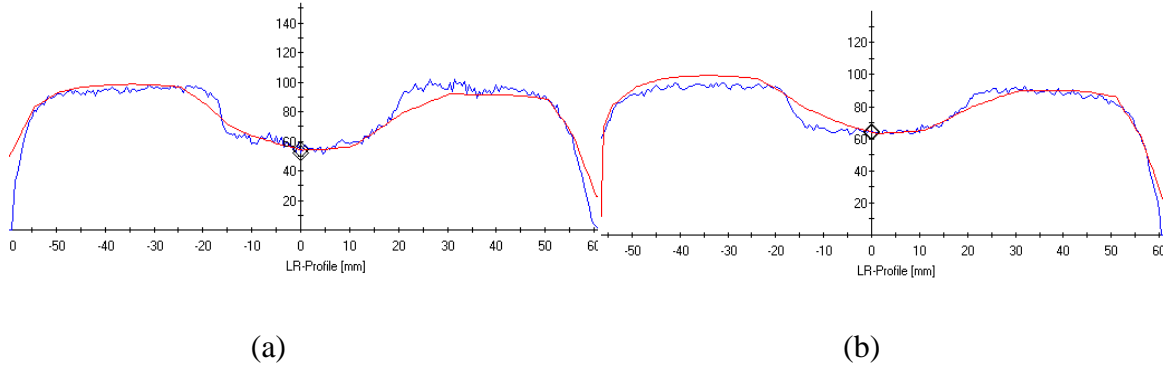
**Şekil 4-58:** 2.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-59:** 2.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-60:** 3.düzlemde, 10 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri



**Şekil 4-61:** 3.düzlemde, 15 cm derinlikteki 6 MV (a) ve 15 MV (b) enerjilerde elde edilen doz profilleri

Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için, TPS verilerinin ve film ölçümlerinin karşılaştırmalı doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 4-10:** Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için elde edilen rölatif hatalar

Enerji	Düzlem	d = 10cm	d = 15cm
6MV	1.Düzlem	%25	%27
	2.Düzlem	%12	%14
	3.Düzlem	%10	%12
15MV	1.Düzlem	%20	%23
	2.Düzlem	%10	%10
	3.Düzlem	%11	%12

Tablo 4-10'da görüldüğü gibi en fazla rölatif doz farkı 1.düzlemde, 6 MV enerjide ve 15 cm derinlikte %27 olarak gözlemlendi.

Elde edilen tüm verilerin istatistiksel analiz sonuçları aşağıda tablolar halinde verilmiştir. Sonuçlardan elde edilen rölatif farklar ki kare testi kullanılarak protez materyali, enerji, derinlik ve düzlem ile tek tek karşılaştırıldı.

**Tablo 4-11:** Rölatif farklar ve protez materyallerinin istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	253,156(a)	46	,000
<b>Likelihood Ratio</b>	270,397	46	,000
<b>Linear-by-Linear Association</b>	,127	1	,721
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-11’de görüldüğü gibi 46 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 253,156$  için olasılık  $p < 0,001$ ’dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve protez materyalleri arasında anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 4-12:** Rölatif farklar ve protez çaplarının istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	147,955(a)	46	,000
<b>Likelihood Ratio</b>	166,031	46	,000
<b>Linear-by-Linear Association</b>	23,179	1	,000
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-12’de görüldüğü gibi 46 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 147,955$  için olasılık  $p < 0,001$ ’dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve protez çapları arasında anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 4-13:** Rölatif farklar ve enerjilerin istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	102,064(a)	23	,000
<b>Likelihood Ratio</b>	129,819	23	,000
<b>Linear-by-Linear Association</b>	14,940	1	,000
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-13’de görüldüğü gibi 23 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 102,064$  için olasılık  $p < 0,001$ ’dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve enerji arasında anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 4-14:** Rölatif farklar ve düzlemlerin istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	118,060(a)	46	,000
<b>Likelihood Ratio</b>	135,949	46	,000
<b>Linear-by-Linear Association</b>	18,305	1	,000
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-14'te görüldüğü gibi 46 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 118,060$  için olasılık  $p < 0,001$ 'dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve düzlem arasında anlamlı fark bulunmuştur.

