

40797.

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü
Temel Onkoloji Anabilim Dalı
Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı

YÜKSEK ENERJİLİ FOTONLARLA YAPILAN
RADYOTERAPİDE METAL İMPLANTLARIN
TEDAVİ DOZUNA ETKİLERİ

DOKTORA TEZİ

Tıbbi Radyofizik Uzmanı Tülay ERCAN

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Gönül KEMİKLER

İstanbul-1994

TEŐEKKÜR

Doktora tezimin hazırlanmasında değerli yardım ve desteklerini gördüğüm,

İ.Ü. Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı Başkanı

Sayın Prof. Dr. Nijad BİLGE'ye,

Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı eski Başkanı emekli hocam

Sayın Doç. Dr. Seyfettin KUTER'e,

Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı Başkanı, Tez Danışmanım

Sayın Yrd. Doç. Dr. Gönül KEMİKLER'e,

Sosyal Sigortalar Kurumu Okmeydanı Hastanesi

Radyasyon Onkolojisi Uzmanı

Sayın Dr. Adnan YÖNEY' e,

Ortopedi ve Travmatoloji Uzmanı

Sayın Opr. Dr. Cihangir YURTOĞLU'na,

Radyasyon Onkolojisi Kliniği Şefimiz

Sayın Doç. Dr. Mustafa ÜNSAL'a,

teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>SAYFA</u>
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	2
III. ARAÇ VE GEREÇLER	13
IV. YÖNTEM	18
V. BULGULAR	27
VI. TARTIŞMA	54
VII. SONUÇ VE ÖZET	61
SUMMARY	64
VIII. KAYNAKLAR	66

I.GİRİŞ

Metal implantlar, ortopedi alanında, kırıkların fiksasyonu ve artroz olgularında kullanılmaktadır. Kırık olgularında kullanılan bu implantlar, hasta yaşına bağlı olarak yaklaşık 2 yıl sonra çıkartılmaktadır. Artroz olgularında ise, protezler 55-60 yaş üzerindeki hastalarda kullanılmaktadır. Mesane, prostat, rektum, serviks gibi tümörlerin radyoterapisinde, tedavi planlaması, pelvik alanın içinde bulunan dokuya oranla yoğunluğu çok fazla olan bu protezlerin doz dağılımlarına etkilerinden dolayı güçleşmekte ve belirsizlikler ortaya çıkmaktadır.

Pelvik tümörlerin tedavisinde kullanılan; box(kutu), 3 alan, ark veya rotasyon tedavi tekniklerinin uygulanmasında protez, target volümü gölgeleyebilir. Target volüme verilen dozun bilinmesi tedavi başarısını etkileyeceğinden, kalça protezinin mevcut olduğu pelvik ışınlamalarda meydana gelecek doz dağılımı değişikliklerinin araştırılması önem kazanmaktadır.

Bu çalışmada amaç; Pelvik tümürlü olguların ışınlamalarında kalça protezlerinin yarattığı inhomojenitenin doz dağılımlarında meydana getirebileceği değişiklikleri ve protezin dokuyla olan birleşim yüzeylerindeki dozu araştırarak tedavi planlamasına ışık tutmaktadır. Bu amaçla, SSK Okmeydanı Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Bölümünde,

1- Farklı elektron yoğunluklu Titanyum ve paslanmaz çelik kalça protezleri kullanıldığında, Co-60 ve 8 MV foton huzmelerinin farklı derinlikler ve alanlarda doz homojenitelerindeki değişim incelendi.

2- Kullanılan protezlerin yüzey dozları her iki ışın enerjisi için TLD dozimetri metoduyla incelendi.

3-Nucletron tedavi planlama bilgisayarında inhomojenite düzeltme sonuçları, TAR yöntemiyle yapılan hesaplama sonuçları ile karşılaştırıldı.

4- Ölçüm ile elde edilen sonuçlar, bilgisayar sonuçları ile karşılaştırıldı.

5- Pelvik ışınlamalarda protez için inhomojenite düzeltmesi yapılmış ve yapılmamış durumlarda doz dağılımları incelendi.

6- Sonuçlar literatürle karşılaştırıldı.

II-GENEL BİLGİLER

Metal protezler, ortopedide kırıkların fiksasyonunda ve artroz olgularında sıklıkla kullanılmaktadır. Buna karşın protezlerin diğer bir kullanım yeri primer veya matastatik kemik tümörleridir. Bu amaçla kullanılan protezler genellikle 3 tür alaşımdan yapılmaktadır. Bunlar;

- 1- Paslanmaz çelik,
- 2- Kobalt-Krom-Molibden (Vitallium)
- 3- Titanyum alaşımlardır.

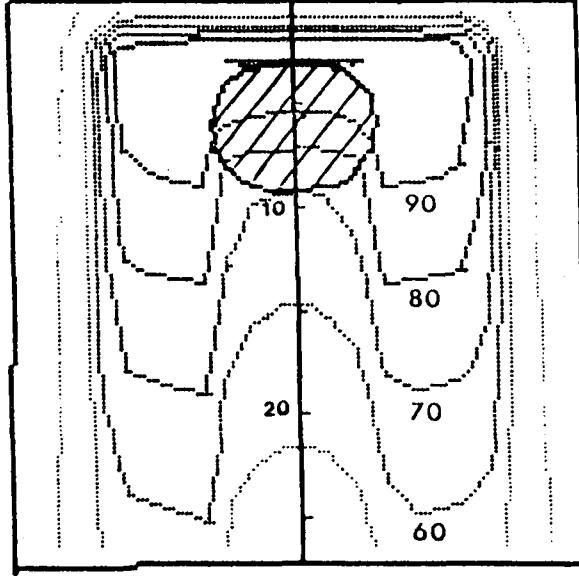
ABD de yılda yaklaşık 65000 hastaya kalça protezi yerleştirildiği bildirilmektedir(6). Pelvis bölgesine yerleşimli tümör olguları; radyoterapi endikasyonunun sık konulduğu olgulardır. Bu sıklık erkeklerde; %13 kolorektal, %21 prostat, %9 üriner tümörler olmak üzere tüm tümörlerin %43 ünü, kadınlarda; %3 kolorektal, %8 uterus, %4 üriner sistem, %4 over olmak üzere tüm tümörlerin %19 dur (3).

Bu tümörlerin tedavisinde radyoterapi sıklıkla post-operatif ya da radikal amaçla kullanılmaktadır. Bu olgularda daha önce kalça protezi kullanılmış ise, protezin radyoterapi dozunda meydana getireceği değişiklik yıllardır bu konuda yapılan çalışmaların çıkış noktasını oluşturmaktadır (1,6,7,14).

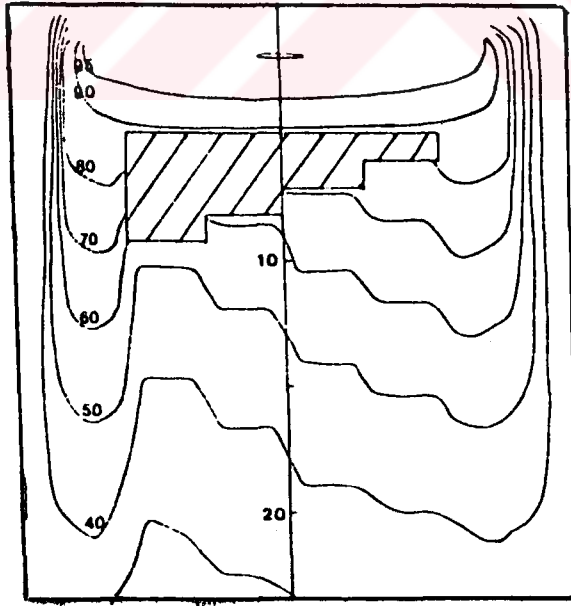
1) 1984 yılında Hudson ve arkadaşları (7) protezlerin elektron yoğunluğu ile ilgili bilgileri toplamışlar ve bu bilgileri General Elektrik firmasının bilgisayarında eksternal tedavi planlama programında kullanmışlardır. Tedavi planlamasında inhomojenite düzeltilmesi için eşdeğer iz uzunluğu (equivalent path) metodu kullanılmaktaydı(10).

Hudson ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; 8 MV'luk foton huzmesinde 10x10 cm' lik bir alan elektron yoğunluğu 3,7 olan bir inhomojenite içerdiği zaman izodoz eğrilerinin değişimi Şekil-1'de gösterilmiştir.

Hudson ve arkadaşları bir başka çalışmada step wedge geliştirmişler ve bu wedge'in arkasında doz dağılımındaki değişimi incelemişlerdir. Bu wedge'in suya göre elektron yoğunluğu titanyum malzemesinin elektron yoğunluğuna eşitti. Bu wedge ile elde edilen izodoz eğrileri Şekil-2'de gösterilmiştir.



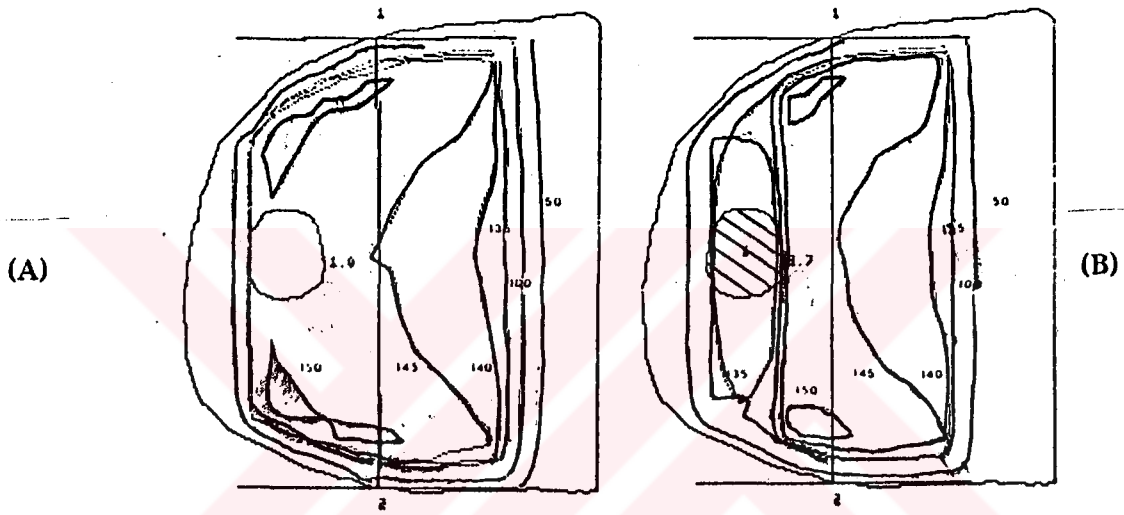
ŞEKİL 1- 3,5 cm çaplı inhomojenite içeren bir volümün 10x10 cm'lik alanda 8 MV'luk foton huzmesi ile ışınlandığında, izodoz eğrilerindeki değişim.



ŞEKİL 2- Fantomda 5 cm derinliğe yerleştirilmiş 10 cm genişliğinde ve 1, 2, 3 ve 4 cm kalınlıklardaki steplerde suya göre elektron yoğunluğu 3.7 olan bir step wedge'nin 18x12 cm lik alanda, 8 MV'luk foton huzmesi izodoz eğrilerinde yaptığı değişim görülmektedir.

Bu araştırmadan řu neticeyi elde etmişlerdir; relatif elektron yoğunluğu 3.7, kalınlığı 2 cm olan bir absorplayıcının dozda meydana getirdiği değişiklik, relatif elektron yoğunluğu 7.4, kalınlığı 1cm olan absorplayıcının dozda meydana getirdiği değişikliğe eşittir (7).

Hudson ve arkadaşlarının kalça protezi mevcut bir hastada inhomojenite d¼zeltmesi yapılmış ve yapılmamış ışınlamalarda elde ettikleri doz dağılımları şekil-3' de g¼sterilmiřtir.

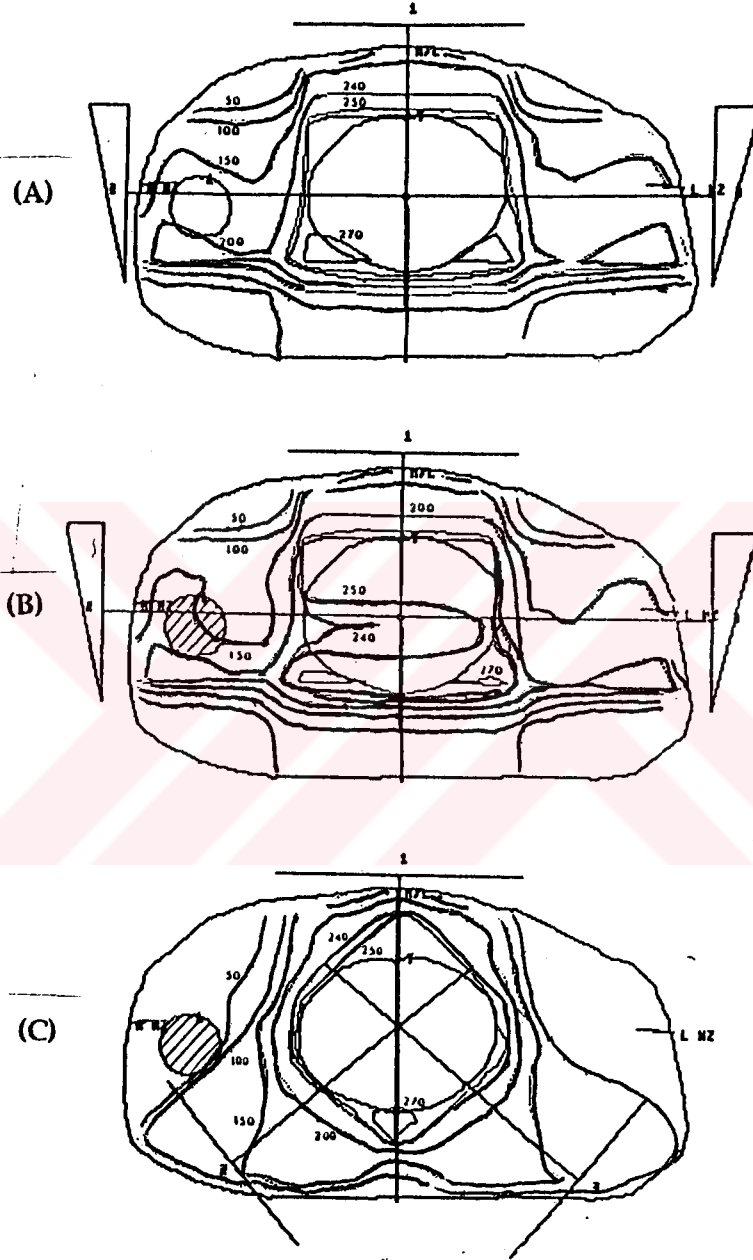


şEKİL 3- 8 MV' luk foton huzmesi ile karşılıklı paralel ışınlama
 (A) İnhomojenite d¼zeltmesi yapılmamış,
 (B) 3.5 cm. aplı ve 3.7 relatif elektron yoğunluklu, inhomojenite d¼zeltmesi yapılmış doz dağılımları g¼r¼lmektedir.

Her iki doz dağılımı incelendiğinde inhomojenite d¼zeltmesinin yapıldığı durumda protezin dozda %7.0 lik azalmaya neden olduğu g¼r¼lmektedir (7).

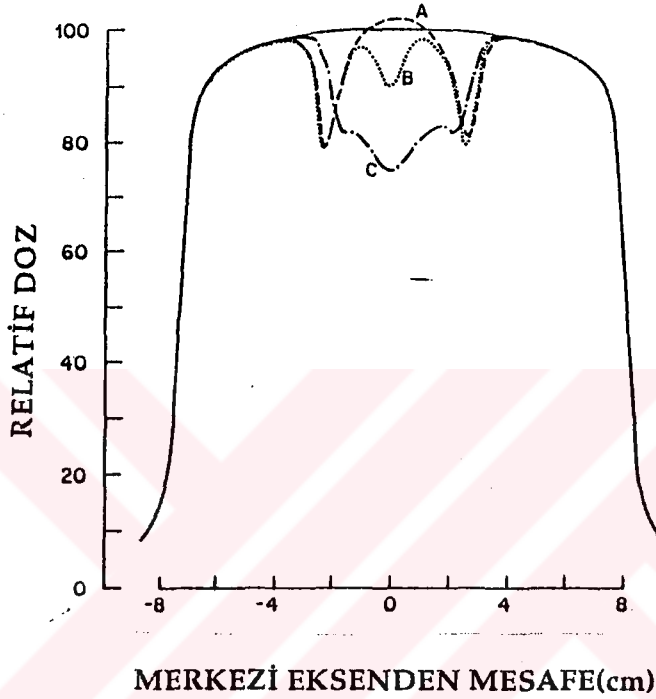
Hudson ve arkadaşlarının 8 MV' luk foton huzmesiyle 3 alanlı pelvis ışınlamasında elde ettikleri doz dağılımı şekil-4' de g¼sterilmiřtir.

Hudson ve arkadaşları, huzme içinde y¼ksek yoğunluklu ve b¼y¼k çaplı protez malzemesi bulunduğu durumlar için şekil-4 (c)' deki ışınlama tekniğini ¼nermiřlerdir. Bu ışınlama tekniğinde rektum gibi kritik bir organın ışın alanına girmesi durumunda, bu ışınlama tekniğini kullanmanın g¼l¼ę¼nden bahsetmişlerdir. Bu sebepten tedavi planlamasında inhomojenitelerin g¼z ¼n¼ne alınmasını tavsiye etmişlerdir (7).



ŞEKİL 4- 8 MV foton huzmesi ile 3 alan tekniği ile pelvis ışınlanması,
(A) İnhomojenite düzeltmesi yapılmamış,
(B) ve (C) 4 cm. çaplı, 3.7 relatif elektron yoğunluklu bir inhomojenite için
doz dağılımı gösterilmiştir.

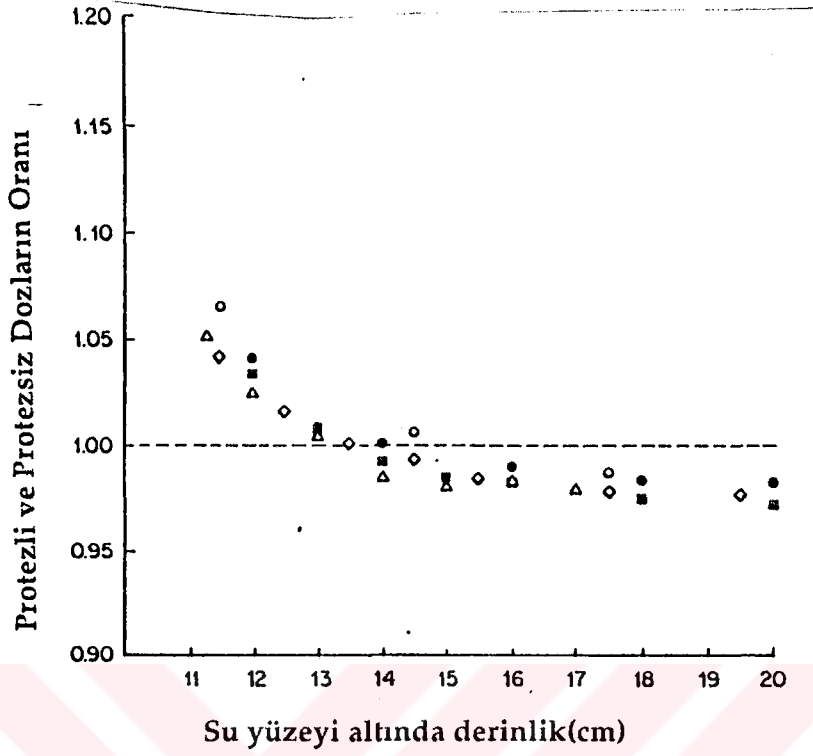
2- 1988 yılında Biggs ve Russell aynı amaç için yapmış oldukları çalışmada, Co-60 gamma ışını ile 10 MV ve 25 MV' luk foton huzmeleri kullanmışlardır (1). 5 cm çapında ve 3 mm' lik duvar kalınlıklı paslanmaz çelik protezle, 15x15 cm lik alan ve 25 MV' luk foton huzmesinde yüzeyden 17 cm derinlikte, protezin arkasında çeşitli düzlemlerde aldıkları profiller Şekil-5' de gösterilmiştir.



ŞEKİL 5- A- Protezin kafası boyunca,
 B- Protezin yüzeyi boyunca,
 C- Protezin gövdesi boyunca ışın profilleri görülmektedir.
 Kesiksiz çizgi protez olmadığı durumdaki için profili göstermektedir

Bu eğrilerden protezin arkasında farklı düzlemlerdeki doz azalmasının farklı olduğu görülmektedir.

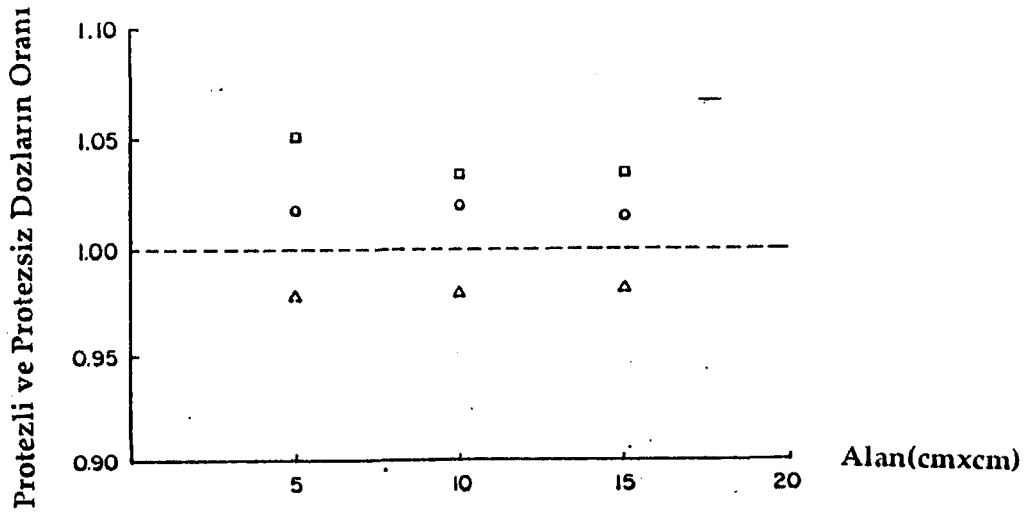
Biggs ve Russell'ın iyonizasyon odası kullanarak Co-60 ve 10 MV' luk foton huzmeleri ile farklı derinliklerde protezli ve protezsiz ölçülen dozların oranı arasında çok küçük fark vardı. Co-60 ışını için $1,05 \pm 0,02$ ve 10 MV foton huzmeleri için $1,02 \pm 0,01$ dir (1). Buna karşılık 25 MV foton huzmeleri için alınan ölçüm neticeleri Şekil 6' da görüldüğü gibidir. Protezin altında uzak mesafelerde protezli ve protezsiz ölçülen dozların oranı 0,980 iken, proteze yakın derinliklerde bu oran 1,06 ya kadar artmaktadır. Bu artış, çift teşekkülü olayının bir sonucudur.



ŞEKİL 6- 10x10 cm.'lik bir alanda, 25 MV foton huzmeleri ile protezli ve protezsiz yapılan ölçümlerin oranının su yüzeyi altında derinlik ile değişimi. Protez, su yüzeyinden 5 cm derinliktedir.

(Δ, ■, ◇ ; 0.6 cc'lik iyon odası) (○, ● ; 0.5 cc'lik iyon odası)

Biggs ve Russell, çalışmada kullandıkları 3 ışın enerjisi için ışın alanının büyüklüğü ile protezli ve protezsiz dozların oranını araştırdılar. Çalışma sonunda Şekil-7' de görüldüğü gibi farklı alanlar için dozdaki değişimin az olduğunu gözlediler.



ŞEKİL 7- 17 cm derinlikte protezli ve protezsiz dozların oranının alan büyüklüğü ile değişimi. (α) Co60; (○) 10 MV foton huzmesi ; (Δ) 25 MV foton huzmesi

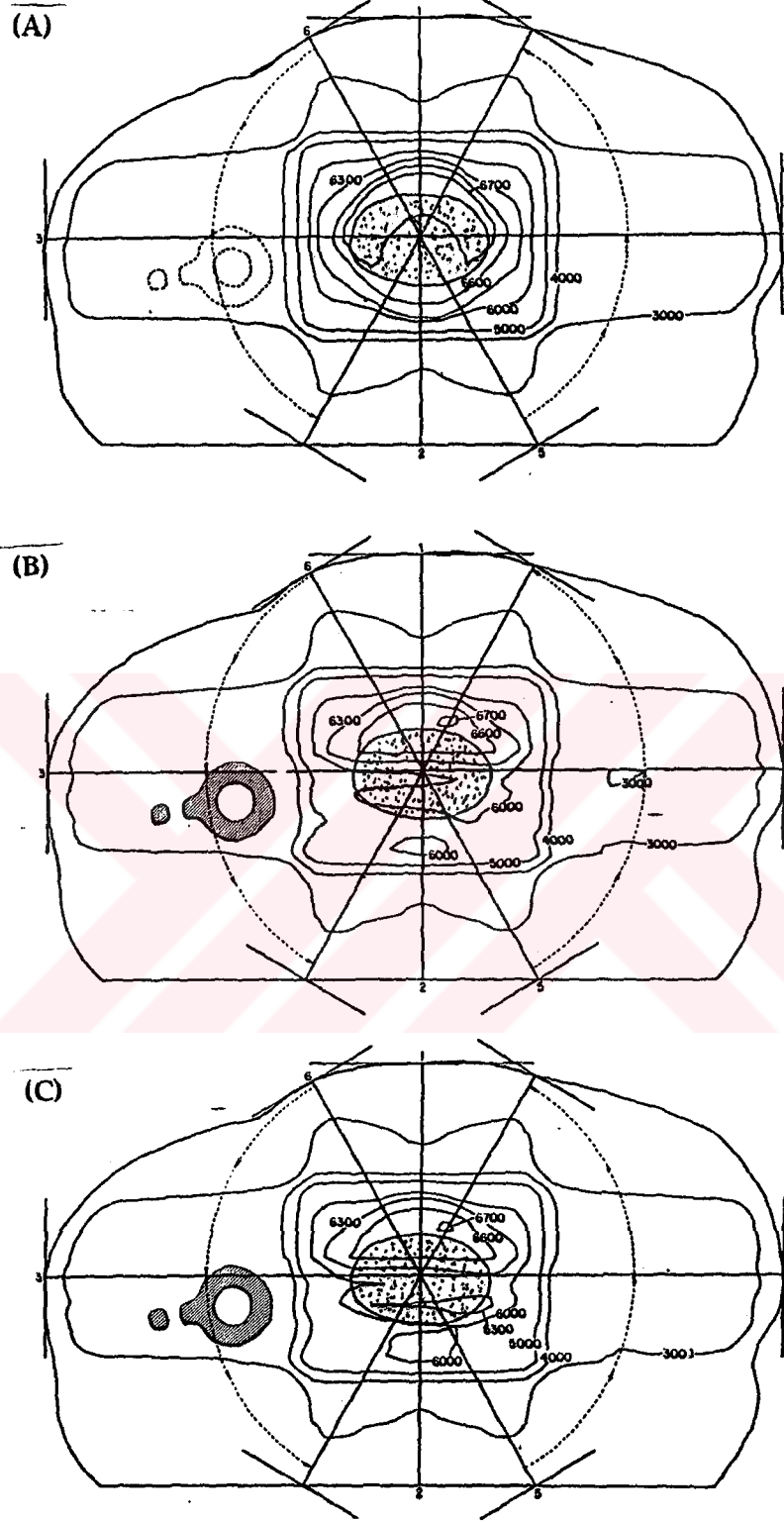
Sonuçta Biggs ve Russell, femoral başlıklı protezlerin pelvis'in lateral ışınlamalarında dozda değişiklikler meydana getirmesi sebebiyle tedavi planlamasında göz önüne alınması gerektiğini bildirdiler (1).

