

Kalça protezli prostat kanseri hastaları için protez arkasındaki doz dağılımının film dozimetre ve özel olarak tasarlanmış fantom kullanılarak değerlendirilmesi

Evaluation of the dose distribution behind the prostheses in prostate cancer patients with hip prostheses using film dosimetry and specially designed phantom

Emre YURTÇU, Sinan HOCA, Nezahat OLACAK, İbrahim OLACAK, Yusuf Ziya HAZERAL, Arif Bülent ARAS

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İzmir

AMAÇ

Radyoterapi uygulanan kalça protezli hastalarda protezin doz dağılımını etkileyip etkilemediği araştırıldı.

OBJECTIVES

We aimed to investigate the effect of hip prostheses on dose distribution in radiotherapy patients.

GEREÇ VE YÖNTEM

Katı su fantomlarının ölçüm kurulumu yapılarak kobalt-krom-molibden ve kobalt-krom-molibden-titanyum kalça protezleri için özel olarak üretilen fantomlar düzenek içine yerleştirildi. 10, 20 ve 30 cm derinliklere filmler konularak 6 MV ve 18 MV fotonlarla protez varken ve yokken 50 cGy dozla ışınladı. Filmlerden elde edilen doz profilleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

METHODS

Solid Water phantom-containing prostheses (cobalt-chromium-molybdenum and cobalt-chromium-molybdenum-titanium) were placed between the phantoms used for the measurements. Films at 10, 20 and 30 cm depths were irradiated for 6 and 18 MV with 50 cGy dose in the presence or not of prosthesis. Dose profiles were evaluated statistically.

BULGULAR

6 ve 18 MV foton enerjileri için 10 ve 20 cm derinliklerde her iki protezin kalın ve dikey eksenleri boyunca ve 30 cm derinlikte orta, kalın ve dikey eksenleri boyunca anlamlı fark bulundu ($p<0.05$).

RESULTS

For 6 and 18 MV photon energies, significant differences was found along the thick and vertical axes of both prostheses at 10 and 20 cm depths and along the middle, thick and vertical axis at 30 cm depth ($p<0.05$).

SONUÇ

Kalça protezlerinin radyoterapi doz dağılımını etkileyeceği ve tedavi planı yapılırken protezlerin göz önünde bulundurulması gerektiği sonucuna varılmıştır.

CONCLUSION

Hip prostheses affect radiotherapy dose distribution, and this should be considered when planning a treatment.

Anahtar sözcükler: Doz profilleri; kalça protezi; radyoterapi.

Key words: Dose profiles; hip prosthesis; radiotherapy.

Total kalça protezleri 1960'lı yıllardan itibaren kaza ya da eklem iltihabı sonucu hasar görmüş bir kalça eklemine yerine yerleştirilmektedir. Total kalça protezi, leğen kemiğinin 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. Bunlardan en çok kullanılan Co-Cr-Mo (kobalt-krom-molibden) ve Co-Cr-Mo-Ti (kobalt-krom-molibden-titanyum) alaşımlı kalça protezleridir.^[1,2]