**Tablo 4-15:** Rölatif farklar ve derinliklerin istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	47,361(a)	46	,417
<b>Likelihood Ratio</b>	53,672	46	,204
<b>Linear-by-Linear Association</b>	1,338	1	,247
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-15'te görüldüğü gibi 46 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 47,361$  için olasılık  $p < 0,001$ 'dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve derinlik arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

**Tablo 4-16:** Rölatif farklar ve dozimetrik tekniklerin istatistiksel analiz sonuçları

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
<b>Pearson Chi-Square</b>	21,219(a)	46	,999
<b>Likelihood Ratio</b>	23,805	46	,997
<b>Linear-by-Linear Association</b>	,114	1	,735
<b>N of Valid Cases</b>	192		

Tablo 4-16'da görüldüğü gibi 46 serbestlik dereceli ki kare dağılımında  $\chi^2 = 21,219$  için olasılık  $p < 0,001$ 'dir. Sonuç olarak rölatif farklar ve dozimetrik teknikler arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

## 5 TARTIŞMA VE SONUÇ

Tıp tanı ve tedavisindeki gelişmelere bağılı olarak günümüzde sağ kalım uzamıştır. Uzamış sağ kalım ile birlikte hastalarda malign hastalık görülme riski artmıştır. Özellikle 70 yaş üstü erkeklerde prostat kanseri tanısı artmakta ve radyoterapi uygulaması yapılmaktadır. Uzamış sağ kalıma ek olarak osteoporoz ve düşmeye bağılı femur protezi endikasyon genişliği de artmaktadır.

Pelvis bölgesinde yerleşimli kanser hastalığı bulunan ve radyoterapiye ihtiyaç duyan hastaların taşıdıkları protez malzemesi üçboyutlu konformal radyoterapi planlarında alan içerisine girebilmekte ve yüksek yoğunluklarından dolayı radyasyon dozunun homojen dağılımını etkileyebilir, protezle doku arasındaki yoğunluk farkı nedeniyle dokularda yüksek ya da düşük doz alanlarına yol açabilir. AAPM Task Group 63 'ün raporuna göre hastaların %1 - %4'ü radyoterapi tedavi dozlarını etkileyecek protez malzemesi taşımaktadırlar (23). Bu çalışmadaki amaç; günümüzde tıpta sıklıkla kullanılan total kalça protezleriyle yapılan ışınlamalarda, doz dağılımlarında meydana getirdiğı değişiklikleri farklı tipte protezler ve dozimetrik yöntemler kullanılarak incelenmesi ve tedavi planlama sistemindeki yazılımla karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda farklı malzeme ve boyutlarda 4 adet kalça protezi kullanılmıştır. Protezlerin dozimetrik ölçümlerinin yapılabilmesi için her birine özel olarak hazırlanan balmumu-parafin karışımı, insan dokusuna yakın özel fantomlara yerleştirildi. 6 MV ve 15 MV X-ışın enerjilerinde iyon odası, iki boyutlu iyon odası ve gafkromik film ölçüm teknikleri kullanılarak yapılan ölçüm sonuçları, klinikte kullandığımız XiO CMS tedavi planlama sisteminde bulunan superposition doz hesaplama algoritması ile karşılaştırıldı.

İyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-1'de görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (50 mm) protezi ve 6 MV foton enerjisi için, 1.düzlemde en fazla %20, 2.düzlemde en fazla %17, 3.düzlemde en fazla %17, 15 MV foton enerjisi için Tablo 4-2'de görüldüğü üzere, 1.düzlemde en fazla %12, 2.düzlemde en fazla %9, 3.düzlemde ise en fazla %10 olarak bulundu.