3) 1988 yılında Hazuka ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kullandıkları kalça protezleri; paslanmaz çelik, kobalt-krom-molibden alaşımı ve titanyum'dan yapılmıştır (6). Araştırmalarını 4MV ve 10 MV' luk foton huzmeleri için yapmışlardır.

Kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış kalça protezi bulunan bir prostat kanserli hasta için yapılan değişik tedavi planlamalarını incelemişlerdir. Target volüm taralı alan ile gösterilmiştir. Planda 48.6 Gy' lik tümör dozu 10 MV luk foton huzmesi ile 4 alanlı box tekniği kullanılarak ve boost tedavisi 10 MV luk foton huzmesi ile 120 derecelik bilateral arc metodu ile verilmiştir. Target volümdeki doz değişimi Şekil 8' de görüldüğü gibidir.

Kullanmış oldukları tedavi planlama bilgisayarında inhomojenite düzeltmesi dokumaksimum oranı(TMR) metodu kullanılarak yapılmaktaydı. Onlar karşılaştırma yapmak amacıyla herbir protez için hem fiziksel yoğunluk, hem de suya göre elektron yoğunluğu ile hesaplamalar yapmışlardır.

Hazuka ve arkadaşları; kalça protezinin varlığında inhomojenite düzeltmesi yapılmasını ve tedavi planlama bilgisayarında protezlerin fiziksel yoğunluklarının değil, elektron yoğunluklarının göz önüne alınmasını tavsiye ettiler (6).



ŞEKİL 8- A - İnhomojenite düzeltmesi yapılmamış,
B - Fiziksel yoğunluk kullanılarak ve,
C - Relatif elektron yoğunluğu kullanılarak inhomojenite düzeltmesi yapılmış durumlar için doz dağılımı.

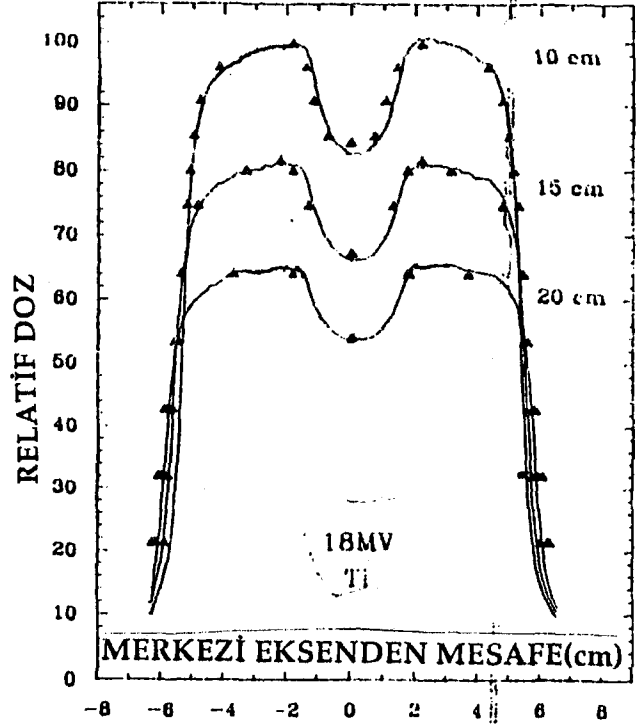
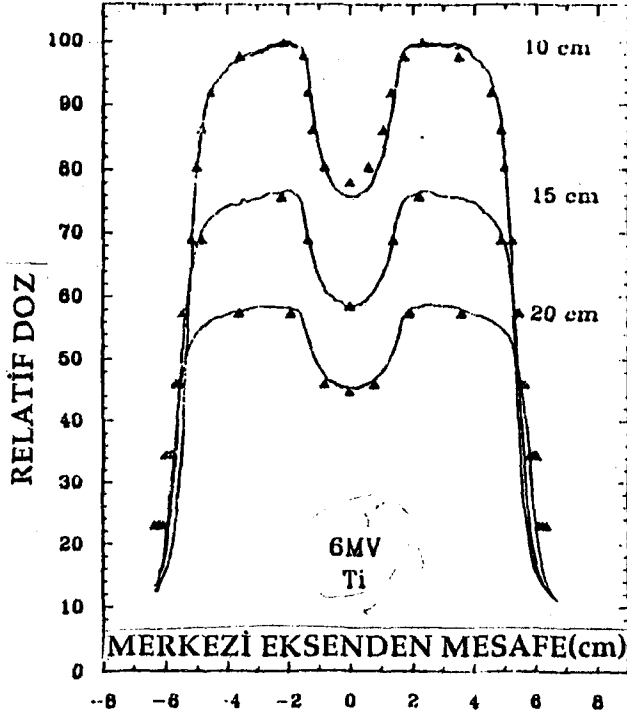
4) 1990 yılında Sibata ve arkadaşları farklı malzeme ve geometrik özelliklerdeki protezlerle yapmış oldukları ölçümleri General Elektrik tedavi planlama sisteminin vermiş olduğu neticelerle karşılaştırmışlardır. Onlar çalışmalarında paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış protezler kullanmışlardır. Femoral başlıklı protezlerin çapları 28 mm ile 54 mm arasında değişmektedir. Çalışmalarında 6 MV ve 18 MV' luk foton huzmesi ile yapmışlardır.

Yapmış oldukları ölçümlerde; protez arkasında farklı düzlemlerde alınan ölçümlerin protezin yapısından ötürü farklılık gösterdiğini gözlediler (14).

Protezsiz ve protezli olarak almış oldukları profillerden "maksimum azalma" ve "azalma oranı"nı tanımladılar. Su fantomuna yerleştirdikleri protez arkasında 10 cm, 15 cm ve 20 cm' de profiller alıp bu ölçüm neticelerini tedavi planlama bilgisayarının verdiği neticelerle karşılaştırdılar (Şekil 9 ve Şekil 10).

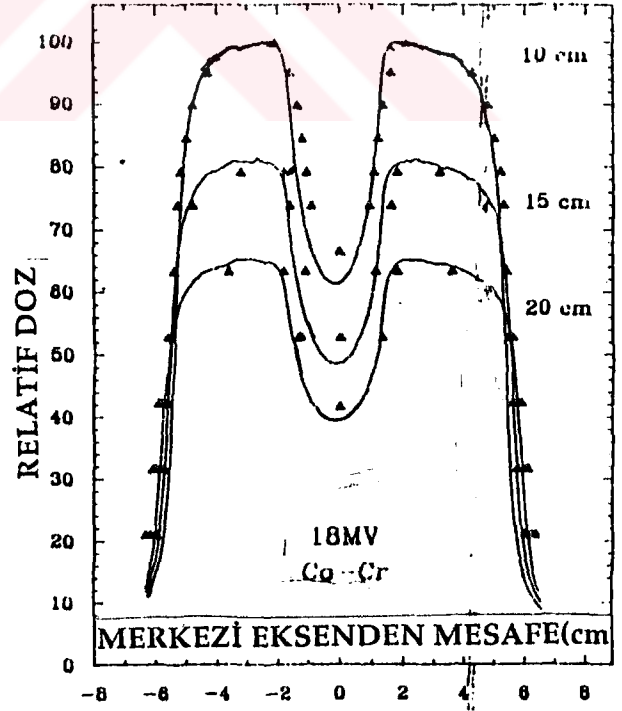
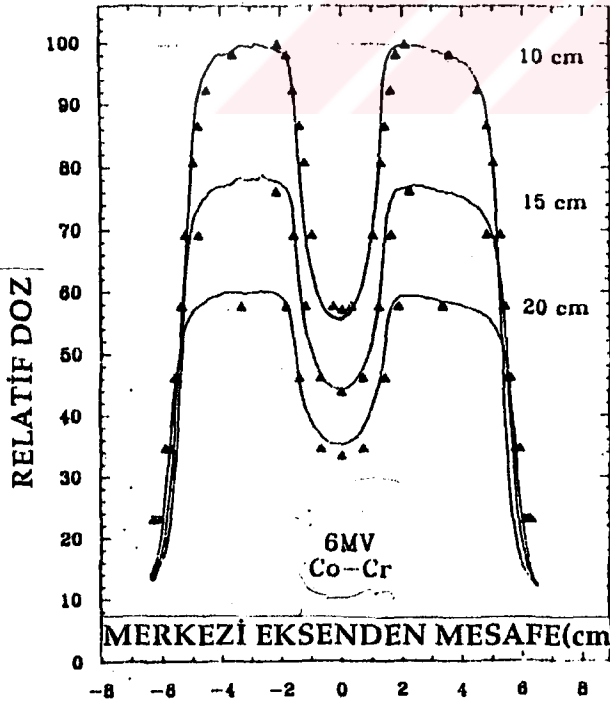
Sibata ve arkadaşları yapmış oldukları çalışma sonunda; Co-Cr alaşımından yapılmış içi dolu bir kalça protezi için %50 lik bir maksimum azalma tayin etmişlerdi. Tabii ki bu azalma protez arkasında nisbeten küçük bir bölgede meydana gelmekteydi.

Elde ettikleri maksimum azalma ve azalma oranlarının tedavi planlama bilgisayarları olmayan merkezlerde tedavi planlamasına ışık tutacağını bildirdiler (14).



ŞEKİL 9- 28 mm kafa çaplı içi dolu titanyum protez için 10, 15 ve 20 cm derinliklerde doz profillerinin ölçüm ve hesaplama sonuçlarının karşılaştırılması.

Kullanılan foton huzme enerjileri 6MV, 18 MV, ışın alanı 10x15 cm (— ölçülen; ▲ hesaplanan).



ŞEKİL 10- 28 mm kafa çaplı içi dolu Co-Cr alaşımından yapılmış protez için 10, 15 ve 20 cm derinliklerde doz profillerinin ölçüm ve hesaplama sonuçlarının karşılaştırılması. Kullanılan foton huzme enerjileri 6 MV, 18 MV, ışın alanı 10x15 cm (— ölçülen; ▲ hesaplanan).

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

Bunlar;

1- Çalışmalarda; paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom-molibden alaşımından yapılmış protezler kullanılmıştır.

2- Çalışmalarda kullanılan protezlerin boyutları sınırlı olup, çoğunda protezlerin arka planlarındaki doz dağılımı incelemiştir.

3- Alınan ölçüm değerleri ile tedavi planlama bilgisayarlarının vermiş olduğu neticeler karşılaştırılmıştır.

4- Kullanılan protezlerin suya göre elektron yoğunlukları gözönüne alınarak inhomojenite düzeltmesi yapılmıştır.

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

III-ARAÇ VE GEREÇLER

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler;

- 1- ATC C9 kobalt 60 teleterapi ünitesi
- 2- SL-20 Philips lineer hızlandırıcı
- 3- NE 2570 Farmer dozimetre
- 4- NE 2571 0,6 cc iyon odası
- 5- Theradose RFA-1 üç boyutlu su fantomu
- 6- Harshaw LIF-100 TLD çubukları
- 7- Harshaw 2000 A-B model TLD okuyucu ünitesi
- 8- Fırınlama aygıtları
- 9- Nucletron tedavi planlama sistemi
- 10- Protezler

1- ATC C9 KOBALT 60 TELETERAPİ ÜNİTESİ;

ATC C9 Co-60 teleterapi ünitesi, 2 cm kaynak çaplı 6500 RHM aktif kapasiteli bir aygıttır. Yayınladığı gamma ışınlarının ortalama enerjisi 1,25 MV' dur. Çalışmanın yapıldığı tarihler arasında aktivitesi 2750-3030 RHM arasındaydı. 80 cm. de izosantrik tedavi yapmaya da müsait olan aygıtın kaynak kolimatör mesafesi=45 cm, kaynak cilt uzaklığı 80 cm' de maksimum kolimatör açılımı=34x34 cm dir. Ayrıca rotasyon tedavisi yapmaya da elverişlidir.

2- SL- 20 PHILIPS LİNEER HIZLANDIRICI ÜNİTESİ;

Hem foton, hem de elektron huzme tedavisi yapabilen lineer hızlandırıcıdır. 8 MV ve 16MV' luk iki kademedeki foton huzmeleri; 5 MeV, 6 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV, 14 MeV, 17 MeV, 20 MeV' luk 8 farklı enerjide elektron huzmeleri üretmektedir. Foton ışın modunda fokus cilt uzaklığı=100 cm' de maksimum kolimatör açılımı 29x29 cm'dir. Elektron ışınlamalarında kullanılmak üzere hem değişebilir kolimatöre hem de 5 alan için tübüse sahiptir.

3- NE 2570 FARMER DOZİMETRE;

Doz ölçmeye yarayan bir sistemdir. Batarya ile çalışır. Ölçü değerlerini Röntgen veya gerekli fiziksel parametrelerin (basınç, sıcaklık, kalibrasyon faktörleri) sisteme girilmesi halinde cGy olarak verebilmektedir.

4- NE 2571 0,6 cc İYON ODASI ;

Radyoterapide foton ve elektron dozimetresinde kullanılır. Duvar malzemesi grafit'tendir. Havada doz ölçüsü yapmak için polistiren build-up kep'i vardır. Silindirik şeklindeki iyon odasıyla 100 keV-35 MV enerjili ışınların doz ölçümünde kullanılır.

5- THERADOSE RFA-1 ÜÇ BOYUTLU SU FONTOMU;

40x40x40 cm' lik hacimde dedektörlerin (diod iyon odası) hareketini uzaktan sağlayan, persfex'ten yapılmış bir aygıttır. Dedektör hareketleri servo motorları ile sağlanmakta ve iyon odası koordinatları $\pm 0,5$ mm hassasiyetle tayin edilebilmektedir. Co-60, yüksek enerjili foton ve elektron huzmelerinde ölçüm yapabilen dedektörleri mevcuttur.

6- HARSHAW LIF-100 TLD ÇUBUKLARI;

Lityum florür içeren termolüminesans dozimetreler, yüksek basınç altında ve yüksek sıcaklıkta üretilmiş bir polikristalin'dir. Çubuklar 1mm çapında, 6mm uzunlukta ve yaklaşık 10 mgr ağırlıktadır. %100 LiF içermekte ve lityumun; %7.5 'unu Li-6 ve %92.5 unu Li-7 oluşturmaktadır. Şeffaf ve serttir. 10^8 R/sn kadar doz hızı bağımsızlığı ve 20 keV ile birkaç MeV' a kadar enerji bağımsızlığı gösterir. Yaklaşık doku eşdeğerlidir. ($Z_{LiF}=8,14$; $Z_{nava}=7,64$; $Z_{doku}=7,42$). LiF 100 ile 100 mR ile 10^5 R'ne kadar toplam doz ölçülebilmekte ve çeşitli kalitede iyonizan ışınların (X, gamma, beta, alfa, elektron, proton, nötron) dozimetri çalışmalarında kullanılabilir. Nokta ve yüzeyel dozimetri çalışmaları için ideal bir dozimetri'dir. Defalarca kullanılabilir. Bu durumda hassasiyetlerin kontrol edilmesi gerekir. Çalışmalar çok temiz ortamda yapılmalı ve elle tutulmamalıdır.

7-HARSHAW 2000A-B MODEL TLD OKUYUCU ÜNİTESİ;

Harshaw 2000A-B model termolüminesans analizörü , 2000-A termolüminesans dedektörü ve 2000-B otomatik integral pikoampermetre'den oluşur. Bu okuyucu ile 5×10^{-3} ile 10^5 R arasındaki dozlar okunabilir. 2000 A termolüminesans dedektör cihazı, dozimetreleri ısıtma bölümü, ısıtma devresi ve düşük karanlık akıma sahip olan bir fotomultiplikatör tüpten oluşmaktadır. Isıtma sıcaklığı 50°C ile 400°C 'ye ayarlanabilir. Sisteme yazıcı ve çizici bağlanabilir. Cihazda okuma yapmadan önce PM tüpün sabit çalışma sıcaklığına varması için, birkaç saat beklemek gerekmektedir. Resim 1'de TLD okuyucu ünitesi görülmektedir.



RESİM 1- TLD okuyucu ünitesi

8- FIRINLAMA AYGITLARI;

TL dozimetreleri sönümlemede (annealing) ve okuma öncesi ısıtmasında kullanılan fırınlama aygıtlarının sıcaklıkları ayarlanabilir olup termostatlıdır.

9- NUCLETRON TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ;

Nucletron tedavi planlama bilgisayarı external ışınlama, intrakaviter, interstisyel ve seed uygulamalarında tedavi planlaması yapabilen modern bir sistemdir. Sistem bir standart IBM PS/2 kişisel bilgisayar, digitizer, çizici ve yazıcı'dan oluşmaktadır.



RESİM 2-Nucletron tedavi planlama bilgisayarı

10- PROTEZLER;

Bu çalışmada 10 adet protez kullanılmıştır.

Protez No	Alaşım	Çap	Özellik	Elektron yoğunluğu
1	Titanyum	32 mm	içi dolu	3,74
2	Paslanmaz çelik	32 mm	içi dolu	6,58
3	"	41 mm	içi boş	"
4	"	43 mm	"	"
5	"	45 mm	"	"
6	"	47 mm	"	"
7	"	49 mm	"	"
8	"	51 mm	"	"
9	"	53 mm	"	"
10	"	58 mm.	"	"

içi boş olan paslanmaz çelik protezlerin duvar kalınlığı 3 mm'dir



RESİM 3- Çalışmada kullanılan protezler

IV-YÖNTEM

Bu çalışmada; SSK Okmeydanı Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde, pelvis yerleşimli tümör olgularının radyoterapisinde, kalça protezinin varlığının, doz dağılımlarına etkisi, Co-60 gamma ışınları ve 8 MV foton huzmeleri için incelenmiş ve sırasıyla aşağıdaki işlemler yapılmıştır.

TEDAVİ TEKNİKLERİNİN SEÇİMİ:

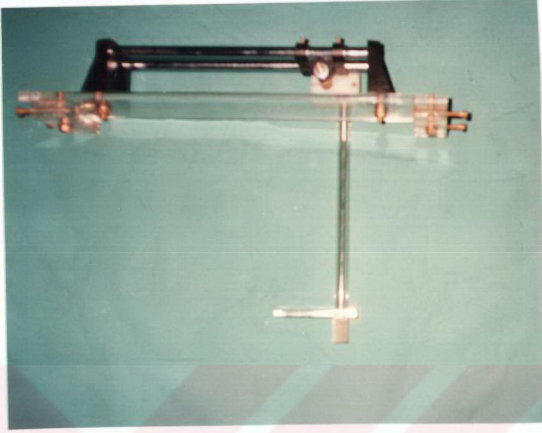
Kliniğimizde pelvis yerleşimli tümör olgularının (prostat, rektum, mesane, serviks) radyoterapisinde sıklıkla Co-60 gamma ışınları ve 8 MV foton huzmeleri kullanıldığından, çalışma bu enerjideki ışınlarla yapılmıştır. Işınlama tekniği olarak karşılıklı paralel iki alan, üç alan ve kutu (box) tekniği kullanılmıştır.

Su fantomunda yapılan ölçümlerde; Co-60 ışınlarında kaynak- fantom yüzeyi mesafesi= 80 cm, 8 MV foton huzmesi için fokus-fantom yüzeyi mesafesi = 100 cm alındı.

PROTEZLERİN SEÇİMİ

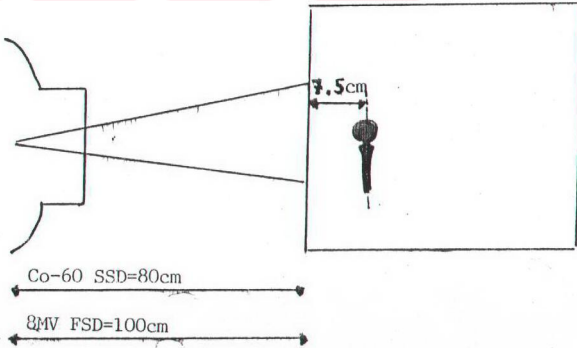
SSK Okmeydanı Hastanesi Ortopedi Kliniğinde yapılan operasyonlarda , kalça protezi olarak titanyum ve paslanmaz çelikten yapılmış olan protezlerin kullanıldığı tespit edilmiştir. Bu protezlerin özellikleri araç gereç bölümünde verilmiştir.

Titanyum ve paslanmaz çelik malzemenin suya göre relatif elektron yoğunluğu farklı olduğundan çalışma bu malzemeler ile yapıldı. Kobalt-krom-molibden alaşımından oluşan vitallium adı verilen malzemenin suya göre elektron yoğunluğu paslanmaz çeliğin elektron yoğunluğuna çok yakın olduğundan ve hastanemizde kullanılmadığından çalışma kapsamına alınmamıştır. Su fantomunda alınan ölçümlerde, protezleri doğru bir şekilde yerleştirmek ve ölçümlerin alındığı süre içerisinde kıpırdamalarını önlemek amacıyla bir protez taşıyıcısı tasarlanmış ve yapılmıştır (Resim 4).



RESİM 4- Protez taşıyıcısı

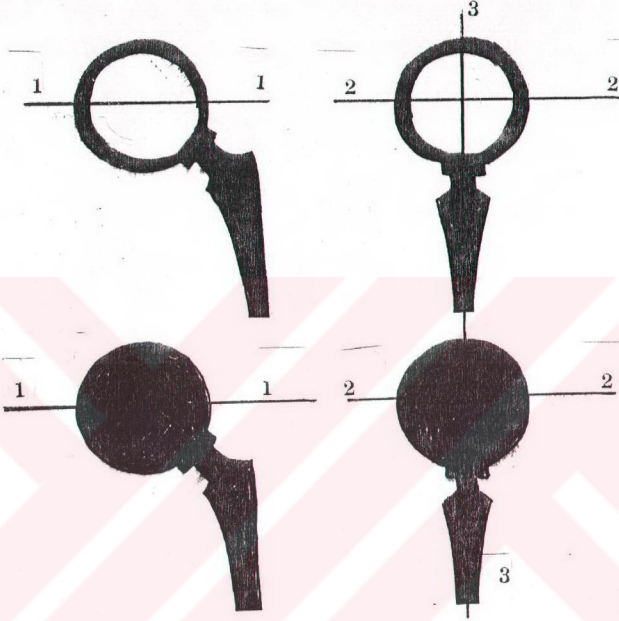
Protezler bu taşıyıcı vasıtasıyla, su fantomunun yüzeyi ile protezin merkezi eksenini arasındaki uzaklık 7.5 cm olacak şekilde yerleştirildi.



ŞEKİL 11- Ölçüm set-up'ının şematik olarak sunulması

Işınlama düzeneği bu şekilde hazırlandıktan sonra;

1- Şekil 12' de gösterilen düzlemlerde dedektör ile protezli ve protezsiz olarak huzme profilleri çizildi.



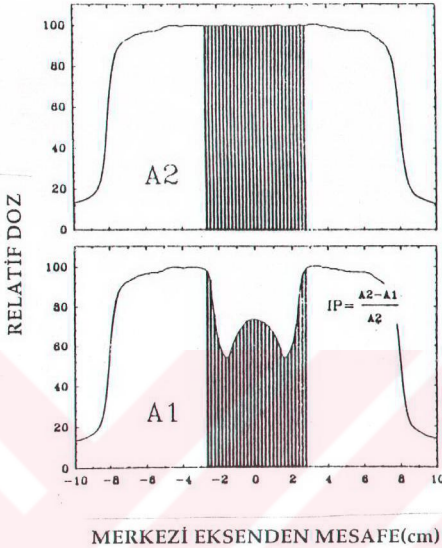
ŞEKİL 12- Profillerin alındığı düzlemlerin şematik olarak sunuluşu.

Profiller Co-60 ve 8 MV foton huzmeleri için 10x10cm lik alanda, 32 mm çaplı protez için 10 cm derinlikte, daha büyük çaplı protezler için 12 cm derinlikte elde edildi.

Alınan profillerden, "maksimum azalma"; profilde dozun maksimum değerinden minimum değerinin çıkarılması ile tayin edildi.

"Azalma oranı" (perturbation index) ise aşağıdaki formül ile tayin edildi (Şekil - 13).