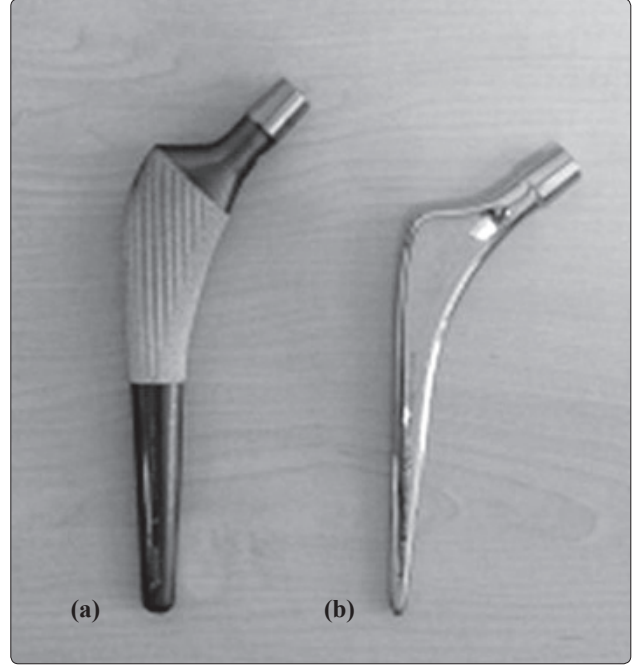
Işınlanacak bölgedeki protez radyasyon dozunun homojen dağılımını etkileyebilir, protezle doku arasındaki yoğunluk farkı nedeniyle dokularda yüksek ya da düşük doz alanlarına yol açabilir. Kalça protezlerinin radyoterapi doz dağılımına etkisi birçok çalışmada değerlendirilmiştir. Bu çalışmalarda sabit bir alanda alınan ölçülerde kalça protezi arkasındaki bölgede belli bir doz azalmasının olduğu ve bu doz azalmalarının farklı protezlerde farklı oranlarda olduğu belirtilmiştir. Kalça protezli eksternal radyoterapi uygulanacak bir prostat kanseri hastası için, protezin göz önünde bulundurulması bir ışın düzenlemesinin olması gerektiği üzerinde durulmuştur.^[1,3-8]

Çalışmamızda, günümüzde en çok kullanılan kalça protezleri arkasındaki bölgede oluşan düşük doz ve düşük doz oranlarının dozimetrik ölçümlerle tespit edilmesi amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazında (Elekta marka) 6 MV ve 18 MV foton enerjileri kullanılarak özel olarak işlenmiş fantom içine yerleştirilen Co-Cr-Mo ve Co-Cr-Mo-Ti protezleri için ayrı ayrı ışınlama yapılmıştır.

Co-Cr-Mo maden alaşımlı protezde, %57.4-65 oranında Co, %27-30 oranında Cr, %5-7 oranında Mo bulunmakta olup 7.90 gr/cm³ yoğunluğundadır. Co-Cr-Mo-Ti maden alaşımlı protezde ise, %88.5-91 oranında Ti, %11.5-9 oranında Co-Cr-Mo bulunmakta olup 4.54 g/cm³ yoğunluğundadır. Bu çalışmada, 130.5x8.0 mm boyutlarında Co-Cr-

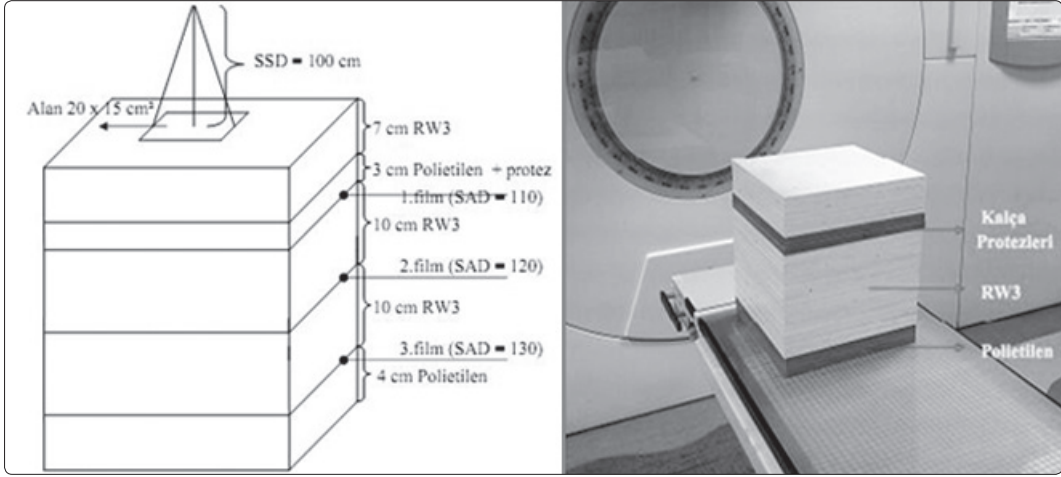


Şekil 1. (a) Co-Cr-Mo-Ti, (b) Co-Cr-Mo kalça protezleri.