İki boyutlu iyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-3'te görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %20, 2.düzlemde en fazla %18, 3.düzlemde en fazla %16 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %13, 2.düzlemde en fazla %10 ve 3. düzlemde en fazla %10 olarak bulundu.

Gafkromik film ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-7’de görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (50 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %20, 2.düzlemde en fazla %17, 3. Düzlemde en fazla %15 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %11, 2.düzlemde en fazla %10, 3.düzlemde en fazla %9 olarak bulundu. Elde edilen sonuçlar AAPM Task Group 63 raporuyla uyumluluk göstermektedir (23).

İyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-1 ve Tablo 4-2’de görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %16, 2.düzlemde en fazla %14, 3. Düzlemde en fazla %15 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %11, 2.düzlemde en fazla %10, 3.düzlemde en fazla %11 olarak bulundu.

İki boyutlu iyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-4’te görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %18, 2.düzlemde en fazla %14, 3.düzlemde en fazla %16 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %12, 2.düzlemde en fazla %9 ve 3. düzlemde en fazla %12 olarak bulundu.

Gafkromik film ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-8’de görüldüğü üzere; Co-Cr-Mo (42 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %18, 2.düzlemde en fazla %12, 3. Düzlemde en fazla %14 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %11, 2.düzlemde en fazla %10, 3.düzlemde en fazla %9 olarak bulundu. Elde edilen sonuçlar AAPM Task Group 63 raporuyla uyumluluk göstermektedir (23).

İyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-1 ve Tablo 4-2’de görüldüğü üzere; Titanyum alaşım (50 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %5, 2.düzlemde en fazla %3, 3. Düzlemde en fazla %3 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %4, 2.düzlemde en fazla %3, 3.düzlemde en fazla %1 olarak bulundu.

İki boyutlu iyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-5’te görüldüğü üzere; Titanyum alaşım (50 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %5, 2.düzlemde en fazla %3, 3.düzlemde en fazla %3 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %4, 2.düzlemde en fazla %3 ve 3. düzlemde en fazla %1 olarak bulundu.

Gafkromik film ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-9’de görüldüğü üzere; Titanyum alaşım (50 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %4, 2.düzlemde en fazla %2, 3. Düzlemde en fazla %3 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %4, 2.düzlemde en fazla %2, 3.düzlemde en fazla %1 olarak

bulundu. Elde edilen sonuçlar AAPM Task Group 63 raporuyla uyumluluk göstermektedir (23).

İyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-1 ve Tablo 4-2'de görüldüğü üzere; Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %27, 2.düzlemde en fazla %15, 3. Düzlemde en fazla %11 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %23, 2.düzlemde en fazla %11, 3.düzlemde en fazla %13 olarak bulundu.

İki boyutlu iyon odası ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-6'da görüldüğü üzere; Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %28, 2.düzlemde en fazla %15, 3.düzlemde en fazla %11 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %23, 2.düzlemde en fazla %11 ve 3. düzlemde en fazla %11 olarak bulundu.

Gafkromik film ölçümlerinin TPS ile karşılaştırılmasından elde edilen rölatif hatalar Tablo 4-10'da görüldüğü üzere; Paslanmaz çelik (46 mm) protezi için, 6 MV enerjide 1.düzlemde en fazla %27, 2.düzlemde en fazla %14, 3. Düzlemde en fazla %12 olarak, 15 MV enerjide ise 1.düzlemde en fazla %23, 2.düzlemde en fazla %10, 3.düzlemde en fazla %12 olarak bulundu. Elde edilen sonuçlar AAPM Task Group 63 raporuyla uyumluluk göstermektedir (23).