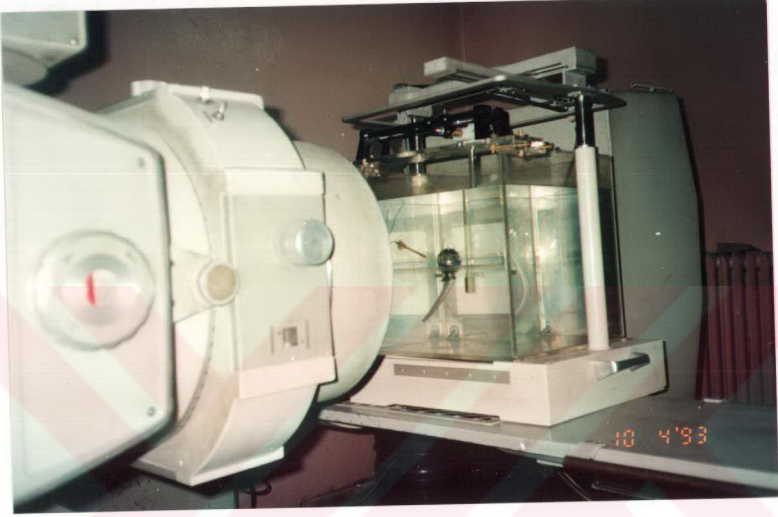
$$\text{Azalma oranı} = \frac{\text{Protezsiz integral doz} - \text{Protezli integral doz}}{\text{Protezsiz integral doz}}$$



ŞEKİL 13 - Azalma oranının tanımlanmasında;
 A1 Protez varken çizilmiş profil,
 A2 Aynı şartlarda protez yokken çizilmiş profil.

2- Her iki ışın enerjisi için farklı büyüklüklerdeki alanlarda, protezin doz dağılımına etkileri incelendi: Su fantomunda yapılan ölçümlerde fantom yüzeyi ile protez merkezi arasındaki mesafe 7,5 cm de sabit tutuldu. Tedavide en sık kullanılan 8x8 cm, 10x10 cm, 12x12 cm, 15x15 cm lik alanlarda protezsiz ve protezli profiller alındı . Ölçümlerde su fantomu yüzeyi ile dedektör arasındaki mesafe 15 cm idi. Farklı alanlar için protezsiz ve protezli ölçüm değerlerinin oranı grafik olarak sunuldu.

3- Co-60 ve 8 MV foton huzmesinde, protezler sırasıyla su fantomuna yerleştirilerek (Resim 5), 10x10 cm lik alanda protez arkasında 10 cm ,12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde dedektör ile huzme profilleri alındı. Profiller alınırken; ölçümler su fantomunda 10 cm derinlikte protezsiz alanın merkezi değeri %100 olacak şekilde normalize edildi. Bu işlemlerin sonucunda; 10 cm derinlikte dozdaki maksimum azalmanın 12cm, 15cm, 17cm, 20cm derinliklerde ne kadar değiştiği incelendi.



RESİM 5- Co-60 aygıtındaki ölçüm düzeneği.

4- Protezin arkasında protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi incelendi. Co-60 ve 8MV foton huzmesi için su fantomunda 0,6cc lik iyon odası kullanılarak farklı derinliklerde protezli ve protezsiz dozlar ölçüldü. Ölçümler 10x10cm lik alanda 10 cm, 12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde, 32 mm çaplı titanyum, 32 mm, 45 mm ve 58 mm çaplı paslanmaz çelik protezler için yapıldı.

Co-60 aygıtında ölçüm alınırken zamanlayıcı 1 dakikaya, lineer hızlandırıcı aygıtında ise 100 MU'e ayarlandı. Verilen zaman ve monitör ünite değerlerine karşı doz değerleri elektrometreden okundu. Sonuçlar tablo ve grafik şeklinde sunuldu.

5- Protezlerin ön ve arka yüzlerindeki doz değerleri su fantomunda araştırıldı: İyon odalarının çapının 7 mm gibi bir büyüklüğe sahip olması, protezin yüzeyindeki kontakt dozun iyon odası ile ölçümünde birçok belirsizliğe neden olacağından, bu ölçümler TLD-100 çubukları kullanılarak yapıldı. TLD çubukları 6 mm uzunlukta ve 1 mm çapa sahiptir.

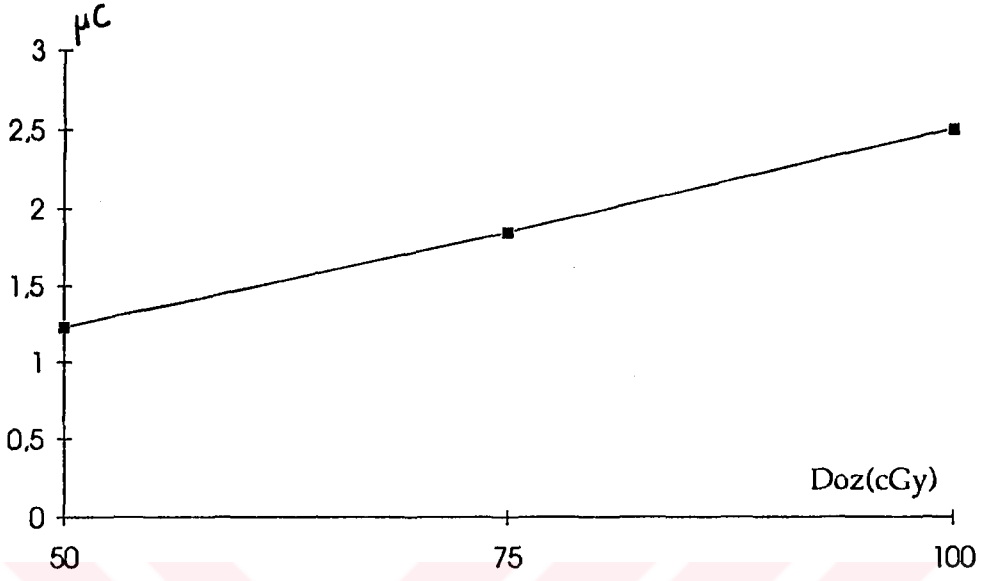
TLD DOZİMETRESİ

Bazı kristaller termolüminesans özelliği gösterirler. Bir kristal ışınlandığında absorblanan enerjinin küçük bir bölümü kristal kafeste toplanır. Kristal ısıtılırsa bu enerjinin bir kısmı görünür ışık olarak açığa çıkar. Termal yolla görünür fotonların açığa çıkması olayına termolüminesans denir (9,11,15). Bu yöntem indirekt ölçü yöntemi olduğundan LİF çubukları bilinen bir dozda kalibre edilerek kullanılır.

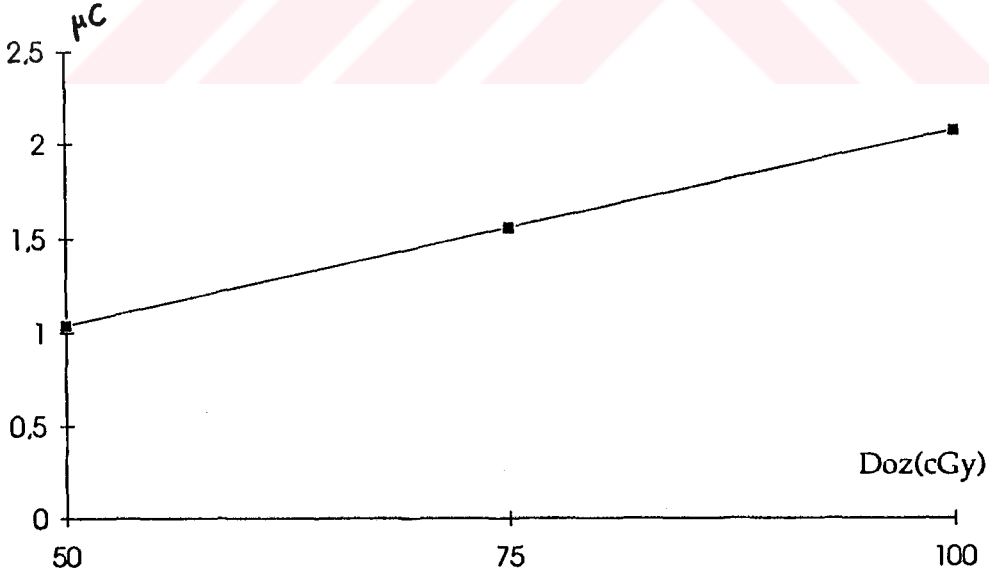
KALİBRASYON İŞLEMİ

Gruplandırılmış TLD çubuklara, persfeks fantomda, 3'lü gruplar halinde 50, 75, 100 cGy' lik dozlar verildi. Referans ışınlama derinliği 5 cm, alan 10x10 cm ve Co-60 gamma ışınları için SSD=80 cm, 8 MV foton huzmesi için FSD=100 cm alındı. Herbir TLD çubuğunun Coulomb değerleri okundu. Doz ve Coulomb değerleri arasında kalibrasyon eğrisi çizildi (Şekil-14, 15).

LiF-100 çubuklar fantoma ıslanmayı önlemek amacıyla, minik plastik tüplere konularak yerleştirildi. Dozimetreler ışının merkezi ekseni boyunca protezlerin ön ve arka yüzeylerine yerleştirildi. Doz ölçü noktalarına konan 3'lü grup dozimetrelerin Coulomb cinsinden ölçüm sonuçları kalibrasyon eğrisinden yararlanılarak cGy cinsinden absorbe doza çevrildi.



ŞEKİL 14- ATC C9 Co-60 aygıtında SSD=80 cm, 10x10 cm alan ve 5 cm derinlikte ışınlanan TLD dozimetrelerinin kalibrasyon eğrisi

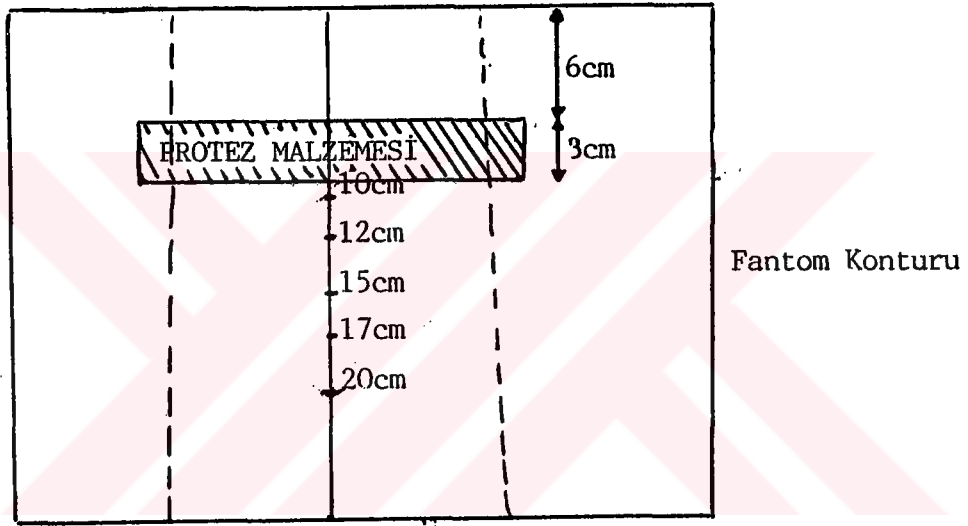


ŞEKİL 15- Lineer hızlandırıcı aygıtında FSD=100 cm, 10x10 alan ve 5 cm derinlikte ışınlanan TLD dozimetrelerinin kalibrasyon eğrisi .

6- İnhomojenite düzeltmesi bilgisayar ve TAR hesaplama yöntemiyle karşılaştırıldı: Bilgisayarda inhomojenite düzeltmesi için fantom kontur ve protez bilgisi Nucletron tedavi planlama bilgisayarlarına girildi.

3 cm kalınlığında 12 cm genişliğindeki protez, yüzeyden 6 cm derinliğe gelecek şekilde bilgisayara girildi (şekil-16) .

Protezin arkasında; 10 cm, 12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm, derinliklerde derin doz yüzdesindeki değişim, doku-hava oranı (TAR) metoduyla hesaplandı ve aynı derinlikler için bilgisayarın verdiği derin doz yüzde değerleri ile karşılaştırıldı.



ŞEKİL 16- TAR metodu ile $d=10$ cm, 12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde protez malzemesi arkasında hesaplanan derin doz yüzde değerlerinin, bilgisayar verileri ile karşılaştırılması için kullanılan set-up'ın şematik gösterimi

TAR metodu için; derin doz yüzde değerini düzleme faktörü (CF) aşağıdaki formülle hesaplandı(10,13).

$$CF = \frac{TAR(d', r_d)}{TAR(d, r_d)}$$

d = ölçüm noktasının yüzeyden derinliği

d' = ölçüm noktasının yüzeyden eşdeğer su derinliği

r_d = ölçüm derinliğindeki alan boyutudur.

Hesaplamalar Co-60 ve 8 MV foton huzmesinde paslanmaz çelik ve titanyum malzemeleri için yapıldı. Hesap ve bilgisayar verileri karşılaştırılıp tablo şeklinde sunuldu.

7- Su fantomunda elde edilen profil bilgileri, bilgisayardan elde edilen profil bilgileri ile karşılaştırıldı:

Bunun için bilgisayara fantom konturu, su fantomunda protezin yerleştirildiği şartlara bağlı kalınarak protezin kafa yapısı, profil alınırken kullanılan kaynak- cilt mesafesi ve alan boyutu girildi. Işının merkezi eksenine protezin merkezinden geçirildi. Protezin suya göre elektron yoğunluğu da bilgisayara girildikten sonra, protez arkasında 10 cm, 12cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde ışının geliş eksenine dik ekseninde doz değerleri okunup bu derinlerdeki profiller çizildi. Su fantomunda elde edilen profillerle karşılaştırıldı.

Bu çalışma, 32 mm çaplı titanyum ve paslanmaz çelik protezlerle Co-60 ve 8 MV foton huzmeleri için yapıldı. Sonuçlar grafik olarak sunuldu.

8- Pelvis bölgesi yerleşimli malign hastalıkların (prostat, rektum, serviks, mesane) radyoterapisinde yapılan tedavi planlamasında, kalça protezinin yoğunluğunun göz önüne alınması ve alınmaması durumunda doz dağılımındaki değişim incelendi:

Bunun için mesane Ca ve prostat Ca'lı iki hastanın CT filmlerinden faydalanıldı. Radyasyon onkoloğu tarafından seçilen CT kesiti 1:1 oranında büyütüldü. Kesitler üzerinde target volüm, kritik organlar, kemik yapıları ve protezin geometrik bilgisi belirtildi. Daha sonra tedavi planının şekli mesane Ca için 3 alan, prostat Ca için 4 alan (box) olarak planlandı. Seçilen tedavi planlanmasına göre inhomojenite düzeltmesi yapılmış ve yapılmamış olarak izodoz eğrileri çizildi. Referans noktasındaki yüzde derin doza her bir ışının katkısı belirlendi ve target volümdeki doz değişimi incelendi.

V-BULGULAR

1- Co- 60 aygıtında su fontomunda SSD=80 cm 'de, lineer hızlandırıcı aygıtında FSD=100 cm'de 10x10 cm alanda protezin arkasında ölçülen doz dağılım profillerinde (Şekil-12), protezlerin merkezi ile fantom yüzeyi arasındaki mesafe 7.5 cm'de sabit tutulmuş ve 32 mm çaplı protezler için profiller 10cm derinlikte, daha büyük çaplı protezler için ise 12cm derinlikte alınmıştır.Bu profillerden hesaplanan maksimum azalma ve azalma oranları Tablo-1 de gösterilmiştir.

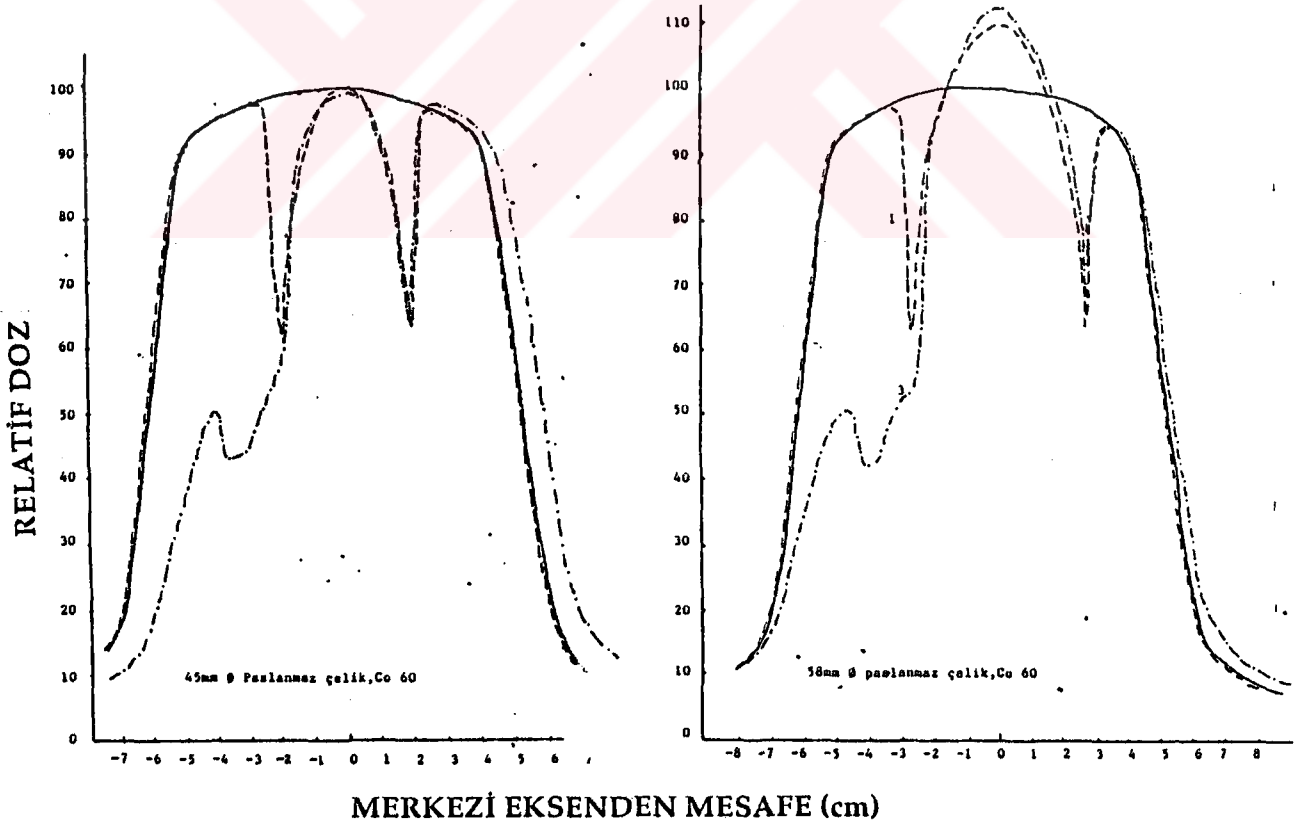
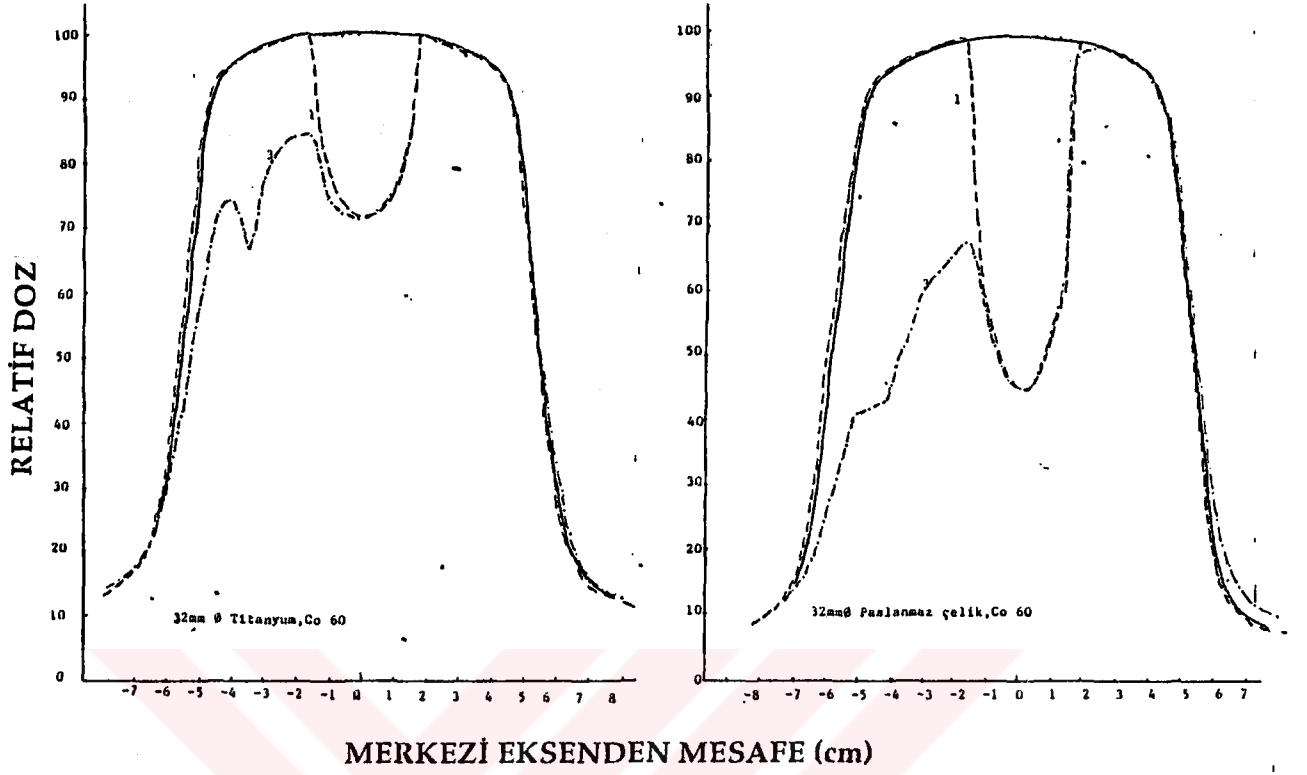
Co-60 aygıtında alınan ölçümler sonucunda ;

32mm çaplı içi dolu titanyum, 32mm çaplı içi dolu paslanmaz çelik, 45 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik ve 58 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protezler için açık alan ve protezin kafa-gövdesi arkasındaki (1 ve 3 No'lu düzlemler) profiller şekil-17' de sunulmuştur.

Lineer hızlandırıcı aygıtında alınan ölçümler sonucunda; aynı protezler için profiller Şekil-18'de verilmiştir.

TABLO=1 Profillerden tayin edilen, Co-60 ve 8MV foton huzmeleri için maksimum azalma ve azalma oranları.

Protez No	Alaşım	Çap	Düzlem	Maksimum Azalma		Azalma Oranı	
				Co-60	8MV	Co-60	8MV
1	Titanyum (İçi dolu)	32mm	1	0.280	0.245	0.175	0.156
			2	0.280	0.250	0.170	0.137
			3	0.330	0.260	0.215	0.160
2	Paslanmaz çelik (İçi dolu)	32mm	1	0.540	0.460	0.280	0.235
			2	0.540	0.450	0.270	0.220
			3	0.580	0.480	0.316	0.250
3	Paslanmaz çelik (İçi boş)	41mm	1	0.335	0.240	0.061	0.070
			2	0.330	0.240	0.061	0.065
			3	0.505	0.460	0.170	0.150
4	Paslanmaz çelik (İçi boş)	43mm	1	0.365	0.245	0.056	0.070
			2	0.360	0.250	0.056	0.070
			3	0.500	0.470	0.180	0.150
5	Paslanmaz çelik (İçi boş)	45mm	1	0.380	0.250	0.056	0.075
			2	0.375	0.245	0.056	0.080
			3	0.540	0.480	0.160	0.146
6	Paslanmaz çelik (İçi boş)	47mm	1	0.385	0.270	0.056	0.091
			2	0.380	0.265	0.056	0.092
			3	0.560	0.470	0.180	0.150
7	Paslanmaz çelik (İçi boş)	49mm	1	0.390	0.265	0.056	0.090
			2	0.385	0.260	0.056	0.091
			3	0.595	0.480	0.160	0.135
8	Paslanmaz çelik (İçi boş)	51mm	1	0.395	0.255	0.060	0.091
			2	0.390	0.250	0.060	0.090
			3	0.595	0.470	0.170	0.125
9	Paslanmaz çelik (İçi boş)	53mm	1	0.460	0.285	0.058	0.075
			2	0.460	0.280	0.058	0.075
			3	0.700	0.480	0.170	0.120

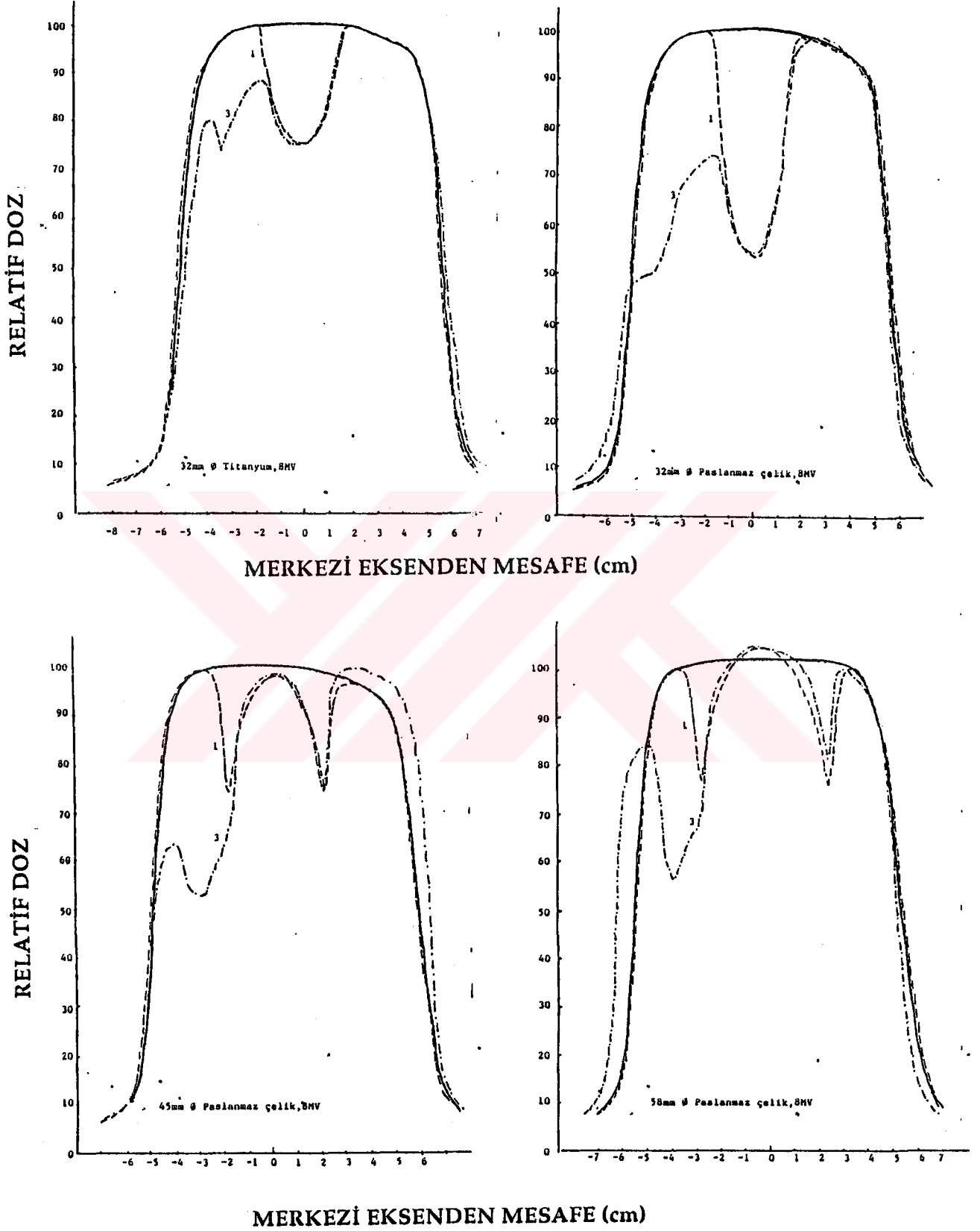


ŞEKİL 17- 4 farklı protez için 1 ve 3 nolu düzlemlerde ve açık alanda Co -60 ışını ile elde edilen profiller