Mo protez ve 140.5x13.0 mm boyutlarında Co-Cr-Mo-Ti protezi kullanılmıştır (Şekil 1).

Tedavi masasına sırasıyla; yoğunluğu 0.95 olan 2 cm kalınlığında iki adet polietilen, 1 cm kalınlığında yirmi adet katı su fantomu (RW3), protezler için özel olarak işlenmiş 1.5 cm kalınlığında iki adet polietilen ve kalınlığı 1 cm olan 7 adet RW3 üst üste yerleştirilmiştir. Protez yokken yapılan ölçümlerde 1.5 cm kalınlığında iki adet polietilen yerine 2 cm kalınlığında bir adet polietilen ve 1 cm kalınlığında bir adet RW3 kullanılmıştır. Protez için özel olarak işlenen polietilen katı su fantomunun işlenmesi kolay olduğu için ve kliniğimizde mevcut RW3 katı fantomlarının yeterli sayıda olmamasından dolayı polietilen fantomlar da kullanılmıştır. Ölçümde polietilen ile RW3 katı fantomunun X-ışınını soğurma oranları arasında %1.011 fark belirlenmiş ve bu farkın prosedürlere göre engel teşkil etmediği göz önünde bulundurulmuştur.

Protez yokken yapılan ışınlamalarda; MLC'ler ile oluşturulan 15x20 cm'lik ışık alan merkezi protezlerin orta noktasında ve SSD 100 cm olacak şekilde masa pozisyonlandırılıp, 1. film 10 cm derinliğe (d=10 cm), 2. film 20 cm derinliğe (d=20 cm)



Şekil 2. Protezlerin set-up kurulumu ve ışınlanması.

ve 3. film 30 cm derinliğe ($d=30$ cm) yerleştirilerek 10 cm derinlikte 50 cGy doz olacak şekilde 6 ve 18 MV foton enerjileri için planlamada belirlenen sürelerle ışınlamalar yapılmıştır. Protez varlığında da aynı işlemler her iki protez için tekrarlanmıştır (Şekil 2).

BULGULAR

Katı su fantomunda protezsiz ve protezli durumlar için ayrı ayrı yapılan ölçümlerden elde edilen profil değerlerine göre grafikler çizdirilmiş ve tablolar oluşturulmuştur. Her enerji için ayrı ayrı, profillerin sıfır noktasından yukarıya ve aşağıya doğru mesafeye bağımlı doz değerleri tabloleştirilip aradaki farklar elde edilmiştir.

Ölçümü yapılan enerjiler için 10, 20 ve 30 cm derinliklerde protezsiz ve protezli durumlarda profil grafikleri her bir protez için ayrı ayrı protezin orta kısmından, ince kısmından, kalın kısmından ve dikey eksen boyunca çizdirilmiştir (Şekil 3). Bu grafikler yardımıyla protezlerin profillerde meydana getirdiği doz değişiklikleri ve profillerin homojenitesi belirlenmiştir (Şekil 4-7).

Protez varken ($d=10$ cm)

Protez yokken ($d=10$ cm)

Protez varken ($d=20$ cm)