Roberts R. ve ark. 2001 yılında CT tabanlı TPS'de pencil beam algoritması ile titanyum ve paslanmaz çelik protezlerinin doz hesaplamalarını incelemişlerdir. Doğrulama ölçümleri için 6MV ve 15MV x-ışınları kullanan lineer hızlandırıcı kullanmışlardır ve 11cm,15cm,20cm olarak üç farklı derinlikte ölçülen doz profillerini TPS ile karşılaştırmışlardır. Paslanmaz çelik protezi için 6MV enerjide 15cm ve 20cm derinliklerde TPS ve ölçülen sonuçlar arasında %20'ye yakın fark bulmuşlardır. Titanyum protez için ise bu fark %10 civarlarında olmuştur. Bunun nedenini TPS yoğunluğunun tahsisinde bir sınırlama kaynaklanmakta olduklarını düşünmüşlerdir (24).

2002 yılında Keall PJ. ve ark. Yüksek yoğunluklu kalça protezi bulunan ve pelvik radyoterapi uygulanan hastalarda Monte Carlo, Superposition ve Pencil Beam algoritmaları kullanarak doz dağılımlarını incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda Superposition ve Pencil Beam algoritmalarında büyük hatalar tespit ederken, Monte Carlo hesaplarında doz dağılımlarında uyumluluk görmüşlerdir (25).

1994 yılında Ercan ve ark. Co-60 ve 8MV foton enerjilerinde kalça protezlerinin tedavi dozuna etkilerini incelemişlerdir. Paslanmaz çelik ve titanyum kalça protezlerini kullandıkları çalışmada ölçümlerini TLD dozimetri yöntemiyle yapmışlardır. Sonuçta tedavi alanının

büyüklüğüne bağlı olarak dozdaki değişim protezlerin farklılığına ve çalışılmış olan enerjilere bağlı olarak %5.6 ile %31.6 arasında bulmuşlardır. Sonuç olarak, kalça protezi varlığında önemli bir doz azalmasının olduğu ve azalma oranı sonuçlarının tedavi planlama sisteminde klinisyene yardımcı olacak kadar yeterli bilgiyi sağlayacağı belirtilmiştir (4).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar literatürdeki bir çok çalışma ile uyumluluk göstermektedir.

Sonuçlara bakıldığında yüksek elektron yoğunluğu içeren kalça protezlerinin hastaya verilen dozda önemli değişikliklere yol açtığı belirlendi. Planlama sistemi ve dozimetrik olarak ölçülen sonuçların materyalin cinsine, enerjiye, çapına ve düzlemine bağlı olarak değiştiği gözlemlendi.

Dozimetrik olarak incelenen sonuçlarla tedavi planlama sisteminde hesaplanan sonuçlar karşılaştırıldığında, rölatif hatanın en fazla paslanmaz çelik protezinde en az ise titanyum alaşımli protezde ortaya çıktığı gözlemlendi. Bunun sonucu olarak maddenin elektron yoğunluğundaki artışın doz inhomojenitesini doğrudan etkilediği sonucuna varıldı. Ayrıca enerji arttıkça bu farkın azaldığı, protezin çapı ve düzlemi (kalınlığı) arttıkça farkın arttığı gözlemlendi.

Bu çalışmadan çıkarılabilecek sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz;

- Cerrahiye uygun endikasyonda protez uygulamaları gereken olgularda Titanyum protez tercih edilmesinin ileride radyasyon onkologlarının çalışmaları açısından daha uygun olduğu,
- Total kalça protezi uygulanan bir hastanın radyoterapi tedavisine ihtiyaç duyulması durumunda, tedavi planlaması yapılırken radyasyon onkologlarının protezin yapısı hakkında fizikçileri bilgilendirmesi gerektiği,
- Hastanın planlaması yapılırken sağlık fizikçilerinin öncelikle protez materyalini alan dışında bırakacak şekilde bir plan yapmalarını, aksi durumda ise 15 MV X-ışınları kullanmaları gerektiği ve protezin meydana getirdiği doz inhomojenitesi konusunda radyasyon onkologlarını bilgilendirmesi gerektiği,
- CT kalibrasyonunun yüksek yoğunluklu malzemeler için uygun bir şekilde yapılması gerektiği ve CT görüntülerinden elde edilen HU değerlerine karşılık maddenin elektron yoğunluğunun tedavi planlama sistemine doğru olarak girildiğine emin olunması gerektiği,



- XiO tedavi planlama sistemindeki Superposition algoritmasının yüksek elektron yoğunluklu malzemelerde doz azalmasını doğru bir şekilde hesaplamadığı,
- Yüksek elektron yoğunluğuna sahip kalça protezi bulunan hastalarda gerçeğe en yakın sonuçları veren Monte Carlo tabanlı planlama sisteminin kullanılması gerektiği sonuçlarına varılmıştır.