(—) Protezsiz açık alanda

(- - - -) Protezin kafası arkasında 1 nolu düzlemde

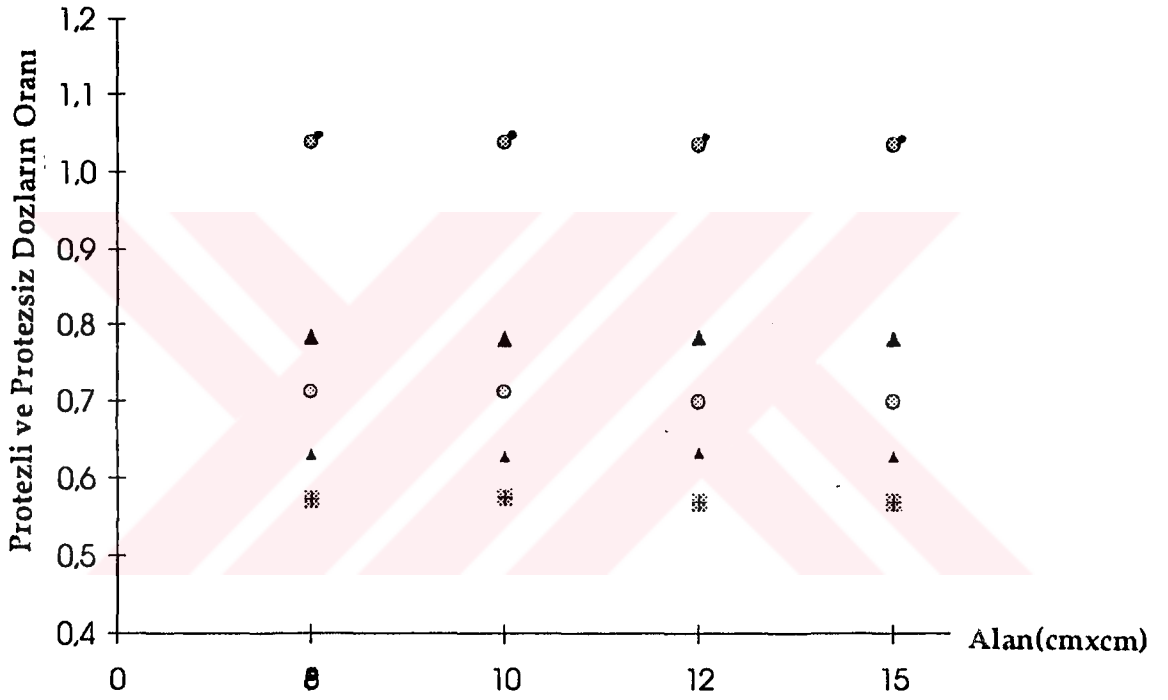
(- . - . -) Protezin gövdesi ve kafası arkasında 3 nolu düzlemde



ŞEKİL 18- 4 farklı protez için 1 ve 3 nolu düzlemlerde ve açık alanda 8MV foton huzmesi ile elde edilen profiller.

- (—) Protezsiz açık alanda
- (---) Protezin kafası arkasında 1 nolu düzlemde
- (-.-.-) Protezin gövdesi ve kafası arkasında 3 nolu düzlemde

2- 32 mm çaplı içi dolu titanyum ve paslanmaz çelik protez ve 45 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protez için Co-60 ve 8 MV foton huzmeleriyle 8x8 cm, 10x10 cm, 10x15 cm, 15x15 cm lik alan boyutlarında, 17 cm derinlikte alınan protezli ölçüm değerlerinin protezsiz ölçüm değerlerine oranının alan ile değişimi Şekil 19' da grafik halinde gösterilmiştir.



ŞEKİL 19- Protezli ve protezsiz dozların oranının alan ile değişimi

- Co-60, 45 mm çaplı paslanmaz çelik protez (içi boş)
- ⊙ 8 MV, 45 mm çaplı paslanmaz çelik protez (içi boş)
- ▲ Co-60, 32 mm çaplı titanyum protez (içi dolu)
- ⊕ 8 MV, 32 mm çaplı titanyum protez (içi dolu)
- ▲ Co-60, 32 mm çaplı paslanmaz çelik protez (içi dolu)
- # 8 MV, 32 mm çaplı paslanmaz çelik protez (içi dolu)

3- Farklı derinliklerde yapılan profil ölçümlerinde: Fantom yüzeyi ile protez merkezi arasındaki mesafe 7.5 cm ye ayarlandı. Co-60 ışınları için SSD=80cm, ışın alanı=10x10 cm alındı. 32 mm çaplı protezler için ölçümler 10 cm ,12 cm, 15 cm, 17 cm ve 20 cm derinlikte, daha büyük çaplı protezler için ise 12 cm, 15 cm, 17cm, 20 cm derinliklerde yapıldı.Yapılan ölçümlerden dozun derinlikle değişimi incelendi.Sonuçlar Tablo-2 de sunuldu.

8 MV foton huzmesi ile yapılan ölçümlerde de protezin yerleşim ve ölçüm derinlikleri aynı alınmıştır. Sadece FSD=100 cm'dir. Sonuçlar Tablo-3 de sunulmuştur.

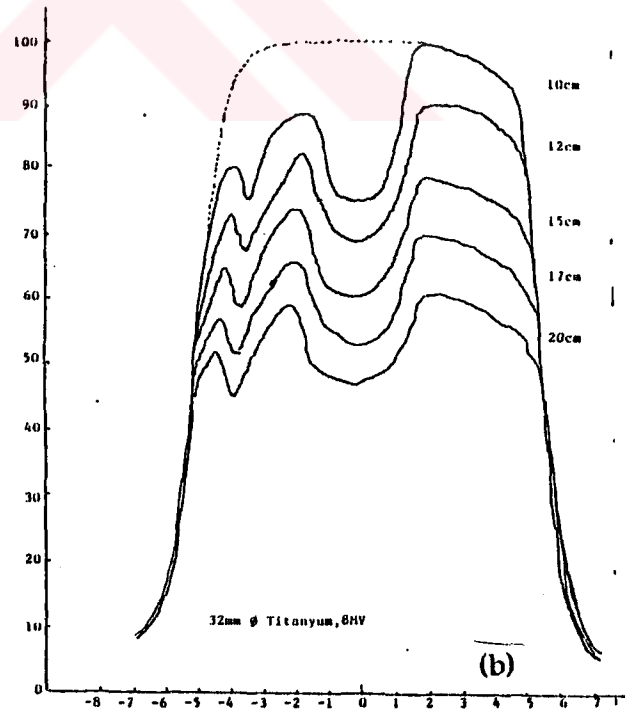
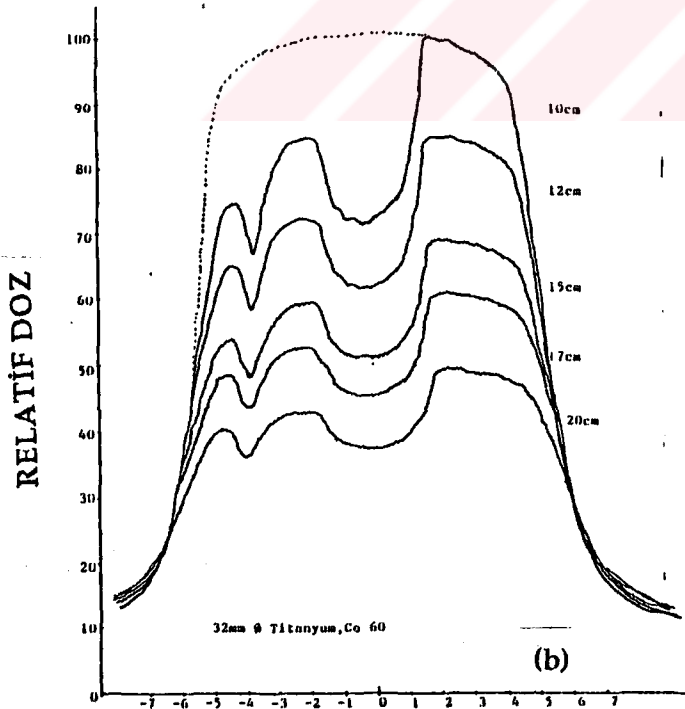
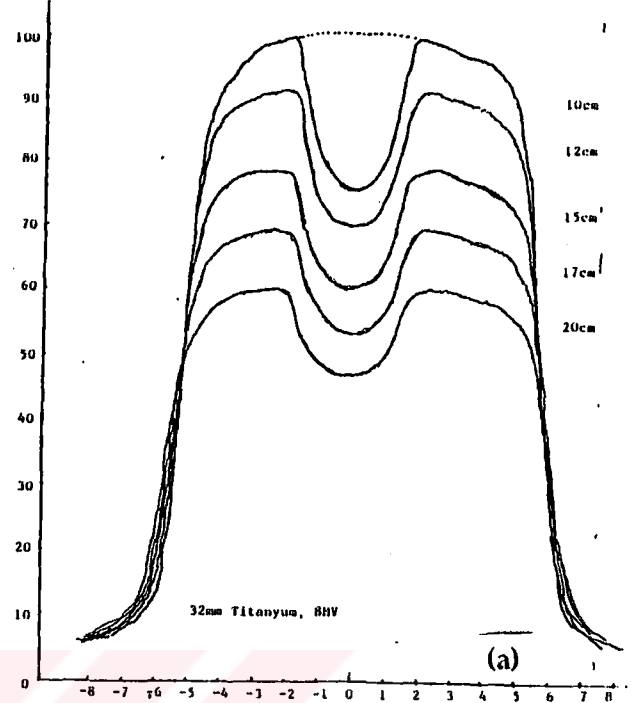
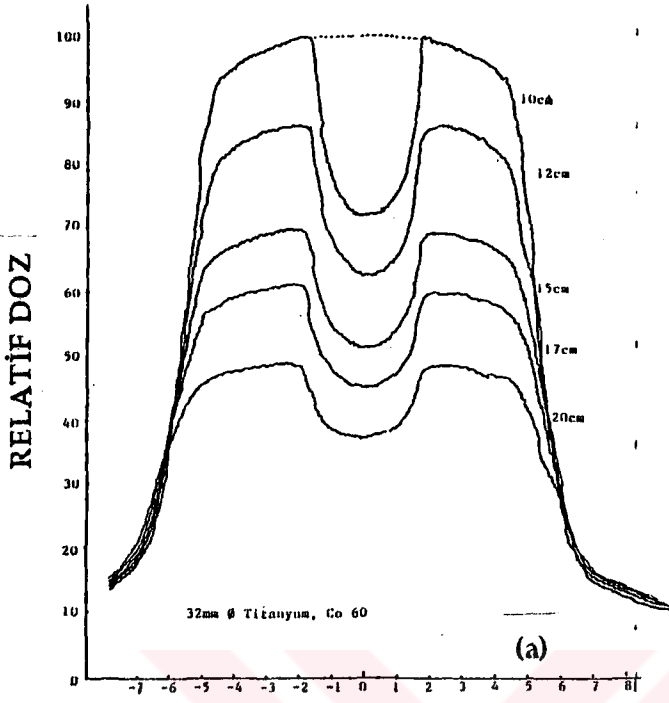
Co-60 ışını ve 8 MV foton huzmesinde derinlikle dozdaki değişim;
32 mm çaplı içi dolu Titanyum protez için Şekil 20'de
32 mm çaplı içi dolu paslanmaz çelik protez için Şekil 21'de
45 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protez için Şekil 22'de
58 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protez için Şekil 23'de verilmiştir.

TABLO 2- Co-60 ışınları için 10x10 cm'lik alanda 10 cm, 12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde (Şekil-12'de gösterilen kesitlerde alınan profillerde) dozdaki "maksimum azalma"nın derinlikle değişimi

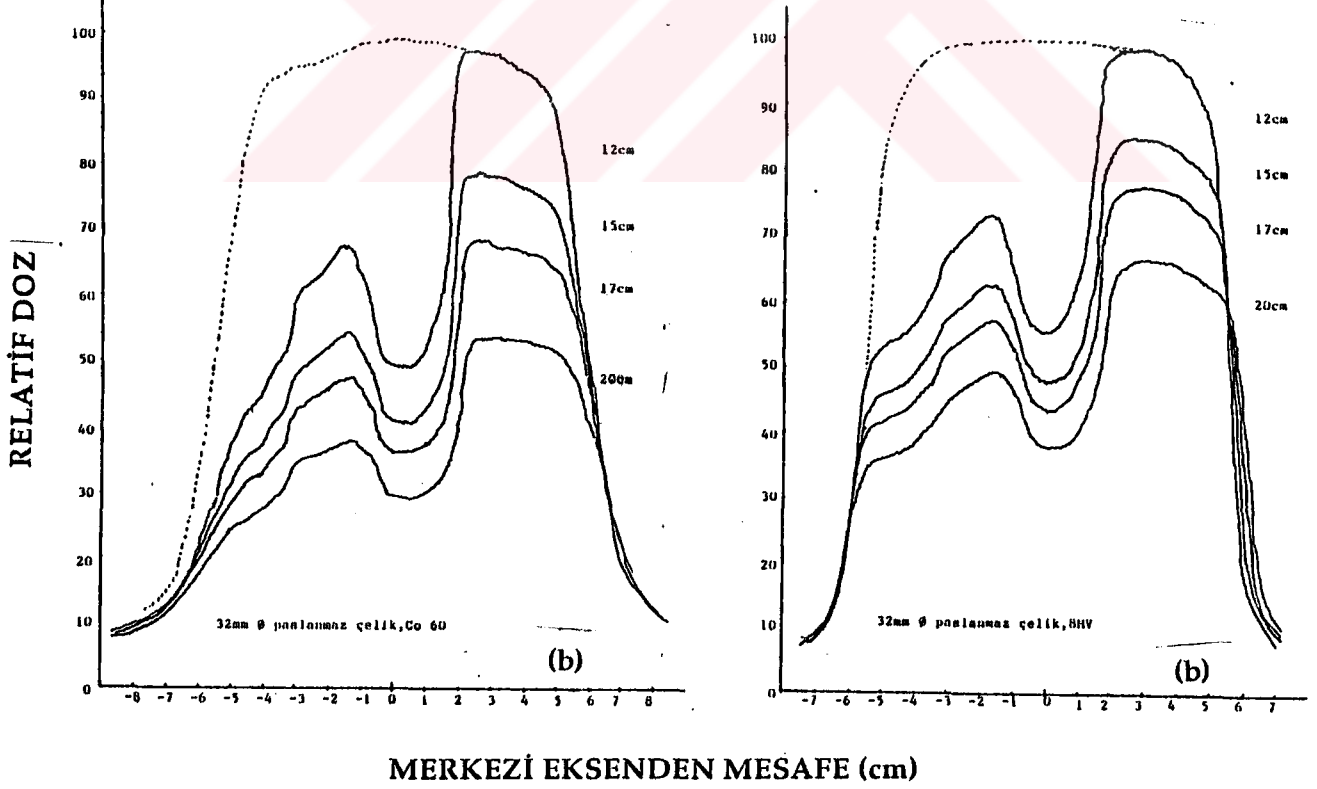
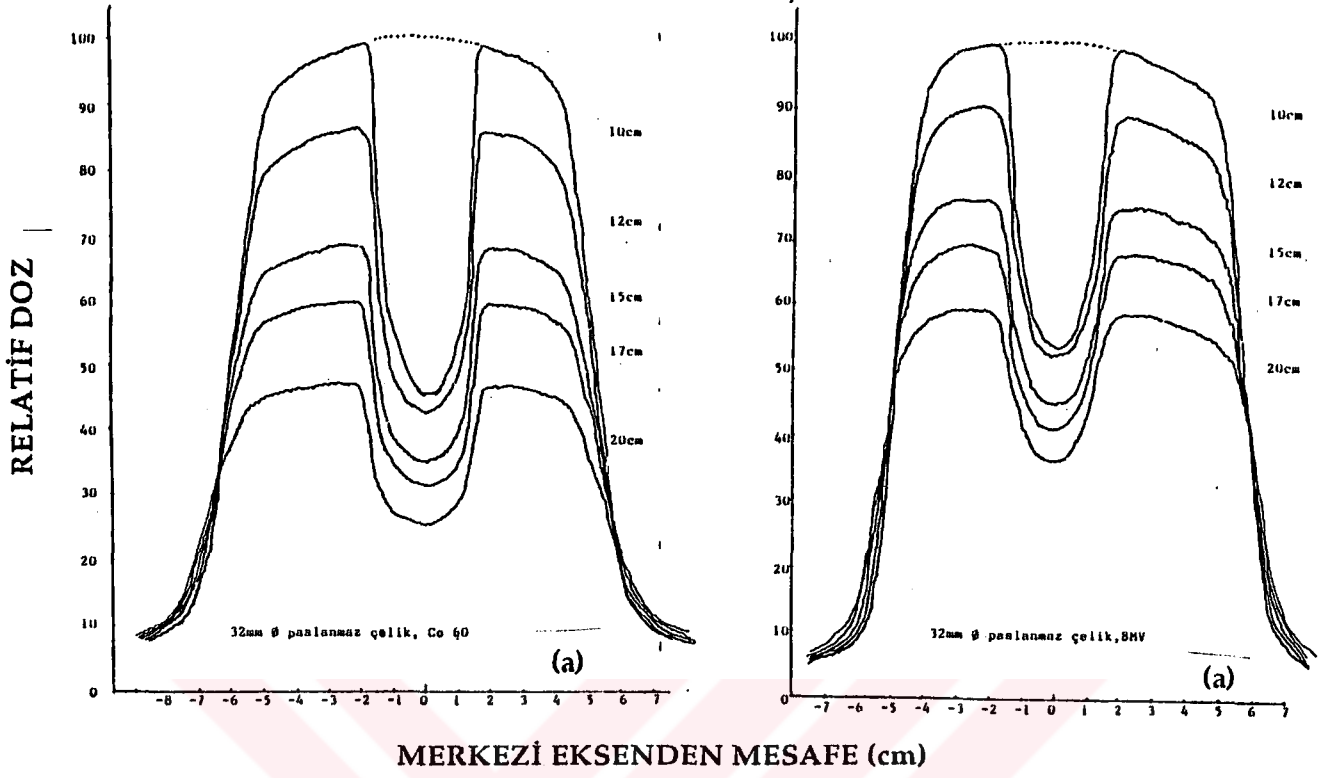
Protez	Çap	Düzlem	d=10cm	d=12cm	d=15cm	d=17cm	d=20cm
Titanyum	32mm	1	0,280	0,240	0,180	0,155	0,115
		2	0,280	0,240	0,180	0,155	0,115
		3	0,330	0,270	0,210	0,175	0,135
Paslanmaz çelik	32mm	1	0,540	0,440	0,330	0,275	0,220
		2	0,540	0,440	0,330	0,275	0,220
		3	-	0,485	0,380	0,320	0,255
Paslanmaz çelik	45mm	1	-	0,380	0,275	0,225	0,170
		2	-	0,350	0,250	0,215	0,170
		3	-	0,540	0,420	0,360	0,275
Paslanmaz çelik	47mm	1	-	0,385	0,280	0,225	0,170
		2	-	0,380	0,270	0,220	0,170
		3	-	0,560	0,430	0,335	0,280
Paslanmaz çelik	49mm	1	-	0,385	0,290	0,240	0,180
		2	-	0,380	0,290	0,245	0,180
		3	-	0,595	0,450	0,380	0,290
Paslanmaz çelik	51mm	1	-	0,390	0,290	0,250	0,180
		2	-	0,390	0,290	0,260	0,190
		3	-	0,595	0,455	0,385	0,300
Paslanmaz çelik	53 mm	1	-	0,420	0,320	0,280	0,200
		2	-	0,420	0,320	0,280	0,200
		3	-	0,600	0,440	0,370	0,300
Paslanmaz çelik	58mm	1	-	0,455	0,375	0,305	0,230
		2	-	0,470	0,350	0,290	0,210
		3	-	0,700	0,540	0,445	0,360

TABLO 3- 8 MV foton huzmesi için 10x10cm'lik alanda 10 cm , 12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde (Şekil-12'de gösterilen kesitlerde alınan profillerde)dozdaki "maksimum azalma"nın derinlikle değişimi.

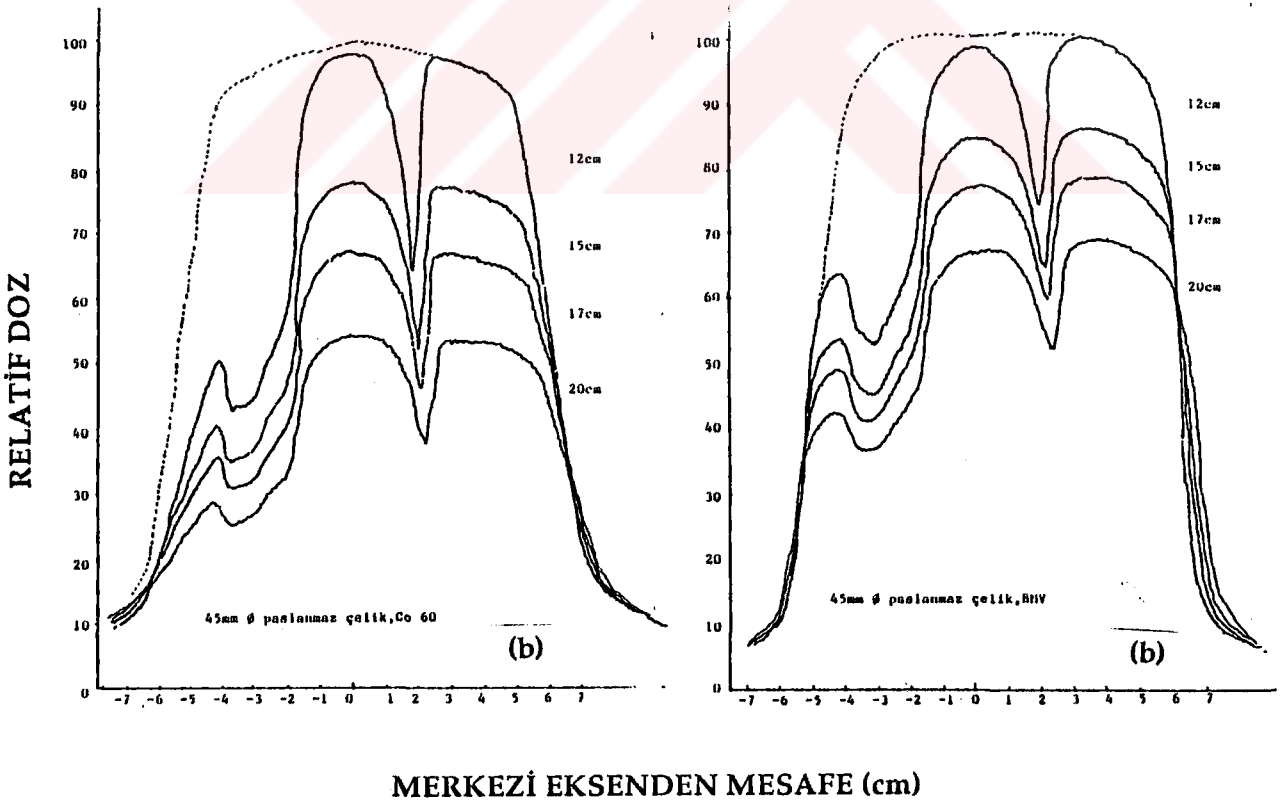
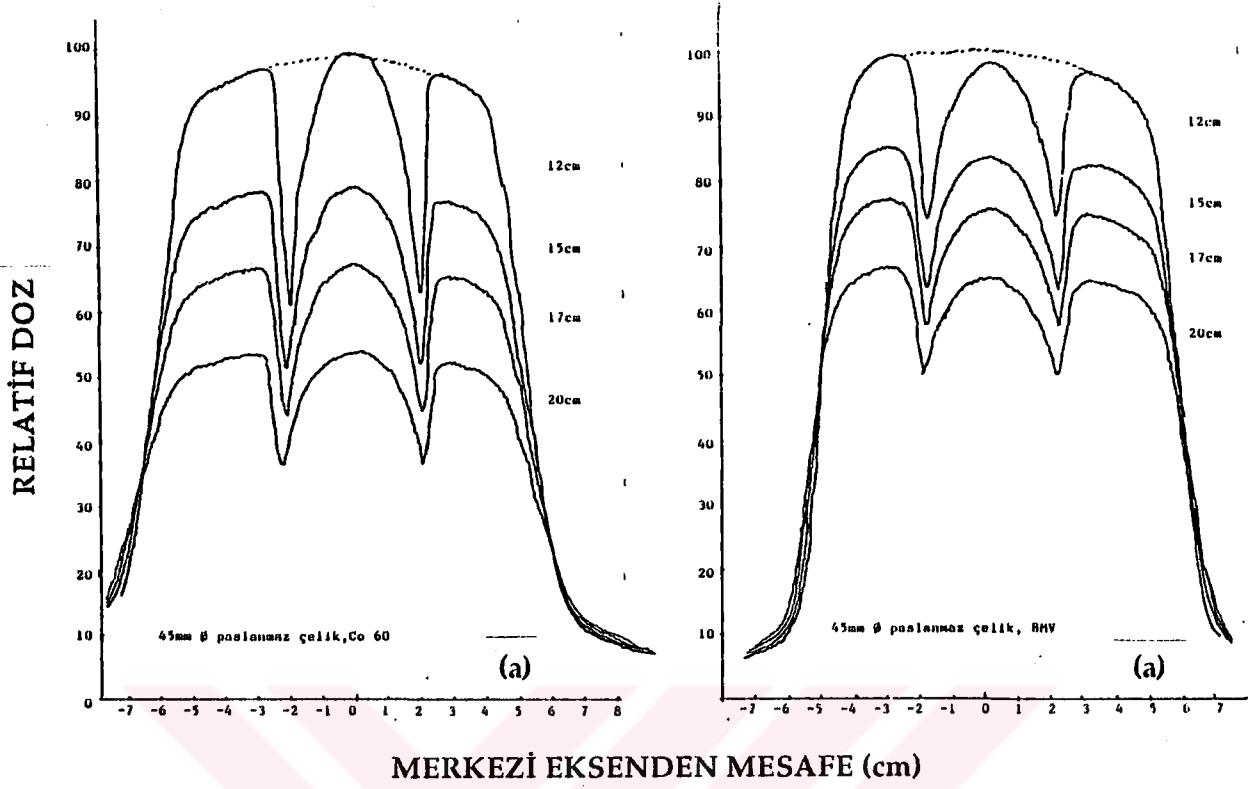
Protez	Çap	Düzlem	d=10cm	d=12cm	d=15cm	d=17cm	d=20cm
Titanyum	32mm	1	0.245	0.215	0.185	0.160	0.130
		2	0.250	0.205	0.170	0.155	0.135
		3	0.260	0.225	0.190	0.175	0.150
Paslanmaz çelik	32mm	1	0.460	0.380	0.320	0.285	0.230
		2	0.450	0.380	0.315	0.285	0.225
		3	-	0.435	0.380	0.345	0.295
Paslanmaz çelik	45mm	1	-	0.250	0.210	0.190	0.155
		2	-	0.235	0.200	0.190	0.150
		3	-	0.480	0.415	0.375	0.325
Paslanmaz çelik	47mm	1	-	0.270	0.225	0.195	0.170
		2	-	0.265	0.220	0.190	0.160
		3	-	0.470	0.405	0.360	0.315
Paslanmaz çelik	49mm	1	-	0.265	0.225	0.205	0.165
		2	-	0.260	0.220	0.200	0.160
		3	-	0.480	0.410	0.375	0.320
Paslanmaz çelik	51mm	1	-	0.255	0.215	0.195	0.165
		2	-	0.250	0.210	0.190	0.160
		3	-	0.470	0.400	0.365	0.310
Paslanmaz çelik	53mm	1	-	0.285	0.220	0.200	0.160
		2	-	0.280	0.220	0.200	0.165
		3	-	0.480	0.410	0.370	0.300
Paslanmaz çelik	58mm	1	-	0.285	0.240	0.225	0.180
		2	-	0.280	0.250	0.220	0.185
		3	-	0.490	0.465	0.420	0.360



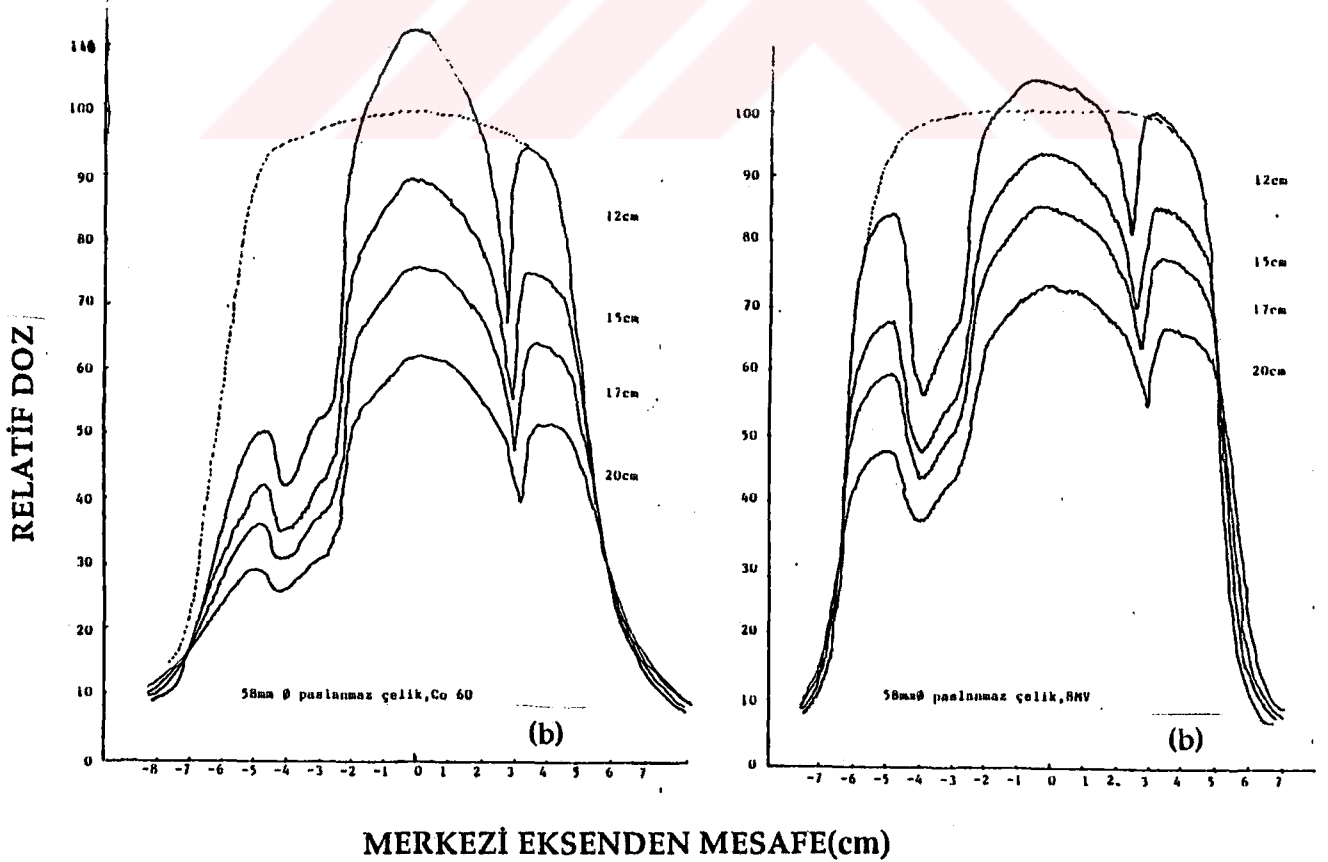
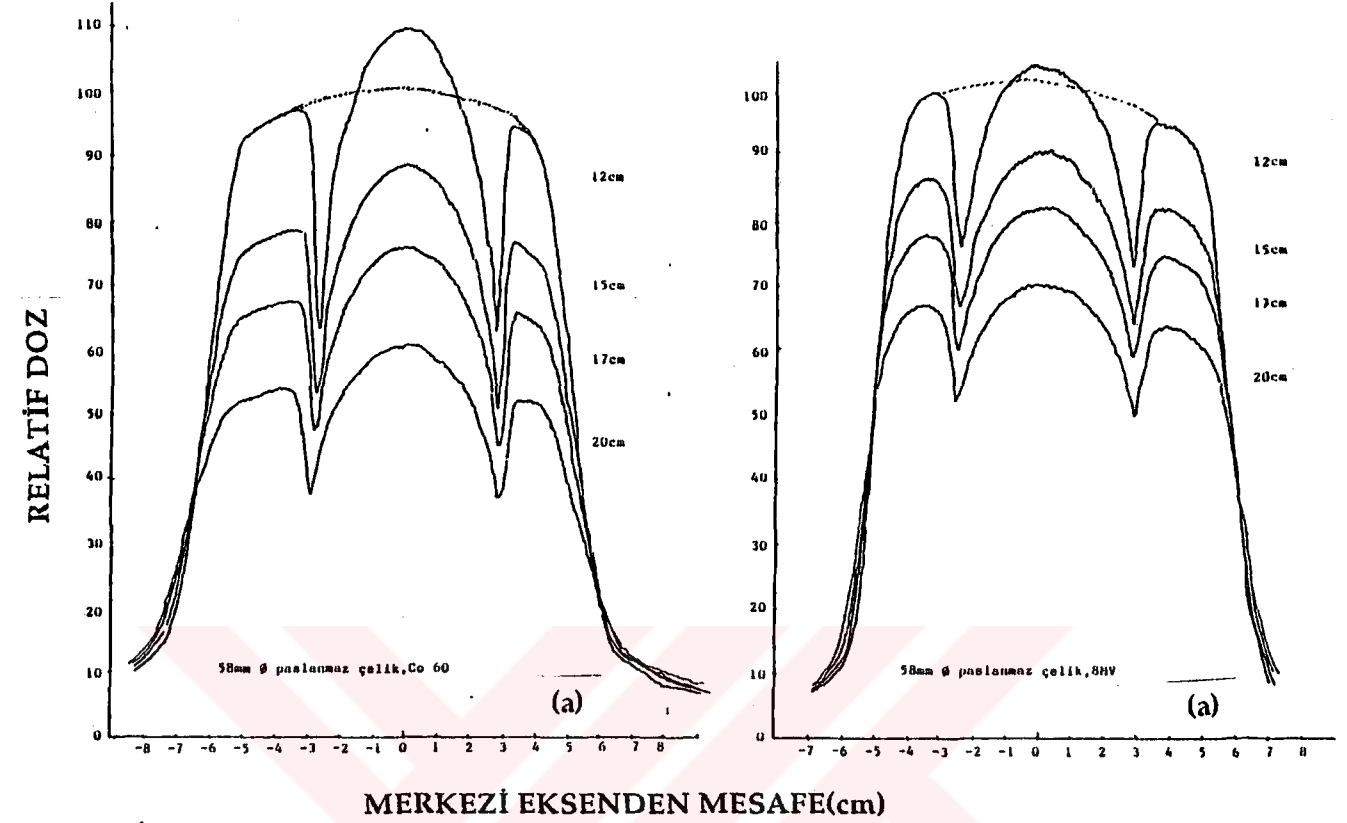
ŞEKİL 20- 32 mm çaplı titanyum protez için Co-60 ve 8 MV foton huzmesinde dozun derinlikle değişimi. a) Protezin kafası (1.düzlem), b) protezin gövde ve kafasını içine alan (3. düzlem) düzlemlerde elde edilen profiller.



ŞEKİL 21- 32mm çaplı paslanmaz çelik protez için, Co-60 ve 8 MV foton huzmesinde dozun derinlikle değişimi. a) Protez kafası (1.düzlem), b) protezin gövde ve kafasını içine alan (3 düzlem) düzlemlerde elde edilen profiller.



ŞEKİL 22- 45 mm çaplı paslanmaz çelik protez için, Co-60 ve 8 MV foton ışın huzmesinde dozun derinlikle değişimi. a) Protez kafası (1.düzlem), b) protezin gövde ve kafasını içine alan (3.düzlem) düzlemlerde edilen profiller.



ŞEKİL 23 -58 mm çaplı paslanmaz çelik protez için, Co-60 ve 8 MV foton ışın huzmesinde dozun derinlikle değişimi. a) Protezin kafası (1. düzlem), b) protezin gövde ve kafasını içine alan (3. düzlem) düzlemlerde elde edilen profiller.

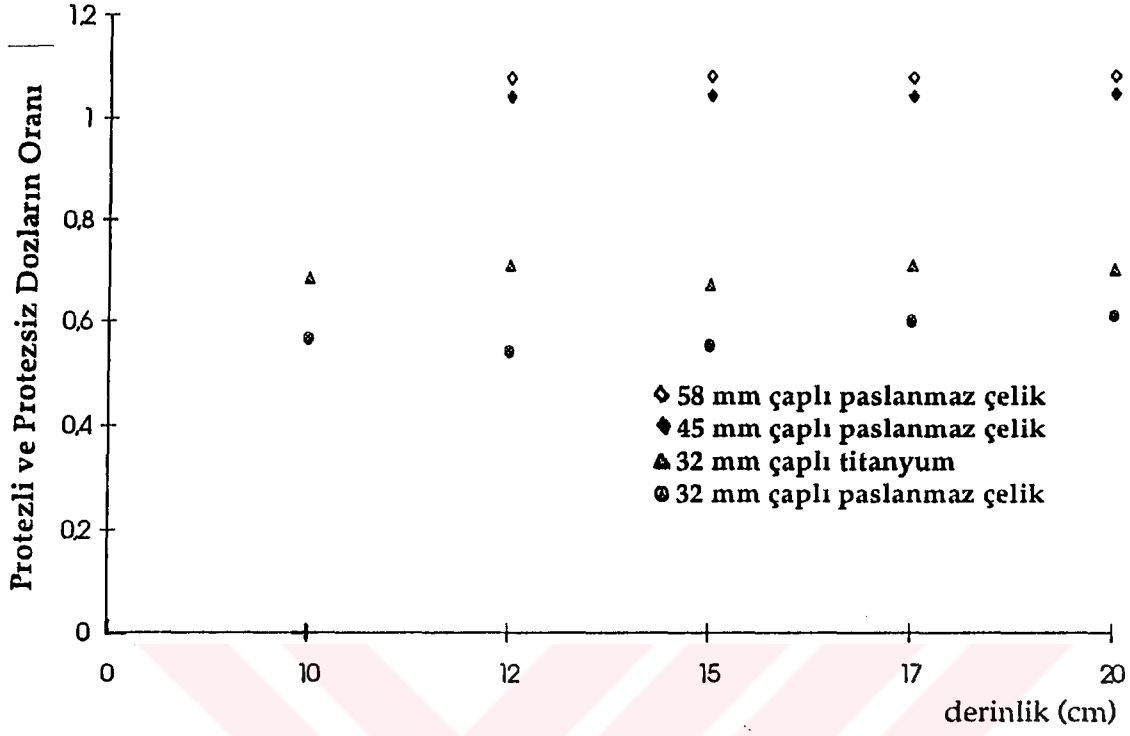
4- Su fontomunda 0.6 cc'lik iyonizasyon odası kullanılarak Co-60 ve 8 MV foton huzmelerinde, farklı derinliklerde her bir protez malzemesi için protezli ve protezsiz ölçülen dozların oranları Tablo 4 ve 5 de; grafikler Şekil 24, 25 de sunuldu. Bu oranların derinlikle değişiminin az olduğu görüldü.

TABLO 4- Co-60 ışığında, protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi.

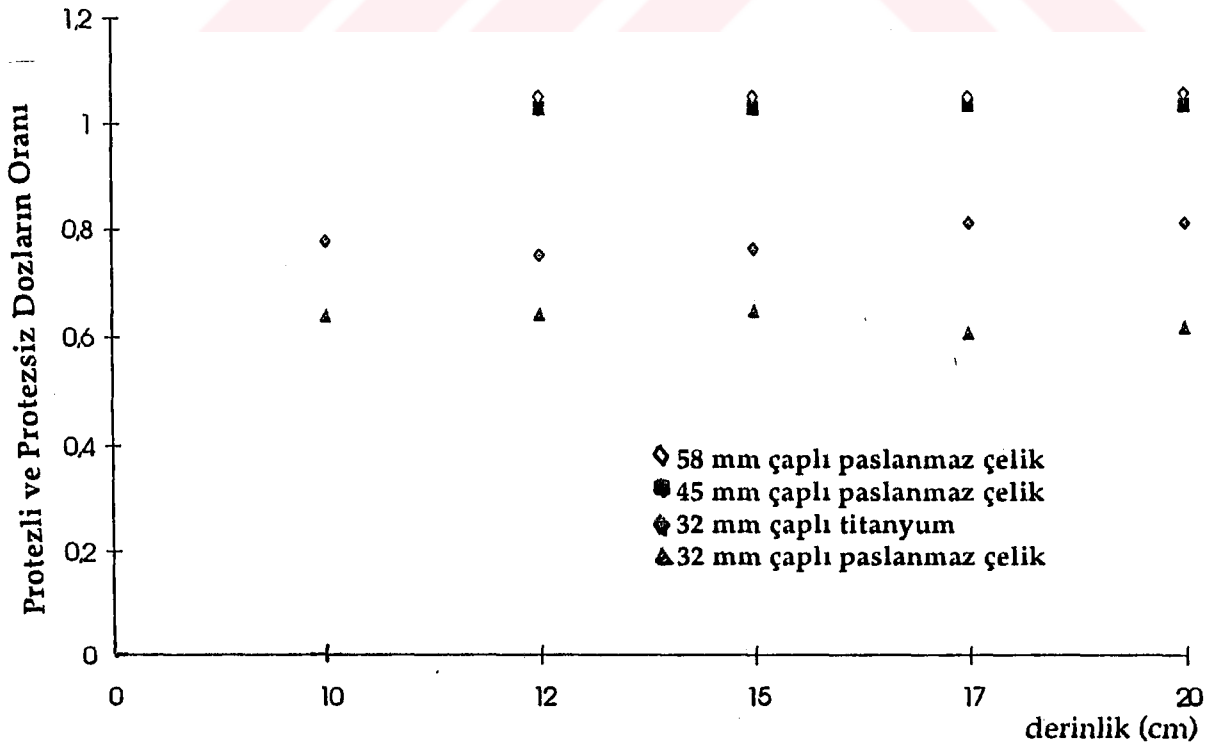
Derinlik	32 mm çaplı Titanyum	32 mm çaplı Paslanmaz çelik	45 mm çaplı Paslanmaz çelik	58 mm çaplı Paslanmaz çelik
10 cm	0,685	0,566	-	-
12 cm	0,711	0,541	1.045	1.080
15 cm	0,673	0,553	1.048	1.084
17 cm	0,712	0,600	1.047	1.082
20 cm	0,704	0,612	1.054	1.087

TABLO 5- 8MV foton huzmelerinde protezli ve protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi

Derinlik	32 mm çaplı Titanyum	32 mm çaplı Paslanmaz çelik	45 mm çaplı Paslanmaz çelik	58 mm çaplı Paslanmaz çelik
10 cm	0,777	0,640	-	-
12 cm	0,753	0,643	1.030	1.052
15 cm	0,764	0,650	1.031	1.051
17 cm	0,813	0,609	1.038	1.052
20 cm	0,815	0,620	1.038	1.059



ŞEKİL 24-Co-60 ışını için protezli ve protezsiz ölçümlerin oranının derinlikte değişimi.



ŞEKİL 25-8 MV foton huzmesi için protezli ve protezsiz ölçümlerin oranının derinlikte değişimi.

5- Protezin varlığının, protezin ön ve arka yüzelerindeki doz değerlerine etkisi TLD dozimetrisiyle ölçüldü.

32 mm çaplı içi dolu titanyum ve paslanmaz çelik protezlerle ve 45 mm ve 58 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protezlerle yapılan TLD ölçüm neticeleri; Co-60 ışınları için Tablo-6 da, 8 MV foton huzmesi için Tablo-7’de verilmiştir.

TABLO 6 - Co-60 gamma ışınlarıyla, 10x10 cm alan için SSD=80 cm’ de, fantom yüzeyinden 6 cm derinliğe 100 cGy doz verildiğinde, protezlerin ön ve arka yüzeyinde TLD ile ölçülmüş doz değerleri.

ÖLÇÜM NOKTASI	PROTEZİN CİNSİ							
	Titanyum 32 mm. içi dolu		Paslanmaz Çelik 32 mm. içi dolu		Paslanmaz Çelik 45 mm. içi boş		Paslanmaz Çelik 58 mm. içi boş	
	Hesaplanan	TLD ile *	Hesaplanan	TLD ile *	Hesaplanan	TLD ile *	Hesaplanan	TLD ile *
Protezin Önyüzeyi	100 cGy	112.4 cGy	100 cGy	112.52 cGy	100 cGy	109.86 cGy	100 cGy	108.42 cGy
% Değişim	+ %12.4		+ %12.5		+ %9.86		+ %8.42	
Protezin arka yüzeyi	80.96 cGy	60.30 cGy	80.96 cGy	38.83 cGy	73.68 cGy	73.06 cGy	69.01 cGy	74.84 cGy
% Değişim	- %25.51		- %52.03		- %0.084		+ %8.44	

- * Protezin ön ve arka yüzeyinde TLD ile alınan ölçüm sonuçları
 . Aynı noktalarda protezsiz hesaplanan değerler
 -% değerleri dozdaki azalmayı
 +% değerleri dozdaki artmayı göstermektedir.

Tablo 7- 8 MV foton huzmelerinde, 10x10 cm alan için FSD=100 cm de, fantom yüzeyinden 6 cm derinliğe 100 cGy doz verildiğinde protezlerin ön ve arka yüzeyinde TLD ile ölçülmüş doz değerleri.

ÖLÇÜM NOKTASI	PROTEZİN CİNSİ							
	Titanyum 32 mm. içi dolu		Paslanmaz Çelik 32 mm. içi dolu		Paslanmaz Çelik 45 mm. içi boş		Paslanmaz Çelik 58 mm. içi boş	
	Hesaplanan	TLD ile	Hesaplanan	TLD ile	Hesaplanan	TLD ile	Hesaplanan	TLD ile
Protezin Önyüzeyi	100 cGy	113.54 cGy	100 cGy	126.56 cGy	100 cGy	118.58 cGy	100 cGy	118.28 cGy
% Değişim	+ %13.54		+ %26.56		+ %18.58		+ %18.28	
Protezin arka yüzeyi	87.60 cGy	64.40 cGy	87.60 cGy	50.87 cGy	81.40 cGy	79.01 cGy	75.56 cGy	81.72 cGy
% Değişim	- %26.48		- %41.93		- %2.9		+ %8.15	

* Protezin ön ve arka yüzeyinde TLD ile alınan ölçüm sonuçları

. Aynı noktalarda protezsiz hesaplanan değerler

-% değerleri dozdaki azalmayı

+% değerleri dozdaki artmayı göstermektedir.

6- Şekil 16'da gösterilen set-up'a göre TAR metodu kullanılarak elle yapılan hesap sonuçları ile, tedavi planlama bilgisayarının aynı koşullarda vermiş olduğu değerler karşılaştırılmış ve Tablo-8,9,10,11'de gösterilmiştir.

TABLO 8- Co-60 ışınında; elektron yoğunluğu 6.58 olan paslanmaz çelik (içi dolu) protez için 10x10 cm' lik alanda 10 cm,12 cm, 15 cm, 17 cm, 20 cm derinliklerde TAR metodu ve bilgisayardan elde edilen yüzde derin doz değerlerinin sonuçları ve karşılaştırılması.

Derinlik	Açık Alan 10x10cm, %DD	TAR metodu(hesapla) (Protezli)	Bilgisayar Sonuçları (Protezli)	Hesap Bilgisayar
10 cm	%56,4	%22,59	%22,00	1,0268
12 cm	%48.9	%19.31	%19.20	1.0057
15 cm	%39.4	%15.53	%16.00	0.9706
17 cm	%34.1	%13.46	%13.71	0.9817
20 cm	%27.4	%10.98	%11.16	0.9838

TABLO 9- 8MV foton huzmesinde, elektron yoğunluğu 6.58 olan paslanmaz çelik (içi dolu) protez için 10x10 cm'lik alanda 10 cm,12 cm,15 cm,17 cm,20 cm derinliklerde TAR metodu ve bilgisayardan elde edilen yüzde derin doz değerlerinin sonuçları ve karşılaştırılması

Derinlik	Açık Alan 10x10cm, %DD	TAR metodu(hesapla) (Protezli)	Bilgisayar Sonuçları (Protezli)	Hesap Bilgisayar
10 cm	%70,0	%38,78	%37,10	1,0452
12 cm	%63.4	%33.72	%33.40	1.0092
15 cm	%54.6	%28.06	%28.60	0.9811
17 cm	%49.4	%24.00	%24.39	0.9840
20 cm	%42.3	%20.25	%20.32	0.9965

TABLO 10- Co-60 ışınında; elektron yoğunluğu 3.74 olan titanyum (içi dolu) protez için, 10x10 cm'lik alanda 10 cm,12 cm,15 cm,17 cm,20 cm derinliklerde TAR metodu ve bilgisayardan elde edilen yüzde derin doz değerlerinin sonuçları ve karşılaştırılması.