## 6 EKLER

### HAM VERİLER

**Tablo 6-1:** Co-Cr-Mo (50 mm) ile 6 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	404.8	308.4	237.4
2.Düzlem	560.9	429.7	324.8
3.Düzlem	486.8	362.9	275.8

**Tablo 6-2:** Co-Cr-Mo (50 mm) ile 15 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	509	403.1	327.2
2.Düzlem	675.9	543.2	437
3.Düzlem	594.1	466.7	375

**Tablo 6-3:** Co-Cr-Mo (42 mm) ile 6 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	408.5	317	241.8
2.Düzlem	614.5	453.5	343.8
3.Düzlem	597.8	449.5	339.9

**Tablo 6-4:** Co-Cr-Mo (42 mm) ile 15 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	519.6	415.7	334.3
2.Düzlem	732.4	568.1	458.1
3.Düzlem	712.1	566.3	455.6

**Tablo 6-5:** Titanyum alaşımı (50 mm) ile 6 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	439.1	337.7	259.1
2.Düzlem	627.7	472.7	355.2
3.Düzlem	587.1	441.8	336.6

**Tablo 6-6:** Titanyum alaşımı (50 mm) ile 15 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	558.3	447.3	361.4
2.Düzlem	744.5	591	473.3
3.Düzlem	701.8	557.3	450.4

**Tablo 6-7:** Paslanmaz çelik (46 mm) ile 6 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	521.6	412.1	310.8
2.Düzlem	483.3	357.2	270.6
3.Düzlem	461.9	350	258.8

**Tablo 6-8:** Paslanmaz çelik (46 mm) ile 15 MV enerjide elde edilen MU değerleri

DERİNLİK DÜZLEM	10 cm	15 cm	20 cm
1.Düzlem	630.6	512.5	409.9
2.Düzlem	595.8	462.2	370.2
3.Düzlem	568.5	448.7	352.2

## 7 KAYNAKLAR

1. GÜMÜŞDERELİOĞLU M. Tıbbın geleceği biyomalzemeler. Bilim ve Teknik Dergisi, 2-4, 2002.
2. PASİNLİ A. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, 4: 25-34, 2004.
3. NIELSEN MS, CARL J, NIELSEN J. A phantom study of dose compensation behind hip prosthesis using portal dosimetry and dynamic MLC. Radiother Oncol, 88: 277-284, 2008.
4. ERCAN T. Effect of hip prosthesis on megavoltage beam radiotherapy. Radiotherapy and Oncology, 40: 119, 1996.
5. NIINOMI M. Recent metallic materials for biomedical applications. Metallurgical and Materials Transactions A, 33: 477-486, 2002.
6. BEKAR Ç. Yüksek koksartroz olgularında total kalça artroplastisi uygulamalarımız. Uzmanlık tezi, 2009.
7. GÜR AK, TAŞKIN M. Metalik biyomalzemeler ve biyoyum. Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Dergisi, 2: 106-113, 2004.
8. JAMES EM. Physics for radiation protection, second edition, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, page 330-336, 2006.
9. PODGORSK EB. Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, Vienna, page 29-33, 2005.
10. ULU MO. Parçacık Detektörlerin Tıpta Kullanımı. Yüksek Lisans Tezi, Adana, 2008
11. SEYREK E. Radyoizotopların Üretimi Ve Radyoterapide Kullanılması, Lisans Bitirme Tezi, Ankara, 2007.
12. BEISER A. Concepts of modern physics, 6th edition, McGraw-Hill Co., New york, page 68-85, 2003.
13. EVANS RD. The atomic nucleus, Tmh edition, McGraw-Hill Co., Bombay, page 711-736, 1955
14. URSULA J. Development and verification of a high precision dose calculation algorithm for IMRT threatment planning, dissertation. 15-18, 2007.
15. POLA A. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys. Med. Biol, 36: 861-920, 1991.