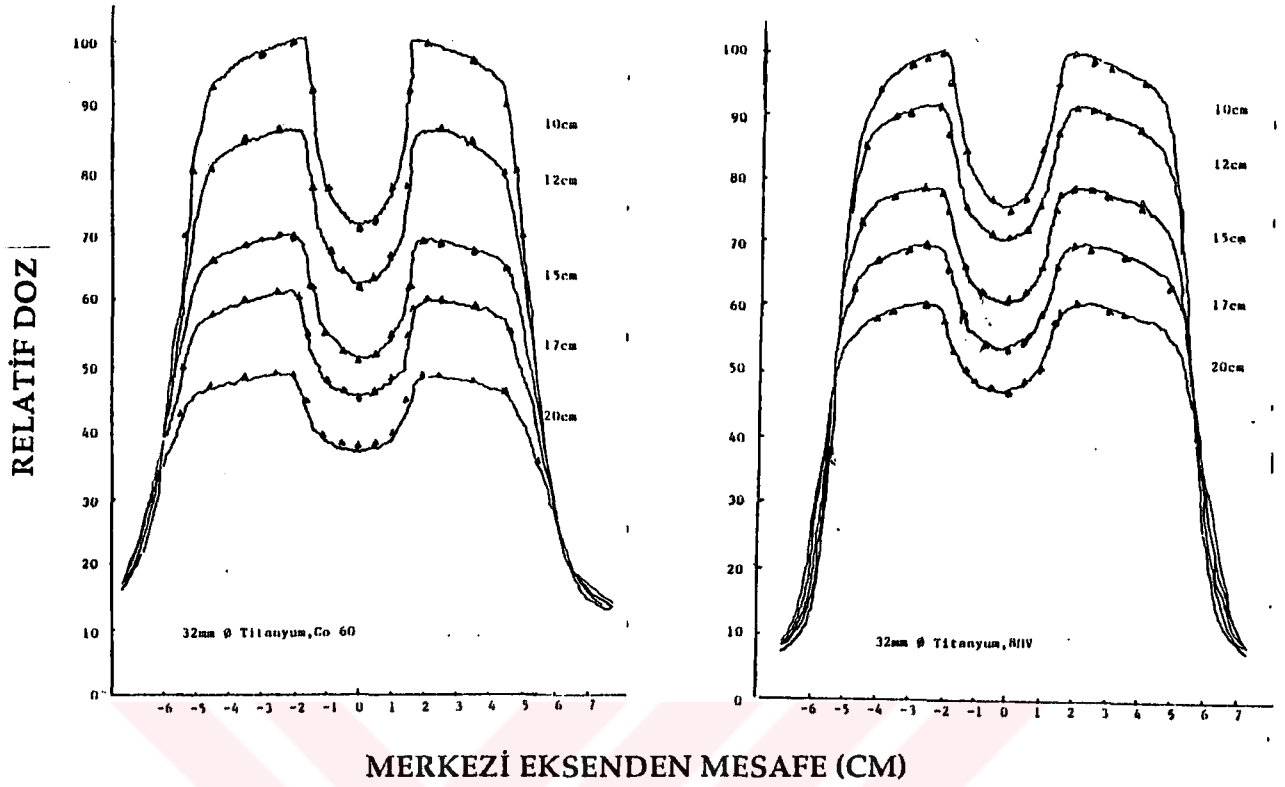
Derinlik	Açık Alan 10x10cm, %DD	TAR metodu(hesapla) (Protezli)	Bilgisayar Sonuçları (Protezli)	Hesap <u>Bilgisayar</u>
10 cm	%56,4	%37,05	%36,20	1,0234
12 cm	%48.9	%32.07	%31.10	1.0311
15 cm	%39.4	%25.53	%25.10	1.0171
17 cm	%34.1	%22.02	%21.70	1.0147
20 cm	%27.4	%17.53	%17.70	0.9903

TABLO 11- 8MV foton huzmesinde elektron yoğunluğu 3.74 olan Titanyum (içi dolu) protez için 10x10 cm'lik alanda 10 cm,12 cm,15 cm,17 cm,20 cm derinliklerde TAR metodu ve bilgisayardan elde edilen yüzde derin doz değerlerinin sonuçları ve karşılaştırılması

Derinlik	Açık Alan 10x10cm, %DD	TAR metodu(hesapla) (Protezli)	Bilgisayar Sonuçları (Protezli)	Hesap <u>Bilgisayar</u>
10 cm	%70,0	%54,74	%52,60	1,0406
12 cm	%63.4	%49.13	%47.30	1.0386
15 cm	%54.6	%41.33	%40.40	1.0230
17 cm	%49.4	%37.09	%36.30	1.0217
20 cm	%42.3	%31.18	%31.00	1.0058

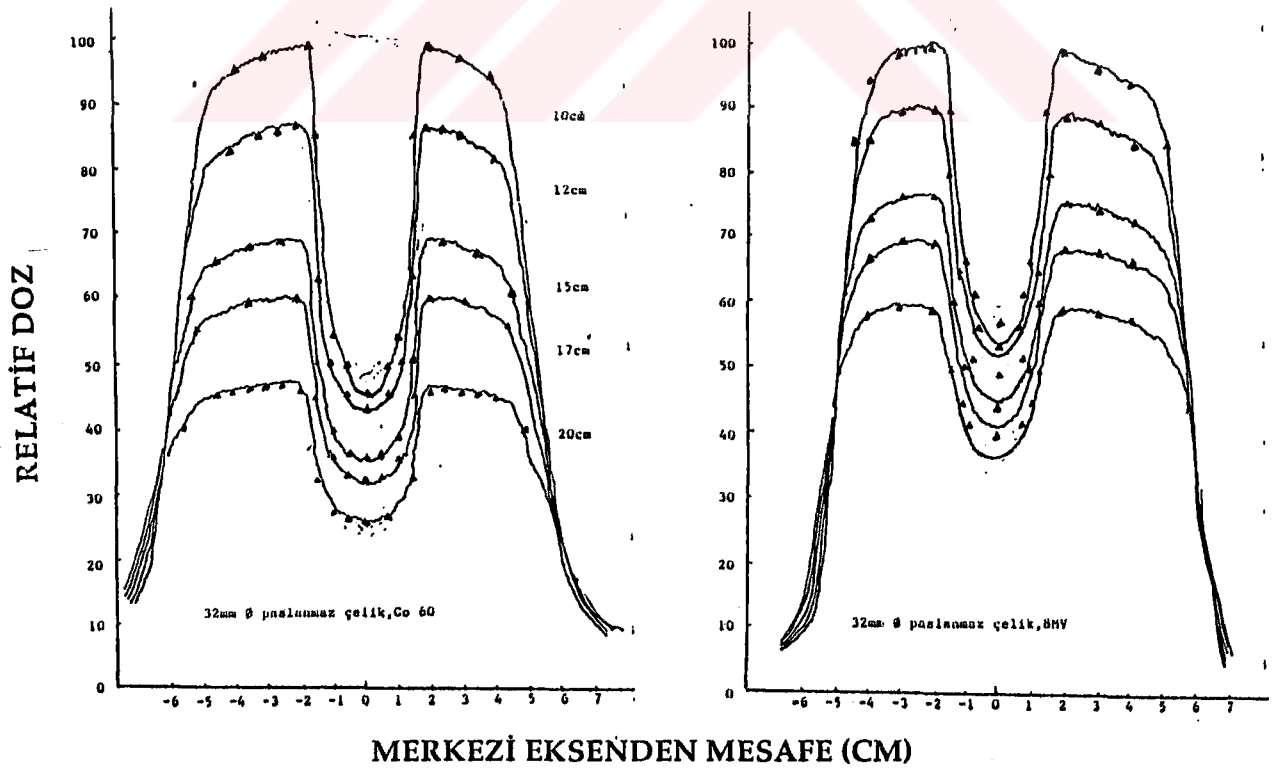
7- Su fantomunda elde edilen profiller, bilgisayarda aynı derinlikler için elde edilen profil bilgileri ile karşılaştırılmıştır.

Co-60 ışını ve 8MV foton huzmesinde ölçüm ve bilgisayardan hesaplanan profiller 32 mm çaplı Titanyum (içi dolu) protez için Şekil-26'da ;
32 mm çaplı Paslanmaz çelik (içi dolu) protez için Şekil-27'de gösterilmiştir.



MERKEZİ EKSENDE MESAFA (CM)

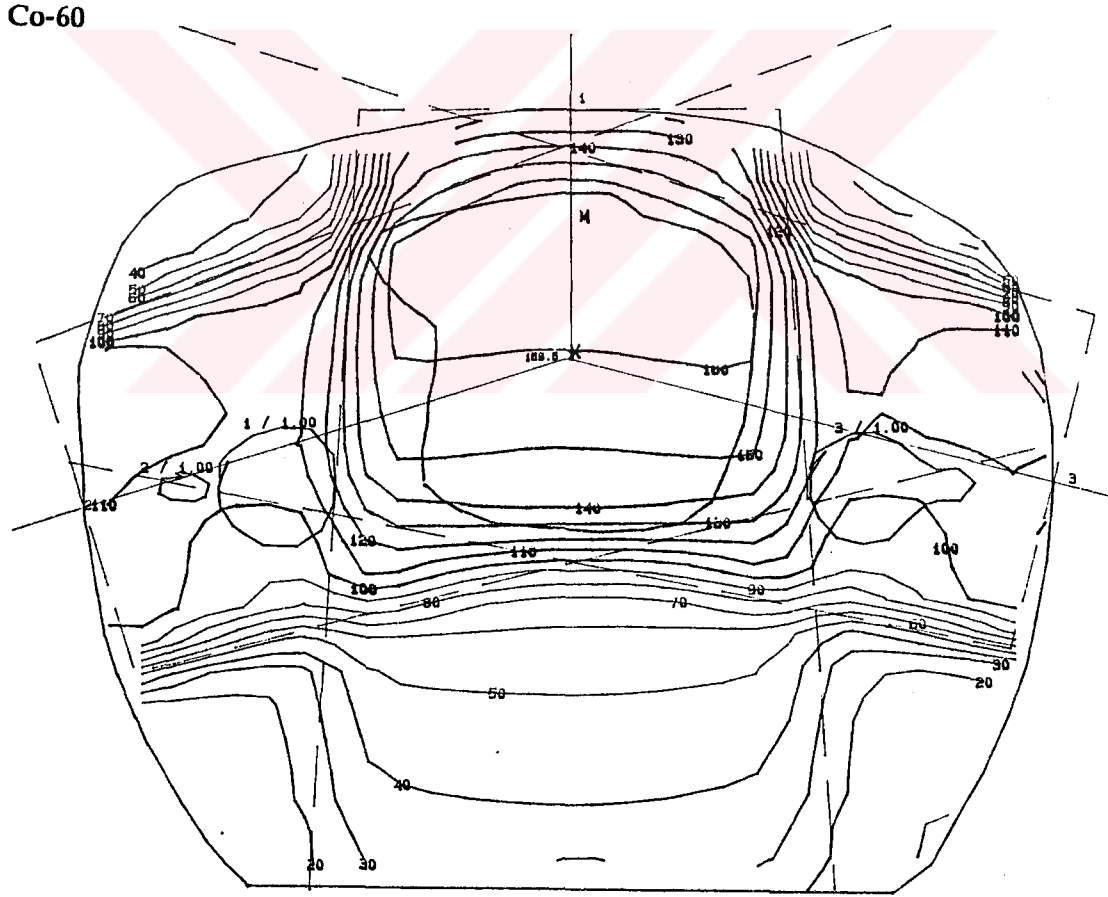
ŞEKİL 26 - 32 mm çaplı Titanyum protez için Co-60 ışını ve 8MV foton huzmesinde elde edilen profillerin, tedavi planlama sistemi verileri ile karşılaştırılması(----- ölçülen ; ▲ bilgisayarından hesaplanan).



MERKEZİ EKSENDE MESAFA (CM)

ŞEKİL 27- 32 mm çaplı paslanmaz çelik protez için Co-60 ışını ve 8MV foton huzmesinde elde edilen profillerin, tedavi planlama sistemi verileri ile karşılaştırılması(----- ölçülen ; ▲ bilgisayarından hesaplanan).

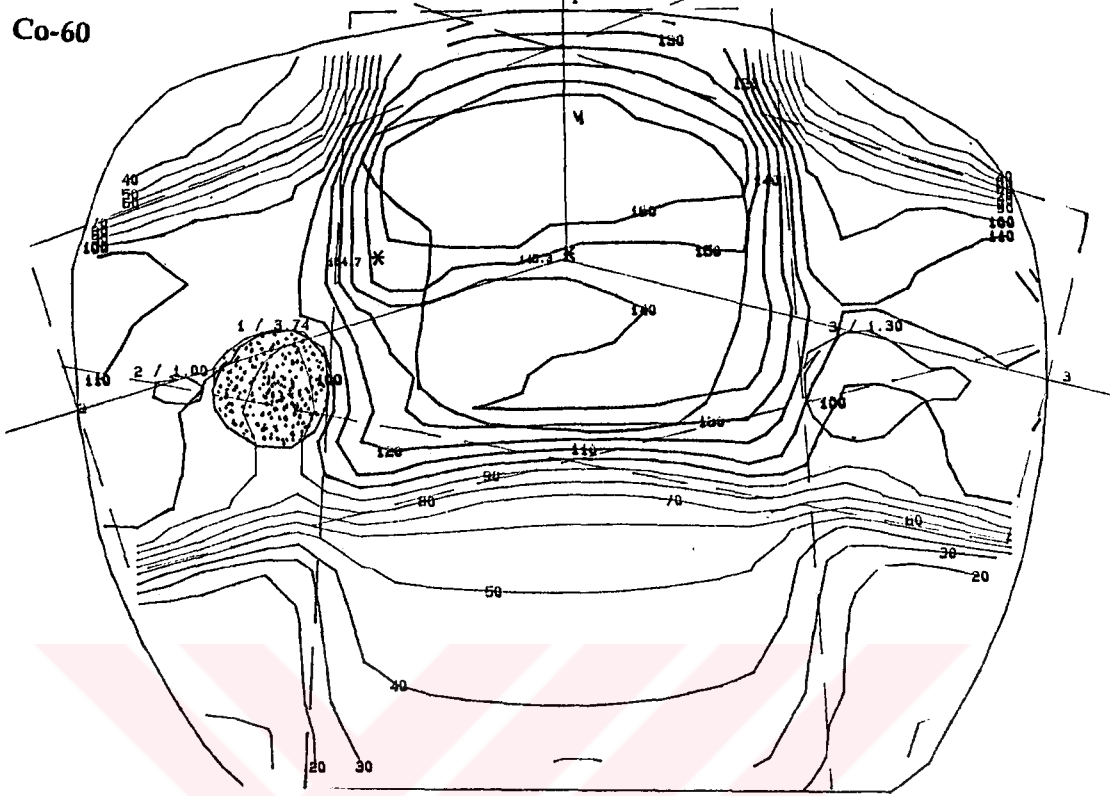
8- Kalça protezi bulunan mesane Ca'lı bir olguda; Co-60 ışını ile 3 alandan yapılan tedavi için inhomojenite düzeltmesi yapılmamış ve yapılmış durumlarda, target volümdeki doz değişimi ve referans noktasında elde edilen yüzde derin doza her bir ışının katkısı Şekil-28 ve Şekil-29 da verilmiştir.



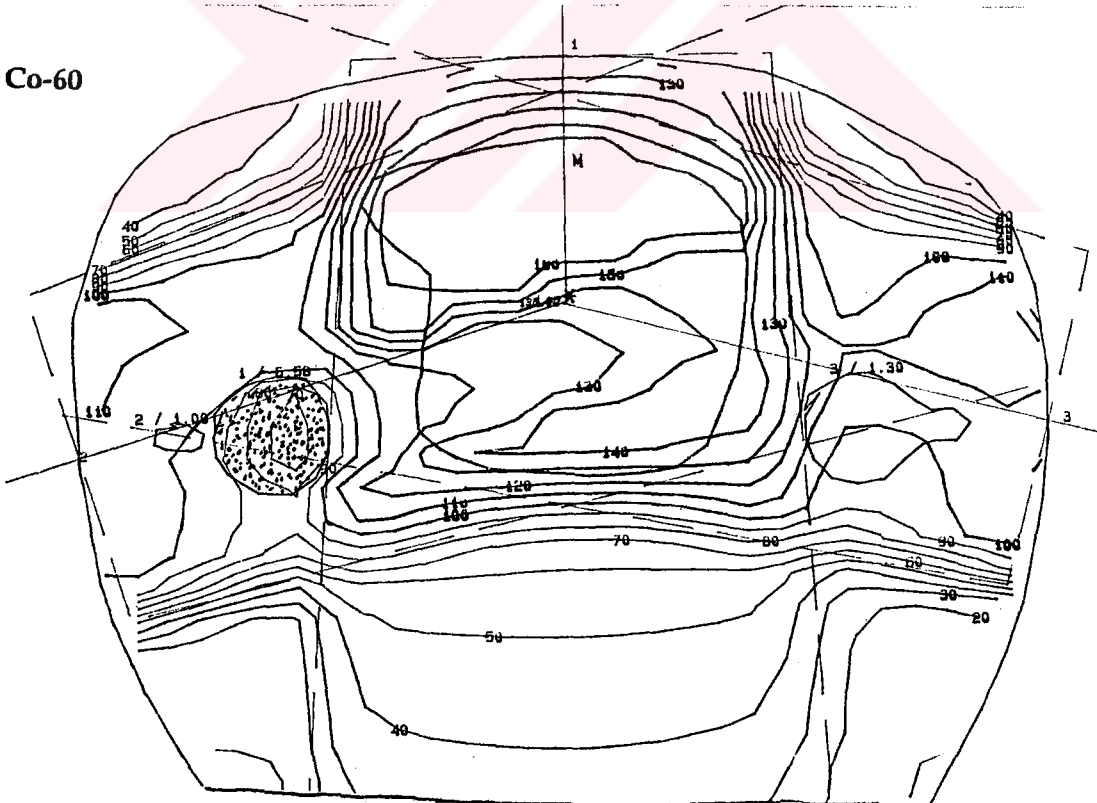
ŞEKİL 28- Mesane Ca'lı bir hastanın 3 alandan, Co-60 ışını ile ışınlanmasında doz dağılımı (inhomojenite düzeltmesi yapılmamış)

1.ışın=%72.0, 2.ışın=%43.1, 3.ışın=%44.4; Toplam=159.5/300

Co-60



Co-60

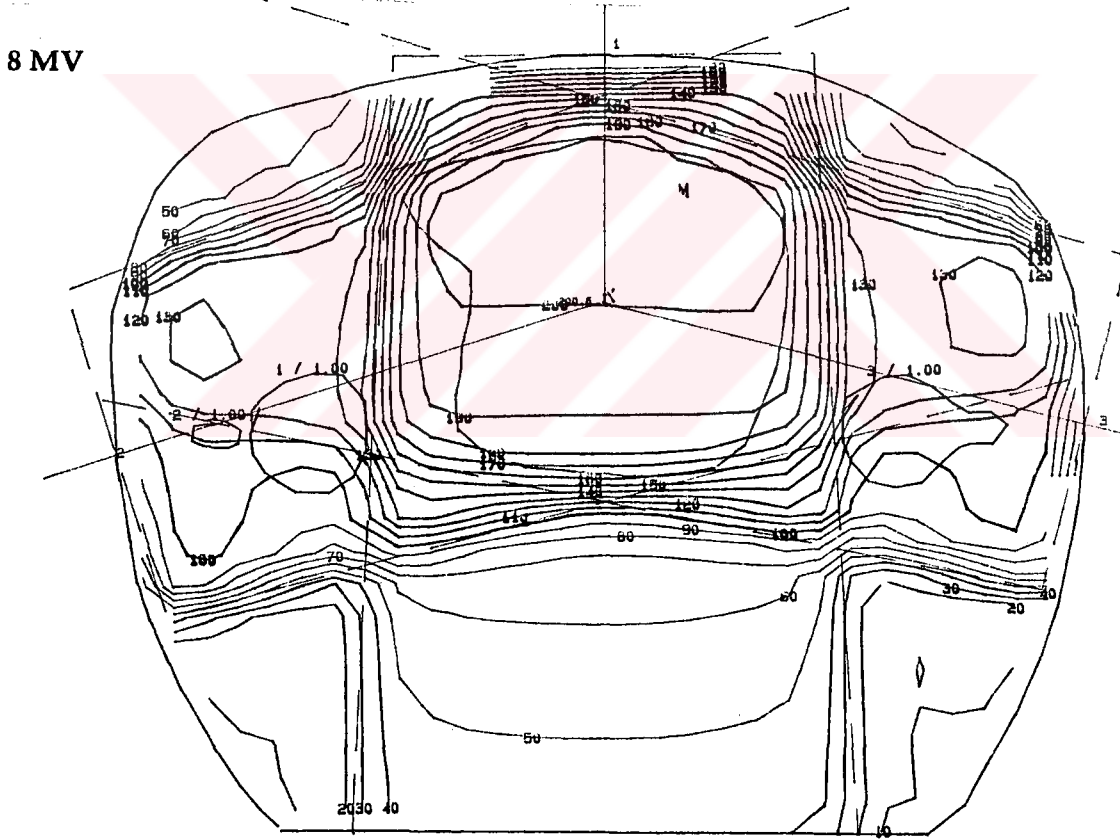


ŞEKİL 29- Aynı hastanın titanyum ve paslanmaz çelik protez için inhomojenite düzeltmesi yapılmış durumda doz dağılımı (Co-60);

a) Protezin elektron yoğunluğu=3,74 1.işın=%72,0 , 2.işın=%29,2 , 3.işın=%44,1; Top=%145/300

b) Protezin elektron yoğunluğu=6,58 1.işın=%72,0 , 2.işın=%19,6 , 3.işın=%44,1; Top=%135,7/300

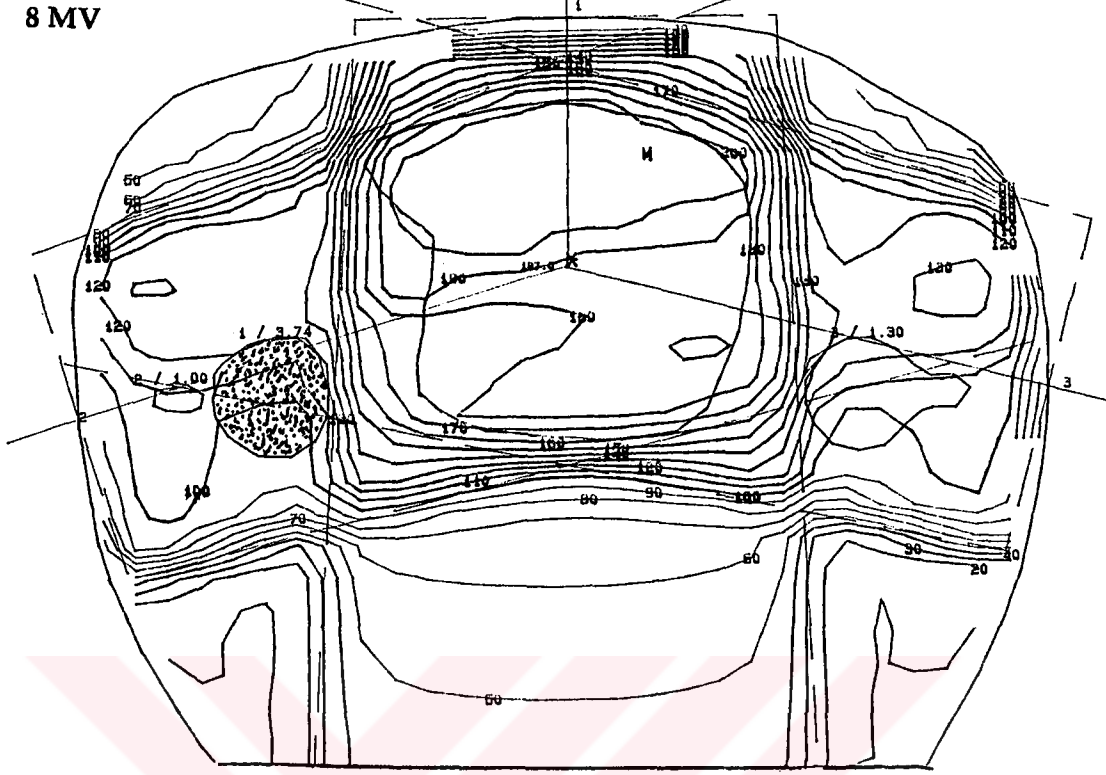
Kalça protezi bulunan mesane Ca'lı bir olguda 8MV foton huzmesi ile 3 alandan yapılan tedavi için inhomojenite düzeltmesi yapılmamış ve yapılmış durumlarda, target volümdeki doz değişimi ve referans noktasında elde edilen yüzde derin doza her bir ışının katkısı Şekil-30 ve Şekil-31 de gösterilmiştir.