16. MOHAN R. Why Monte Carlo, proceeding of the 12th international conference on the USA of computers in radiation therapy, Salt Lake City, page 16-18, 1997.
17. PTW-Freiburg, User manual farmer ionization chambers Type 30010, 2006.
18. ARJOMANDY B, TAILOR R, ANAND A. Radiochromic film dosimetry AAPM TG55 report no:63, Medical Physics Publishing: 1998.
19. BORCA V. Dosimetric characterization and use of Gafchromic EBT3 film for IMRT dose verification. Journal of applied clinical medical physics 2: 158-171, 2012.
20. Epson Expression 10000XL Broşür,2007.
21. PTW-Freiburg, Instruction manual RW3 slab phantom T29672, 2006-2007.
22. SCHEGEL W, BORTFELD T, GROSU AL. New Technologies in Radiation Oncology, 1st Edition, Springer, Verlag Berlin, page 257-266, 2006.
23. [https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_81.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_81.pdf) Haziran 2003
24. ROBERTS R. How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis. Physics in medicine and biology, 46: 227–234, 2001.
25. KEALL PJ, SIEBERS JV, JERAJ R, MOHAN R. Radiotherapy dose calculations in the presence of hip prostheses. Medical Dosimetry, 28: 107–112, 2003.

## TEŞEKKÜR

Eğitimim ve tez çalışmam süresince bana her zaman yardımcı olan, bilgi ve deneyimini esirgemeyen başta saygıdeğer hocam Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Lütfi Özkan olmak üzere, tez danışmanım ve çok değerli hocam Doç. Dr. Sibel Kahraman Çetintaş'a,

Fizikçi olarak yetişmemde emeği geçen ve fiziği bana sevdiren Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fizik Bölümü'ndeki tüm değerli hocalarıma,

Tüm Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve çalışanlarına,

Öğrenciliğim ve tez çalışmam boyunca desteklerini esirgemeyen sağlık fizikçileri Sema Tunç, Ali Altay ve Zenciye Kıray'a,

Protezlerin teminini sağlayan, ortopedi bölümündeki hocalarım Doç. Dr. M. Sadık Bilgen ve Uzm. Dr. Mustafa Çetintaş'a

Tezimin istatistik analizlerini yapan çok sevgili abim Ahmet Arslan'a ve protezleri kalıplara dökerken büyük yardımları dokunan Kemal Gürsoy'a,

Tez çalışmam sırasında hep yanımda olan dostlarım Turgay Toksoy, Özgür Kara, Fikri Kurt, İsmail Korkmaz ve Aykut Oğuz Konuk'a,

Son olarak maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyerek koşulsuz yanımda olan ve bugünlere gelmemdeki en büyük pay sahibi canım anneme, babama ve kardeşime sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...



## ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Eskişehir’de doğdum. İlkokulu ve ortaokulu Porsuk İlköğretim Okulu’nda okuduktan sonra liseyi Eskişehir Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2005 yılında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü’ne başladım ve 2010 yılında mezun oldum. Daha sonra yine Eskişehir Osmangazi Üniversitesi’nde formasyon eğitimime başladım ve 2011 yılında mezun oldum. 2011 yılında Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde nanoteknoloji yüksek lisans eğitimine başladım ancak 2012 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü’nde Sağlık Fiziği yüksek lisans programına kayıt olduğum için Eskişehir deki eğitimimi dondurdum. Başladığım günden beri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda gönüllü olarak çalışmaktayım.