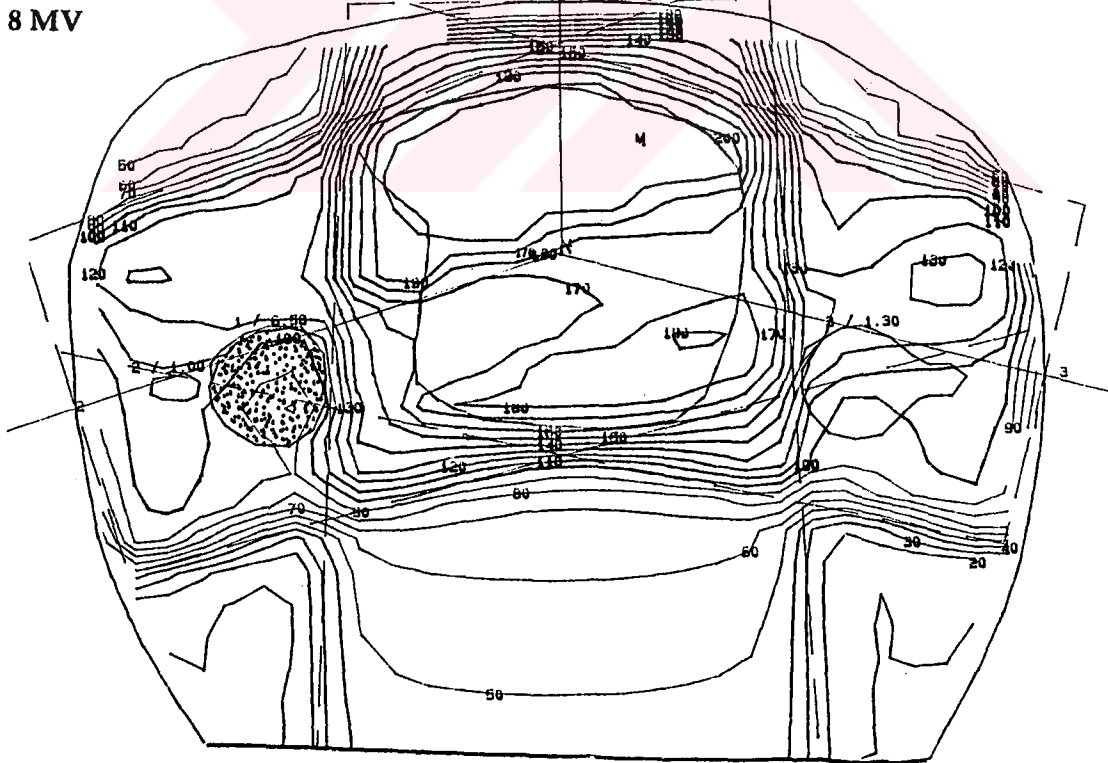
ŞEKİL 30- Mesane Ca'lı bir hastanın 3 alandan 8 MV foton huzmesiyle tedavisinde doz dağılımı (inhomojenite düzeltmesi yapılmamış)

1.ışın=%82.7, 2.ışın=%58.3, 3.ışın=%59.6; Top=%200.6/300

8 MV



8 MV



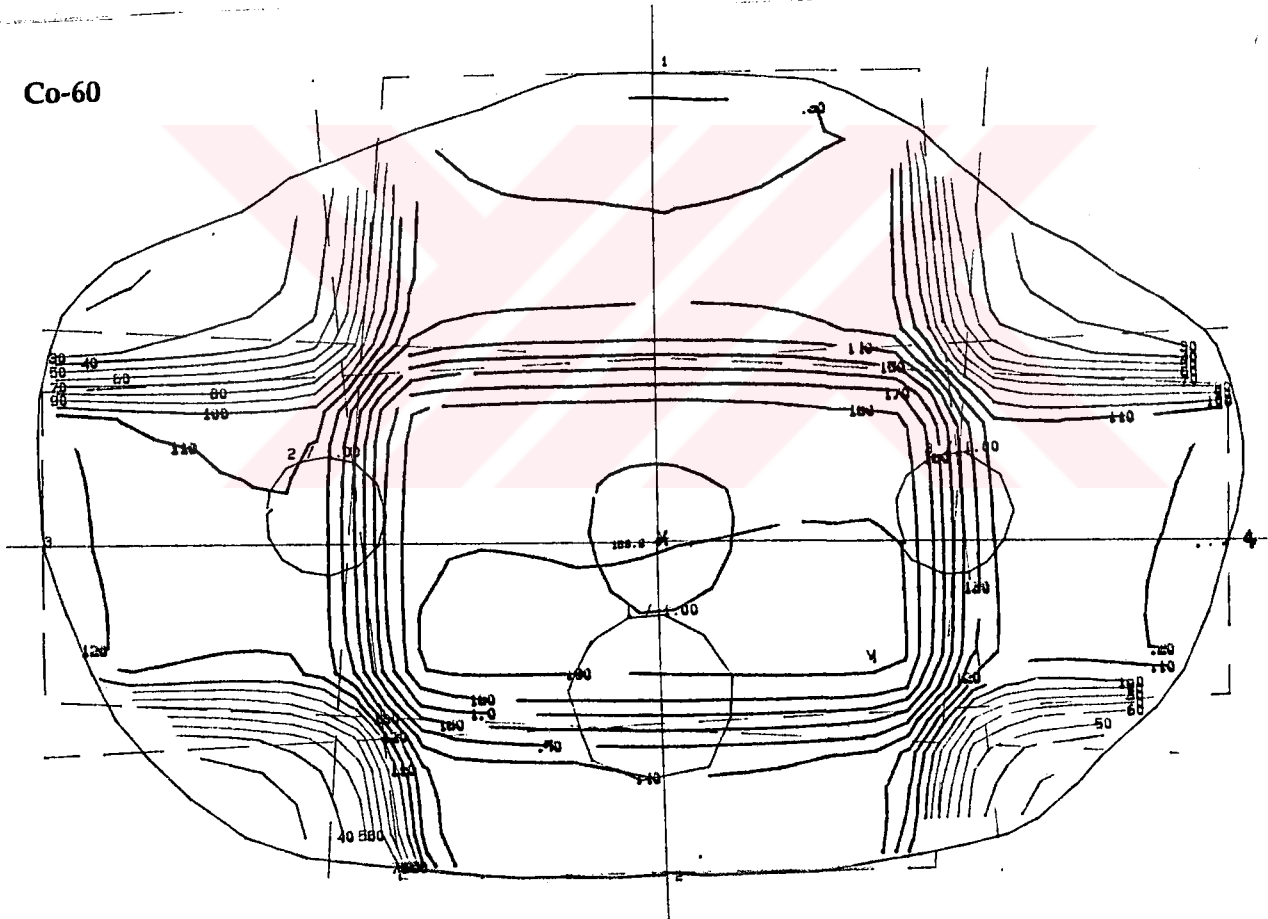
ŞEKİL 31-

Aynı hastanın titanyum ve paslanmaz çelik protez için inhomojenite düzeltmesi yapılmış durumda doz dağılımı (8 MV foton huzmesi)

(a) Protezin elektron yoğunluğu=3.74 1.işın=%82.7, 2.işın=%45.0, 3.işın=%59.3; Top=%187.0/300

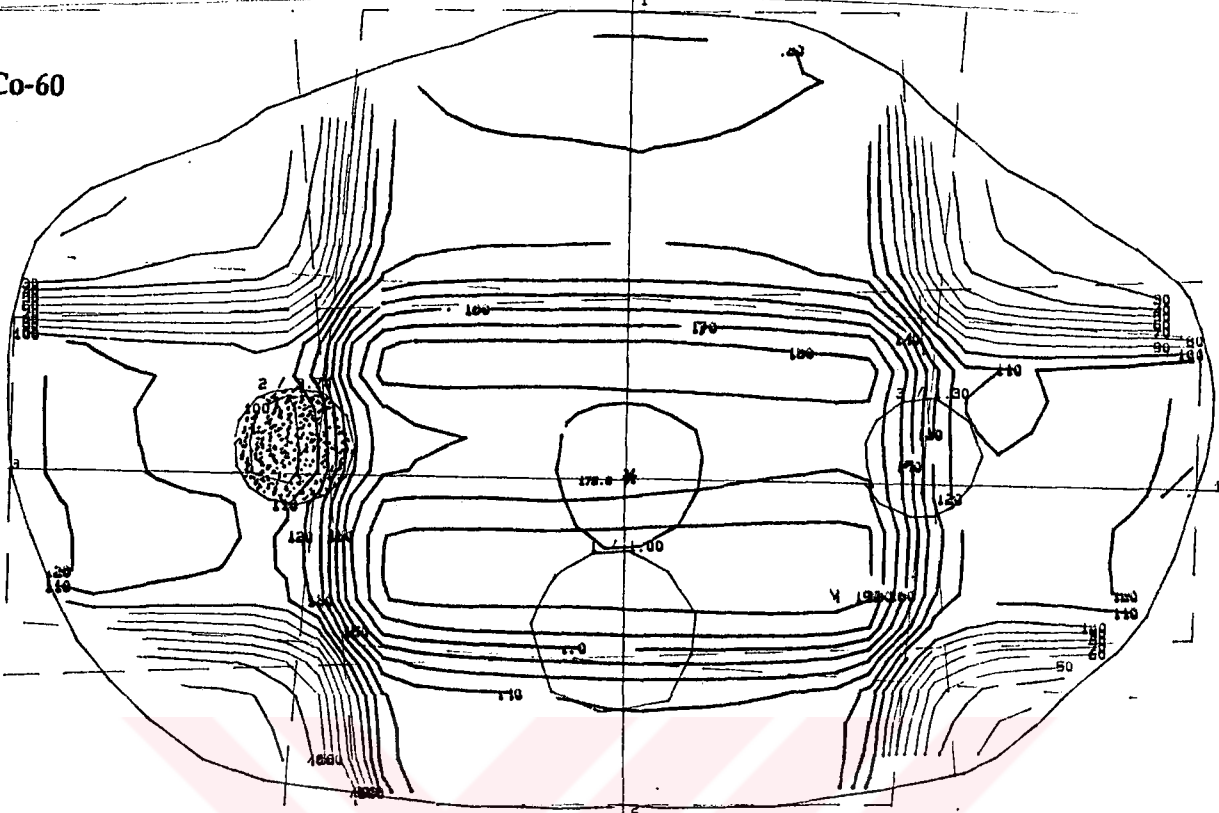
(b) Protezin elektron yoğunluğu=6.58 1.işın=%82.7, 2.işın=%34.2, 3.işın=%59.3; Top=%176.2/300

Kalça protezi bulunan prostat Ca'lı bir olguda Co-60 ışını ile 4 alandan (box) yapılan tedavi için; inhomojenite düzeltilmesi yapılmamış ve yapılmış durumlarda, target volümdeki doz değişimi ve referans noktasında elde edilen yüzde derin doza her bir ışının katkısı Şekil-32 ve Şekil-33 de gösterilmiştir.

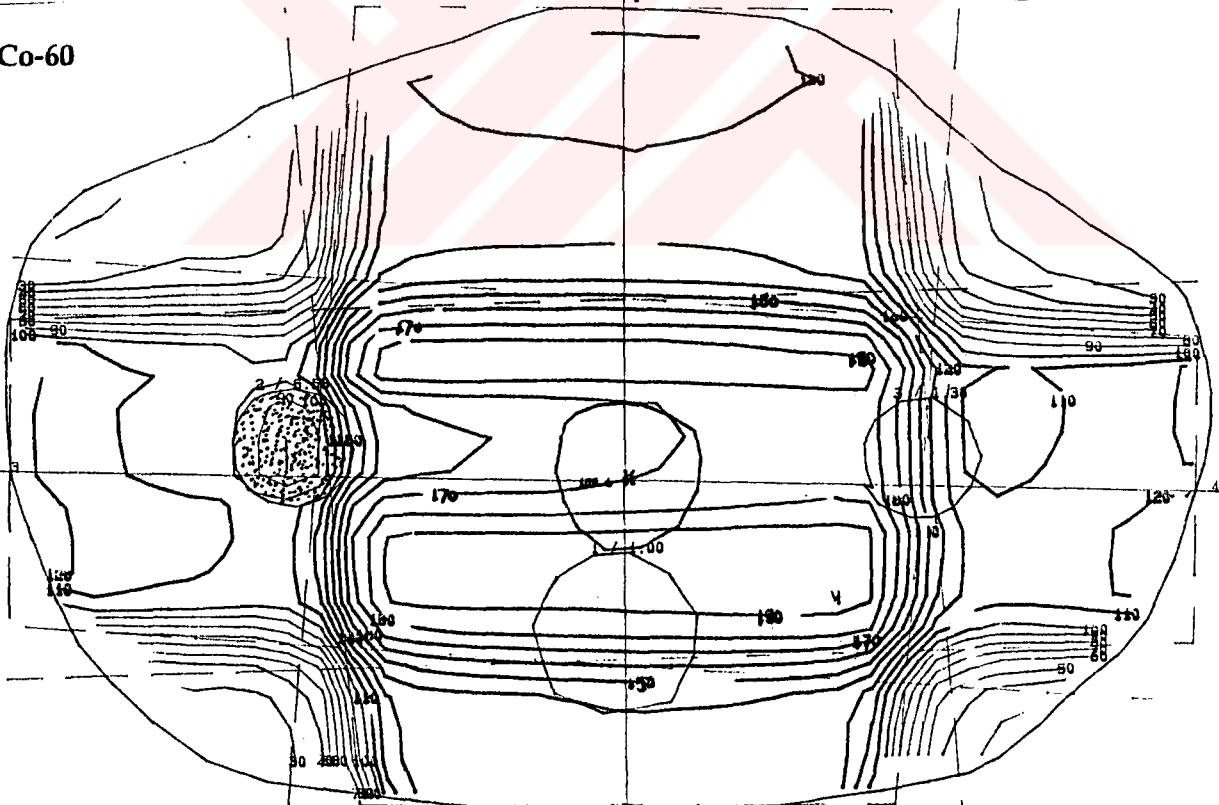


ŞEKİL 32- Prostat Ca'lı bir hastanın 4 alandan (box) Co-60 ışını ile ışınlanmasında doz dağılımı (inhomojenite düzeltilmesi yapılmamış)
1.ışın=%49.9, 2.ışın=%64.0, 3.ışın=%36.4, 4.ışın=%39.7; Top=%189.0/400

Co-60



Co-60

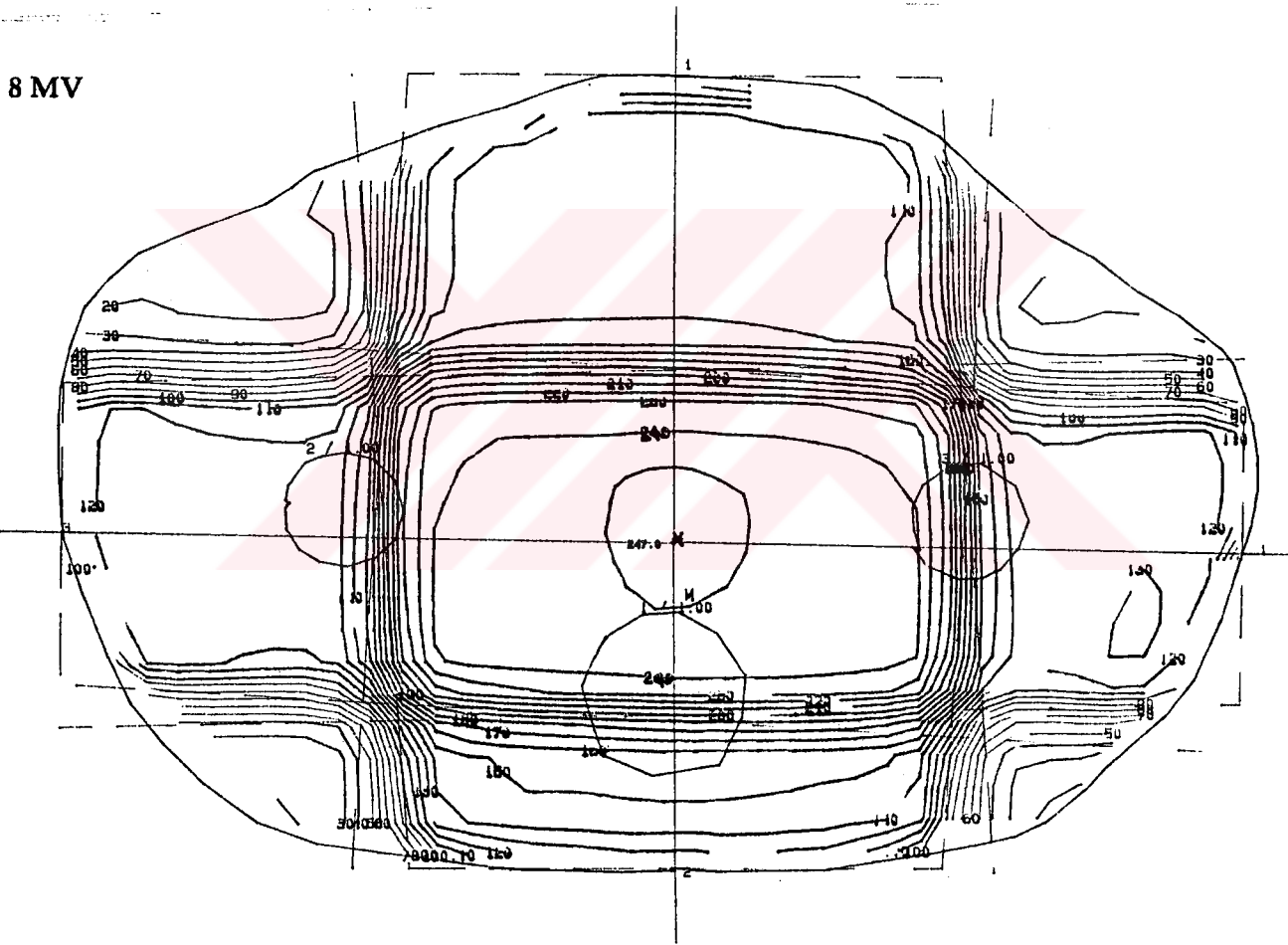


ŞEKİL 33- Aynı hastanın titanyum ve paslanmaz çelik protez için inhomojenite düzeltmesi yapılmış durumda doz dağılımı(Co-60)

(a) Protezin elektron yoğunluğu=3.74 1.ışın=%49.9, 2.ışın=%64.0, 3.ışın=%24.6, 4.ışın=%38.2; Top=%176.7/400

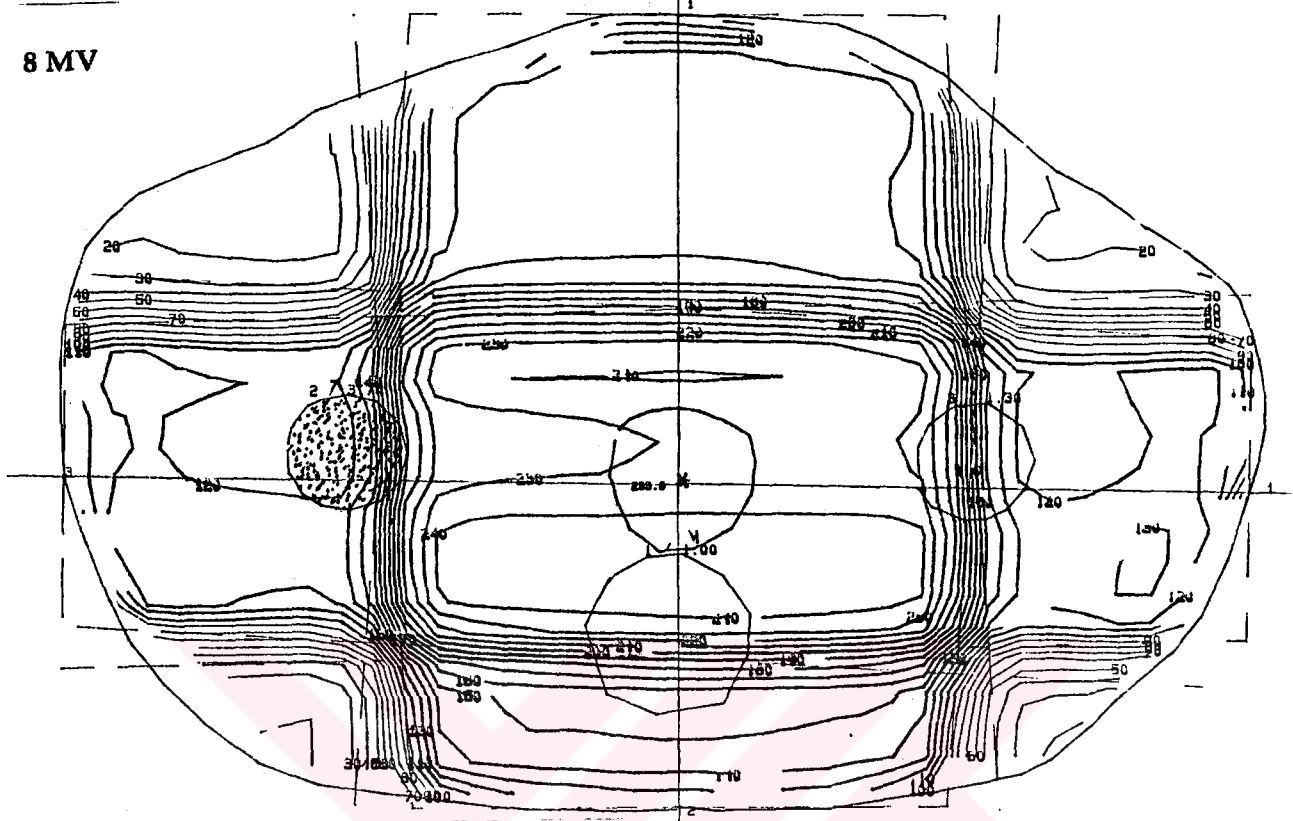
(b) Protezin elektron yoğunluğu=6.58 1.ışın=%49.9, 2.ışın=%64.0, 3.ışın=%17.1, 4.ışın=%38.2 Top=%169.2/400

Kalça protezi bulunan prostat Ca'lı bir olguda 8 MV foton huzmesi ile 4 alandan (box) yapılan tedavi için ; inhomojenite düzeltmesi yapılmamış ve yapılmış durumlarda target volümdeki doz değişimi ve referans noktasında elde edilen yüzde derin doza her bir ışının katkısı Şekil-34 ve Şekil-35 de gösterilmiştir.

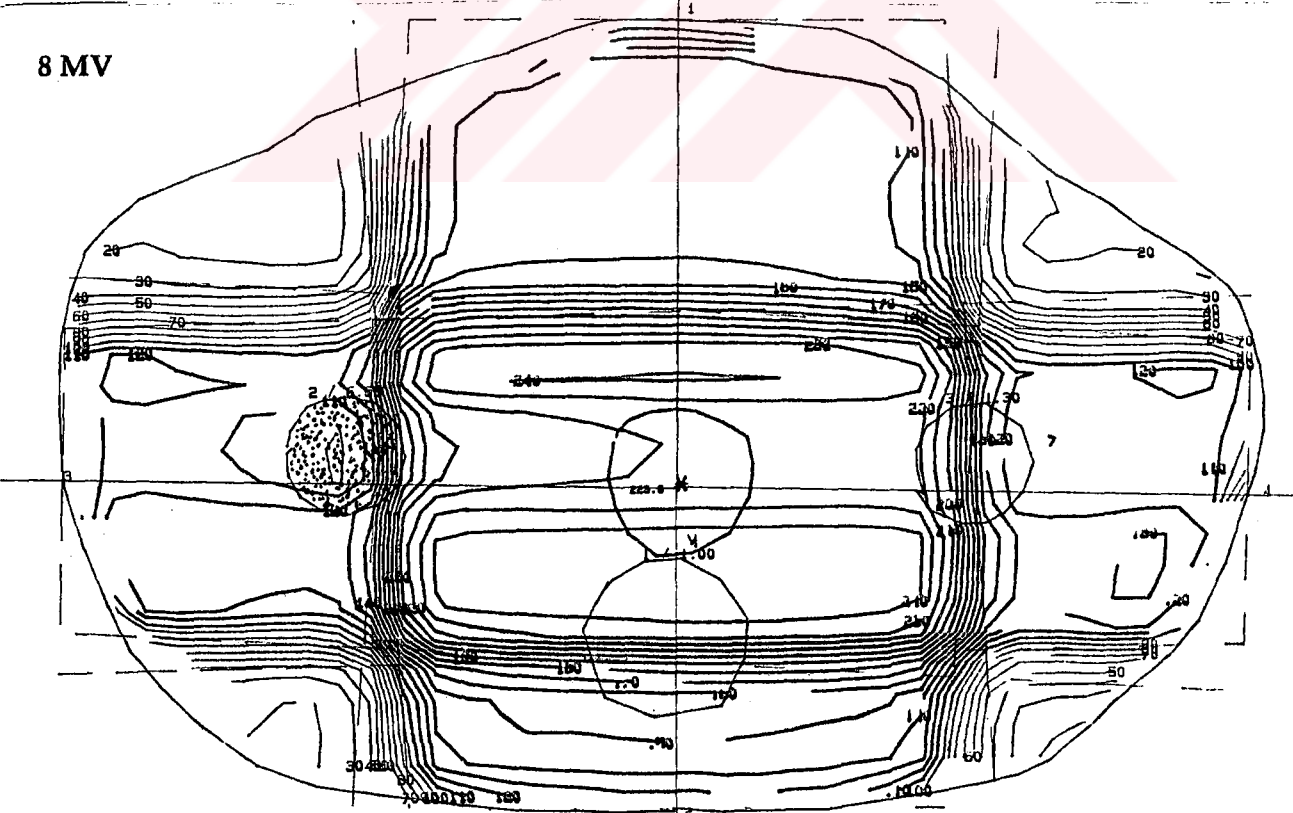


ŞEKİL 34- Prostat Ca'lı bir hastanın 4 alandan (box), 8MV foton huzmesi ile ışınlanmasında doz dağılımı (inhomojenite düzeltmesi yapılmamış)
1.ışın=%64.1, 2.ışın=%76.0, 3.ışın=%51.9, 4.ışın=%55.0; Top=%247.0/400

8 MV



8 MV



ŞEKİL 35- Aynı hastanın titanyum ve paslanmaz çelik protez için inhomojenite düzeltmesi yapılmış durumda doz dağılımı(8 MV foton huzmesi);

(a) Protezin elektron yoğunluğu=3.74 1.ışın=%64.1, 2.ışın=%76.0, 3.ışın=%39.7, 4.ışın=%53.7; Top=%233.5/400

(b) Protezin elektron yoğunluğu=6.58 1.ışın=%64.1, 2.ışın=%76.0, 3.ışın=%30.1, 4.ışın=%53.7; Top=%223.9/400

VI-TARTIŞMA

1-Titanyum ve çeşitli çaplardaki paslanmaz çelik protezlerle 3 farklı düzlemde (Şekil-12), maksimum azalma ve azalma oranı (Şekil 13), Co-60 ışını ve 8 MV foton huzmesinde araştırıldı.

Bu protezlerle Co-60 ışınlarında maksimum azalma hesaplamalarında 1. ve 2. düzlemler arasında büyük bir farklılık bulunmadı (%0.0 - %1.3).

Protezin gövdesini içine alan 3. düzlemdeki maksimum azalma 1. ve 2. düzlemlere göre (%7.5 - %52.5) değişiklik gösterdi. En az değişiklik içi dolu paslanmaz çelik protezde bulundu (%7.5).

8 MV foton huzmesinde de, maksimum azalma hesaplamalarında 1. ve 2. düzlemler arasında büyük bir farklılık bulunmadı (%1.8 - %2.0).

Protezin gövdesini içine alan 3. düzlemdeki maksimum azalma 1. ve 2. düzlemlere göre (%5.0 - %94.0) değişiklik gösterdi.

Protezin kafası arkasında (1. ve 2. düzlem) yapılan maksimum azalma hesaplamalarında, Co-60 ışını ve 8 MV foton huzmesi için içi dolu paslanmaz çelik protezin (elektron yoğunluğu=6.58) maksimum azalması titanyum protezinkinden (elektron yoğunluğu=3.74) daha fazlaydı.

Co-60 ışını için maksimum azalma; paslanmaz çelik için %54.0, titanyum için %28.0, 8 MV foton huzmesi için maksimum azalma; paslanmaz çelik için %45.5, titanyum için %24.75 olarak bulundu.

Titanyuma göre elektron yoğunluğu yaklaşık iki kat fazla olan paslanmaz çelik protezin maksimum azalma oranı, titanyuma göre yaklaşık iki kat fazla olmaktadır.

Hudson ve arkadaşları, absorplayıcının relatif elektron yoğunluğu 2 katına çıktığında dozda 2 kat daha fazla azalma olduğunu bildirmişlerdir (6).

Sibata ve arkadaşları da; 6 MV ve 18 MV foton huzmelerinde, 32 mm çaplı içi dolu titanyum ve 46 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protezle çalışmışlardır. Onların çalışmalarına benzer olan bizim çalışmamızın sonuçları Tablo-12'de birlikte sunulmuştur.

TABLO 12-

Sibata ve arkadaşlarının çalışmaları ve bizim çalışmamızın sonuçları;

Birinci değerler ; protezin kafası arkasındaki profillerden (1. ve 2.düzlem)
İkinci değerler ise protezin kafası ve gövdesini içine alan (3. düzlem)
profillerden elde edilmiştir.

Protez malzemesi Enerji	6MV	8MV
	Sibata ve arkadaşları	SSK
Titanyum (içi dolu) (maksimum azalma)	%28.0 - %28.0	%24.75 - %26.0
Paslanmaz çelik (içi boş) (maksimum azalma)	%24.0 - %44.0	%24.75 - %48.0
Titanyum (içi dolu) (azalma oranı)	%18.0 - %24.0	%13.7 - %16.0
Paslanmaz çelik (içi boş) (azalma oranı)	%8.0 - %27.0	%7.5 - %14.6

Profillerde, maksimum değerden protez altındaki minimum değer çıkarılması ile elde edilen maksimum azalma değerleri literatür ile uyumludur (13).

Buna karşılık protezin gövdesini de içine alan profillerden elde edilen azalma oranlarında bir farklılık söz konusudur. Bunun, protezlerin gövde yapılarının farklı olmasının bir sonucu olduğunu düşünmekteyiz.

2-Protezli ve protezsiz dozların oranının alanla değişimi:

Co-60 ışını, 32 mm çaplı içi dolu paslanmaz çelik protezde=0.570-0.575(%0.8)

8 MV foton huzmesi, 32 mm çaplı içi dolu paslanmaz çelik protez=0.630-0.635(%0.7)

Co-60 ışını, 32 mm çaplı içi dolu titanyum protezde=0.700-0.712(%1.6)

8 MV foton huzmesi, 32 mm çaplı içi dolu titanyum protezde=0.782-0.784(%0.2)

Co-60 ışını, 45 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protezde=1.040-1.047(%0.6)

8MV foton huzmesi, 45 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protezde=1.035-1.038(%0.2)

arasında değişmektedir(Şekil-19).

Biggs ve Russell aynı çalışmayı Co-60 ışını, 10 MV ve 25 MV foton huzmeleri için yapmışlar ve 3 mm duvar kalınlıklı, 50 mm çaplı içi boş paslanmaz çelik protez kullanmışlardır.

Co-60 ışını için farklı büyüklükteki alanlarda protezli ve protezsiz dozların oranında elde ettikleri sonuçlar 1.05 ± 0.02 arasında değişmekteydi (Şekil-7) (1). Buna benzer protez için bizim Co-60 ışınında elde ettiğimiz sonuçlar 1.043 ± 0.04 arasında değişmekteydi (Şekil-19).

Sonuçlarımız literatür ile uyumludur.

3- Çeşitli protez malzemeleri için protezin arkasında farklı derinliklerde alınan profillerde derinlik ile dozdaki azalmanın değişimin incelenmesi literatürde oldukça kısıtlıdır.

Sibata ve arkadaşlarının 28 mm çaplı içi dolu titanyum protezle, 6 MV'luk foton huzmesinde 10x15 cm'lik alanda 10 cm, 15 cm, 20 cm derinlikteki sonuçları ile bizim 8 MV foton ışın huzmesinde 10x10 cm'lik alanda 32 mm çaplı titanyum protez için elde ettiğimiz sonuçlar uyumludur (Tablo-13). Sibata ve arkadaşları ölçümleri 1 düzlemde yaptığı için sonuç bir değer ile verildi. Biz ise ölçümlerimizi 3 düzlemde yaptığımızdan, sonuçlarımızda minimum ve maksimum değerleri bildirdik.

TABLO 13-Derinlik ile dozdaki azalmaların değişimi.

Enerji Derinlik	10 cm	15 cm	20 cm
6MV (Sibata)	%24.0	%19.0	%13.0
8MV (SSK)	%24.5-%26.0	%17-%19.0	%13.0-%15.0

Protezlerin elektron yoğunluğu=3.74

Tabloya bakıldığında derinlik ile dozdaki azalmanın azaldığı görülmektedir.

Sibata ve arkadaşlarının Co-Cr (elektron yoğunluğu=6.84) alaşımından yapılmış 28 mm çaplı protez için 6 MV'luk foton huzmesinde 10x15 cm'lik alanda elde ettikleri sonuçlar, bizim paslanmaz çelik (elektron yoğunluğu=6.54) 32 mm çaplı protezle, 8 MV'luk foton huzmesinde 10x10 cm'lik alanda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumludur (Tablo-14).

TABLO 14- Derinlik ile dozdaki azalmanın değişimi

Enerji Derinlik	10 cm	15 cm	20 cm
6MV(Sibata)	%44.0	%33.0	%24.0
8MV (SSK)	%45-%50	%31.5-%38.0	%23.0-%29.5

Protezlerin elektron yoğunluğu=6.54-6.84

Artan derinlikle, dozdaki değişim azalmaktadır.

Megavoltaj ışınlarında yüzde derin doz değerlerinin derinlik ile azalmasının oranı, daha düşük enerjili ışınlar göre daha azdır. Bu yüksek enerjili ışınların giricilik özelliğinin daha fazla olmasının bir neticesidir ve yüksek enerjili ışınların önemli avantajlarından biridir (8,10).

Aynı malzemeden yapılmış protez ile dozdaki maksimum azalma, 8 MV foton huzmesinde, Co-60 ışınına göre daha düşük olmaktadır (Tablo-2,Tablo-3).

4- Co-60 ışınlarıyla 1 dakika, 8 MV foton huzmesiyle 100 MU verilerek ölçülen protezli protezsiz dozların oranının derinlikle değişimi, kullanılan ışının enerjisine, protezin yapısına ve elektron yoğunluğuna bağlı olarak değişmektedir. Bu oran, Co-60 ışınlarında içi dolu protezler için 0.57-0.69 arasında değişirken, içi boş protezlerde, 1.048-1.084 arasında olmaktadır (Tablo-4).

8 MV foton huzmesinde ise oran, içi dolu protezler için 0.63-0.78 arasında değişirken, içi boş protezlerde 1.03-1.05 arasında değiştiği görüldü (Tablo-5).

Bu sonuçlardan içi boş protezlerin protez arkasındaki dozda büyük bir azalmaya neden olmadığı ve bu protezlerin kullanımının bir avantaj olduğu görüldü.

Biggs ve Russell 5 cm çaplı içi boş paslanmaz çelik protez için yaptıkları ölçümlerde, bu oranı, Co-60 ışınları için 1.05 ± 0.02 , 10 MV foton huzmesi için 1.02 ± 0.01 bulmuşlardır (1).

Çalışmamızın sonuçları literatürle karşılaştırıldığında sonuçların uyumlu olduğu görüldü.

5-TLD yöntemiyle kalça protezlerinin ön ve arka yüzeylerindeki kontakt dozlardaki değişim ölçülmüş, protezlerin ön yüzeyinde, dozda her iki enerji için artış gözlenmiştir (Tablo-6, Tablo-7). Protezlerin ön yüzeyinde dozdaki bu artış; yüksek atom numaralı malzemeye düşen gamma ışını veya foton huzmelerinin madde ile etkileşmesinden açığa çıkan sekonder elektronların geri saçılmasından kaynaklanmaktadır (4,12).

Kompton olayının önem kazandığı Co-60 (1.25 MeV) ışınında içi dolu titanyum ve paslanmaz çelik protez için, protezlerin ön yüzeyinde sekonder elektronların geri saçılmasından meydana gelen doz artışının eşit olduğu görülmektedir. Bunun nedeni; kompton etkileşmesinin malzemenin atom numarasından (Z) bağımsız olmasıdır (5,8,10).

Yüksek enerjili fotonların madde ile etkileşmesinde kompton olayının yanında çift teşekkül olayı da önem kazanmaya başlar ve doz malzemenin atom numarasının karesi (Z^2) ile artış gösterir (8,10,12).

8MV foton huzmesinde; paslanmaz çelik malzeme için kompton etkileşimi % 54.6 iken çift teşekkül olayının katkısı % 45.4 dür. Aynı enerji için titanyum malzemede kompton etkileşimi % 63.0 iken çift teşekkül olayının katkısı % 37.0 dır (8).

8 MV foton huzmesinde paslanmaz çelik protez önünde dozda +%26.5'luk doz artışı bulunmuştur. 8 MV foton huzmesinde paslanmaz çelik protezin ($Z=26.7$) ön yüzeyindeki doz artışı titanyum proteze ($Z=21.4$) göre fazla olmuştur. Bu da paslanmaz çeliğin elektron yoğunluğunun, titanyumun elektron yoğunluğundan büyük (yaklaşık 2 kat) olması nedeniyle, saçılmanın fazla olmasından kaynaklanmaktadır.

Sailer ve arkadaşları da yapmış oldukları çalışmada; 8 MV foton huzmesi için paslanmaz çelik plaka önünde dozda % 30'luk bir doz artışı elde etmişlerdir (1). Sonuçta; yüksek atom numaralı malzemede sekonder elektronların geri saçılmasıyla malzemenin ön yüzeyindeki dozda meydana gelen artış Co- 60 ışınında 8 MV foton ışınından daha düşüktür (4).

TLD ile, protezin arka yüzeyinde yapılan doz ölçümlerinde, çok geniş çaplı protezler hariç, dozda azalma gözlenmiştir (Tablo-6,Tablo-7). Protezlerin arkasında dozdaki azalma eşit kalınlıktaki malzeme için; paslanmaz çelik protezde, titanyum protezdekinin iki katıdır. Bu paslanmaz çeliğin elektron yoğunluğunun, titanyumun elektron yoğunluğunun iki katı olmasındandır.

58 mm çaplı protezlerin arka yüzündeki dozda ise artış görülmüştür. Bu artış, büyük bir hava boşluğundan sonra yeniden build-up oluşumunu sergilemektedir.

Çalışmamızda, Hazuka ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada elde ettikleri sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmiştir (7).

6- Şekil 16 daki set-up'a göre ortama yüksek elektron yoğunluklu bir malzeme konulduğunda, malzemenin arkasında farklı derinliklerde TAR hesap metoduyla elde edilen derin doz yüzde değeriyle, Nucletron tedavi planlama bilgisayarının vermiş olduğu derin doz yüzde değerinin oranı 0.97-1.045 arasındadır (Tablo-8,9,10,11).

Bu değerler TAR hesaplama yöntemiyle yapılan inhomojenite düzeltmesinin bilgisayar düzeltmeleriyle uyumlu olduğunu göstermektedir.

7-Su fontomunda elde edilen profil bilgileri,bilgisayardan elde edilen profil bilgileri ile karşılaştırıldığında, Co-60 ve 8MV foton enerjilerinde içi dolu titantum protez için fark \mp % 2 iken, paslanmaz çelik protez ile Co-60 da fark \mp % 2, 8 MV foton enerjisinde +% 4 bulunmuştur.

Bu sonuçlardan protezle ilgili bilgilerin bilgisayara girişinde bir düzeltme faktörüne gerek olmadığı, ancak 8 MV'da paslanmaz çelik protez için % 4'lük farkın hesaplarda göz önüne alınması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Hazuka ve arkadaşları kullandıkları program için yapmış oldukları araştırmada; 4 MV'luk foton huzmesinde % 9'luk fark bulmuşlar ve elektron yoğunluğuna bir düzeltme faktörü girilmesi gerektiğini vurgulamışlardı. 10 MV'luk foton huzmesinde buldukları % 2.5'luk fark için bir düzeltme faktörüne gerek kalmadığını bildirmişlerdir(6).

Sibata ve arkadaşları da, yapmış oldukları çalışmada; 6 MV'luk foton huzmesinde elde ettikleri bilgisayar verilerinin titanyum ve Co-Cr alaşımından yapılmış protezler için % 2'lik bir fark gösterdiğini buldular ve bir düzeltme faktörüne gerek kalmadığını bildirdiler. 18 MV'ta yüksek elektron yoğunluklu Co-Cr alaşım için; protezin merkezi eksenini arkasında %8.0'lik bir fark bulmuşlardır ve protez malzemesi ile protez geometrisinin bilinmesi durumunda 6 MV ve 18 MV foton huzmelerinde bir kalça protezinin arkasındaki dozu bilmek için tedavi planlama sistemlerindeki inhomojenite düzeltme algoritmasının kullanılabileceğini bildirdiler (14).

Hazuka ve arkadaşlarının çalışmalarını yaptıkları tedavi planlama bilgisayarı inhomojenite düzeltmesinde (TMR) doku maksimum oranı metodunu kullanırken (6), Sibata ve arkadaşlarınınkinde eşdeğer iz uzunluğu metodu (14), bizim sistemimizde ise (TAR) doku hava oranı metodu kullanılmaktadır.

Yapılan çalışmalarda ortaya çıkan küçük farklılıkların; tedavi planlama sistemlerinde kullanılan farklı inhomojenite düzeltme metodlarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

8- 3 alandan mesane CA ışınlamasında protezi içine alan ışının (2. ışın) (Şekil-28,29,30,31) referans noktasındaki derin doz yüzdesine katkısı

Co-60 ışını için:

İnhomojenite düzeltmesi yapılmamış	%DD=%43.1
$\rho_e=3.74$ inhomojenite düzeltmesi yapılmamış	%DD=%29.2 Dozdaki azalma= -%32.0
$\rho_e=6.58$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%19.6 Dozdaki azalma= -%54.0

8MV foton huzmesi için:

İnhomojenite düzeltmesi yapılmamış	%DD=%58.3
$\rho_e=3.74$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%45.0 Dozdaki azalma= -%23.0
$\rho_e=6.58$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%34.2 Dozdaki azalma= -%41.0

4 alandan (box) prostat Ca ışınlamasında protezi içine alan ışının (3.ışın) (Şekil-32,33,34,35) referans noktasındaki derin doz yüzdesine katkısı.

Co-60 ışını için:

inhomojenite düzeltmesi yapılmamış,	%DD=%36.4
$\rho_e=3.74$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%24.6 Dozdaki azalma= -%32.4
$\rho_e=6.58$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%17.1 Dozdaki azalma= -%53.0

8MV foton huzmesi için:

inhomojenite düzeltmesi yapılmamış	%DD=%51.9
$\rho_e=3.74$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%39.7 Dozdaki azalma= -%23.5
$\rho_e=6.58$ inhomojenite düzeltmesi yapılmış	%DD=%30.1 Dozdaki azalma= -%42.0

Her iki tedavi planında inhomojeniteler arkasında dozda meydana gelen azalmanın, ölçüm neticelerimizle uyumlu olduğu görülmektedir (Tablo 1).

VII-SONUÇ VE ÖZET

Pelviste yerleşimli malign bir hastalığın yanında, kalça protezi bulunan hastada yüksek enerjili ışınlarla yapılan radyoterapide protezin tedavi volümünde meydana getireceği doz inhomojenitesi kaçınılmaz bir gerçektir.

Çalışmamızda; 9 adet kalça protezinin Co-60 gamma ışını ve 8MV foton ışınlarında, dozda meydana getirdiği değişiklik incelendi.

Sonuçta; içi dolu titanyum ve paslanmaz çelik protezlerin arkasında farklı düzlemlerde alınan ölçümlerden hesaplanan maksimum azalma ve azalma oranlarının değerlerinin büyük bir değişim göstermediği görüldü.

İçi boş paslanmaz çelik protezlerde ise, hesaplanan maksimum azalma ve azalma oranları; protezin kafası arkasındaki düzlemde elde edilen sonuçlar ile protezin gövdesinde içine alan düzlemde elde edilen sonuçlar arasında büyük bir farklılık gözlemlendi. Her bir protez için hesaplanan ve tablo şeklinde sunulan maksimum azalma ve azalma oranlarının; inhomojenite düzeltilmesi yapan tedavi planlama bilgisayarına sahip olmayan kliniklerde klinisyene kolaylık sağlayacağı düşünülmektedir.

Protezi içine alan tedavi alanının büyüklüğüne bağlı olarak dozdaki değişim; 8MV foton huzmeleri için (%0.2-%0.7), Co-60 ışınlarından (%0.6-%1.6) daha az bulunmuştur.

Protezin arkasında; derinlikle dozdaki azalma yüksek enerjili ışınlarda, Co-60 ışınlarına göre daha az olmaktadır. Bu sebepten bu vakaların tedavisinde, kalça protezinin tedavi alanı içerisine girmesi durumunda daha yüksek enerjili ışınların seçilmesi faydalı olacaktır.

Titanyum ve paslanmaz çelik protezlerin kafaları arkasında su fantomunda iyon odası kullanılarak alınan protezli ve protezsiz dozların oranı ölçülmüş ve sonuçta;

İçi boş paslanmaz çelik protezin, dozda meydana getirdiği değişikliğin (protezli dozun protezsiz doza oranı) 1'e yakın olduğu görülmüştür.

İçi dolu protezler için, paslanmaz çelik protezin dozda meydana getirdiği değişiklik, titanyum protezin meydana getirdiği değişiklikten daha fazla bulunmuştur (Co-60 için %17.5, 8MV foton huzmesi için %19.0). Bu nedenle titanyum protez, kullanım için bir tercih sebebi olmalıdır.

TLD ile yapılan kontakt doz ölçümlerinde; tüm protezler için, protezin ön yüzeyindeki doz artışı 8MV foton huzmeleri için, Co-60 ışınlarından daha fazla bulunmuştur. Protezlerin arka yüzeyinde; dozdaki azalmanın her iki enerjide titanyum protez için daha düşük olduğu gözlenmiştir. Çapı 58 mm olan içi boş paslanmaz çelik protezde ise arka yüzey dozunda artış görülmüştür. Bu sonuç, yeniden build-up oluşumunu göstermektedir.

Protez arkasında TAR metodu ile hesaplanan derin doz yüzde değerlerinin, Nucletron tedavi planlama bilgisayar verileri ile karşılaştırılmasında uyumlu sonuçlar elde edildi (0.97-1.045).

Su fantomunda elde edilen profil eğrileri ile, tedavi planlama bilgisayarından elde edilen profil eğrileri karşılaştırıldı, sonuçta;

Co-60 ışını için titanyum ve paslanmaz çelik protezde %2 lik bir fark bulundu. 8MV foton huzmesi için titanyum protezde fark %2, paslanmaz çelik protezde ise %4 fark bulundu. Bunun sonucunda; içi dolu paslanmaz çelik protezle 8MV foton huzmesinde yapılan ışınlamada tedavi planlamasında elde edilen yüzde derin doz değerine %4 lük bir ilave yapılması ile doğru sonuca varılabileceği düşünülmektedir.

Mesane ve prostat Ca olgularının örnek olarak verildiği tedavi planlamalarında inhomojenite düzeltilmesi yapıldığında tedavi volümündeki dozda farklılıkların ortaya çıktığı görülmüştür.

Özet olarak; yüksek enerjili fotonlarla yapılan radyoterapide metal implantların tedavi volümünü gölgelemesi önlenemiyorsa, öncelikle bu implantların yapıldıkları

malzemenin cinsi, elektron yoğunluğu implantın geometrik şeklinin bilinmesi gerekir. Protezlerin iç yapısı hakkında radyolojik tetkiklerle bilgi edilmesi mümkün değildir. Radyoterapi sırasında çekilen port filmlerle protezin iç yapısı hakkında bilgi edinilebilir. Bu sebepten ortopedik sorunu olan ve kalça protezi takılması düşünülen hastaların dosyalarına operasyon sırasında kullanılan protez malzemesinin cinsi, çapı, içinin boş olup olmadığı kaydedilmelidir. Böyle bir operasyon geçirmiş bir hastanın, daha sonra malign bir hastalık nedeniyle yapılacak radyoterapisinde, bu protezlerin tedavi volümünü gölgelemesinin önüne geçilmediği durumlarda, bu protez bilgileri tedavi planlamasına yardımcı olacaktır.

Yapılan çalışmada; düşük elektron yoğunluklu titanyum protezlerin paslanmaz çelik protezlere göre her iki ışın enerjisinde, dozda daha az değişmeye neden olmaları ve aşınma veya çatlama açısından daha dayanıklı olmaları nedeniyle, kullanımda öncelikle tercih edilmelidir.

İç boş paslanmaz çelik protezler, içi dolu paslanmaz çelik protezlere oranla protezin kafasının arkasındaki dozda daha az değişikliğe sebep olmalarına karşın protezin gövde bölgesinin arkasındaki büyük doz değişikliği göz önünde tutulmalıdır.

Yüksek enerjili fotonlarla yapılan radyoterapide; protez arkasındaki doz değişimi Co-60 ışınlarına göre daha az olduğundan, radyasyon onkologları tarafından bu hastaların tedavisinde yüksek enerjili ışınlar tercih edilmelidir.

Protezi olan hastalarda tedavi volümü, ön-arka alandan ışınlamalarla yapılmalı, protezin tedavi volümünü gölgeleyeceği lateral alan ışınlamalardan kaçınılmalıdır. Bunun mümkün olmadığı durumlarda ise Y-şekilli üç alan, 4 alan veya daha fazla alanlardan ışınlamaya yönelmenin faydalı olacağı düşünülmektedir.

Protezlerin tedavi volümünü gölgelemesinden kaçınılmadığı zaman ise, tedavi planlamasının inhomojenite düzeltilmesi yapılarak değerlendirilmesi gerektiği düşüncesindeyiz. Bu konuda; Radyasyon Onkoloğu, Fizikçi ve Ortopedistler arasında sağlıklı bilgi alışverişinin tedavideki başarıyı arttıracığı görüşünderiz.

SUMMARY

Radiotherapy treatment of patients having a hip prosthesis is a common problem facing physicists when the treatment plan requires irradiation of the pelvic area. To quantify the perturbation of these devices, attenuation studies were done with Co-60 gamma rays and 8 MV photon beams using various hip prosthesis models with varying size and composition. The perturbation caused by the hip prosthesis is significant for all cases studied and the treatment plan should consider this effect.

A maximum attenuation of 70% was found for along the stem of the stainless-steel prosthesis. Since this occurs in relatively small regions under the prosthesis, the index of perturbation was defined and calculated for the prosthesis studied. This index, which represents the average attenuation of the prosthesis, varies from 5.6 to 31.6 % for the prosthesis and energies studied.

The index and the maximum attenuation should provide enough clinical information to aid the clinician to assess a treatment plan, even when no capability for inhomogeneity correction is available.

It was also found that the algorithm used in the Nucletron external treatment planning programme may be used to predict the dose distribution under a femoral hip prosthesis for Co-60 and 8 MV photon beams within acceptable uncertainty, assuming the geometry and metallic alloy and electron density relative to water are known.

Measurements also indicate a strong backscatter dose enhancement close to the prosthesis at all energies. All these effects should be carefully considered, when treatment plans are prepared for a patient with such a prosthesis and every effort made to plan the fields around it.

Consequently, the weighting of the anterior and posterior beams was increased and the lateral contribution was decreased. The degree of modification will depend on the type of alloy used in the artificial hip, its cross-sectional thickness and on its location with respect to the target volume. If it is not possible to avoid the structure, its significance should be minimized by the use of multiple fields.

The optimum choice of energy should be made with a probable preference for higher energy beams.

It is clear that heterogeneity corrections should be made to account for the presence of hip prosthesis in treated fields.

We believe that quality of treatment depends mostly on the experience of the whole staff, on good cooperation between radiotherapists, physicist and orthopedist.

VIII-KAYNAKLAR

- 1- Biggs, P., Russell, J.: Effect of femoral head prosthesis on megavoltage beam radiotherapy. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.* , 14: 581 - 586, 1988.
- 2- Cunningham, J.R.: Tissue heterogeneity characterization and corrections. In Wright, A.E. Boyer, A.L. (eds): *Advances in radiation therapy treatment planning*, 292-309. New York, the American Institute of Physics, 1983.
- 3- Cvitkovic, E., Droz, J.P., Armond, J.P., Khowy, S.: *Handbook of CT in Clinical Oncology*, 2. Baskı, Sayfa: 753 , 1993.
- 4- Das, I. J., Khan, F.M.: Backscatter dose perturbation of high atomic number interfaces in megavoltage photon beams, *Medical Phys.* 16 (3): 367-375, 1989.
- 5- Dutreix, J., Bernand, M.: Dosimetry of interfaces for high energy X and gamma rays, *The British Journal of Radiology*, 39: 205-210, 1966.
- 6- Hazuka, M.B., Ibbott, G.S., Kinzie, J.J.: Hip prosthesis during pelvic irradiation effect and corrections, *Int. J. Rad. Onc. Biol Phys.*, 14: 1311-1317, 1988.
- 7- Hudson, F.R., Crawley, M.T., Samerasekara, M.: Radiotherapy treatment planning for patients fitted with prosthesis, *The British Journal of Radiology*, 57: 603-608, 1984.
- 8- Johns, H.E., Cunningham, J.R.: The interaction of single beams of x and gamma rays with a scattering medium, *The Physics of Radiology*. 4. th edition, 336-380, Charles C. Thomas, Springfield, 1983.
- 9- Kartha, M., Mac Donald, J.C.F.: LiF Surface and depth dose measurements of megavoltage photon and electron beams, *Second International Conference on Medical Physics*. Boston, Massachusetts, 1969.

- 10- Khan, F.M.: Interactions of x and gamma radiations. Corrections for tissue inhomogeneities. *The Physics of Radiation Therapy*, 75-83, 159-173. Baltimore, Williams and Wilkins, 1984.
- 11- Lindsoug , B.A., Lundberg, M.L.: Thermoluminescence and dosimetry, Vol. 3 Edited by Horowitz, Y.S. C.R.C, Boca Raton FL, 1984.
- 12- Mijniheer, B.J., Rice, R.K., Chin, L.M.: Lead-polystyrene transition zone dosimetry in high-energy photon beams. *Radiot. and Onc.* 11: 379-386, 1988.
- 13- Shahabi, S.: Characteristics of external beam photon energy. Depth dose data as a function of energy, 22-23. *Medical Physics Publishing Corporation Madison, Wisconsin*, 1989.
- 14- Sibata, C.H., Mota, H.C., Higgins, P.D., Gaisser, D., Saxton, J.P., Shin, K.H.: Influence of hip prosthesis on high energy photon dose distributions, *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phy.* 18:455-461, 1990.
- 15- Thomas, S.J., Palmer, N.: The use of carbon-loaded thermoluminescent dosimeters for the measurement of surface doses in megavoltage x-ray beams, *Medical Phy.* 16(6): 902-904, 1989.