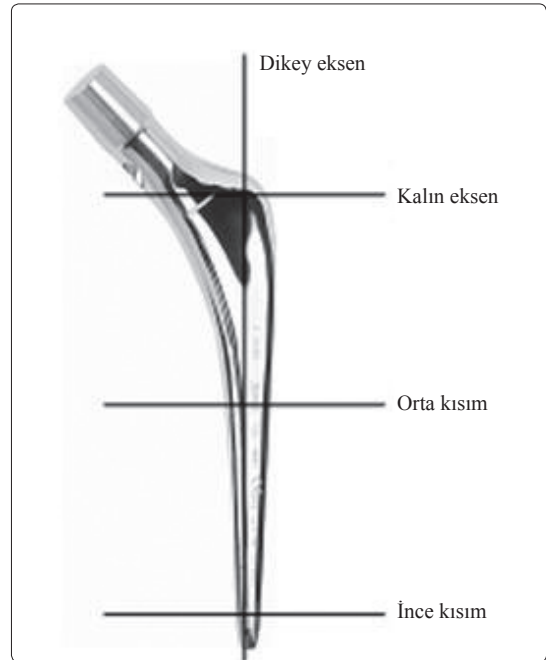
Protez yokken ($d=20$ cm)

Protez varken ($d=30$ cm)

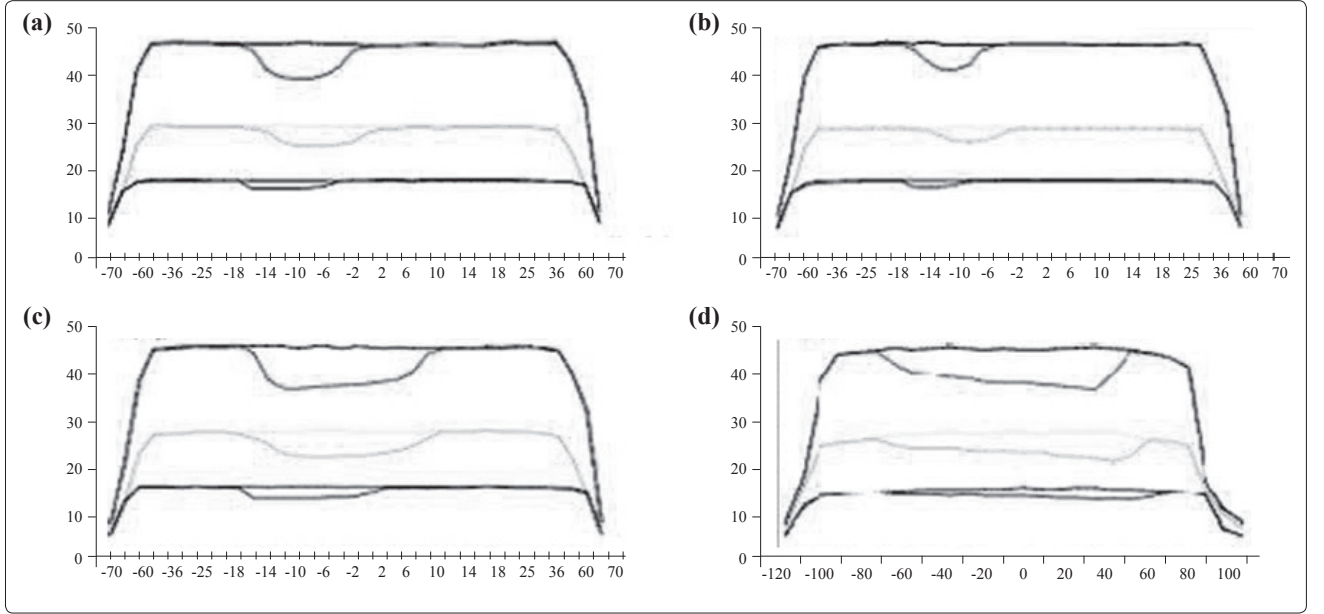
Protez yokken ($d=30$ cm)

Co-Cr-Mo protezi için 6 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 derinliklerde; sırasıyla protezin orta kısmında en fazla %17.5, %15.5, %13.8'lik, kalın kısmında %19.6, %18.6, %17.0'lık ve ince kısmında ise %12.4, %12.0, %11.3'lük doz düşüşleri gözlenmiştir.

Protezin dikey eksen boyunca 10 cm derinlikte en fazla %21.6'lık, 20 cm derinlikte %19.6'lık



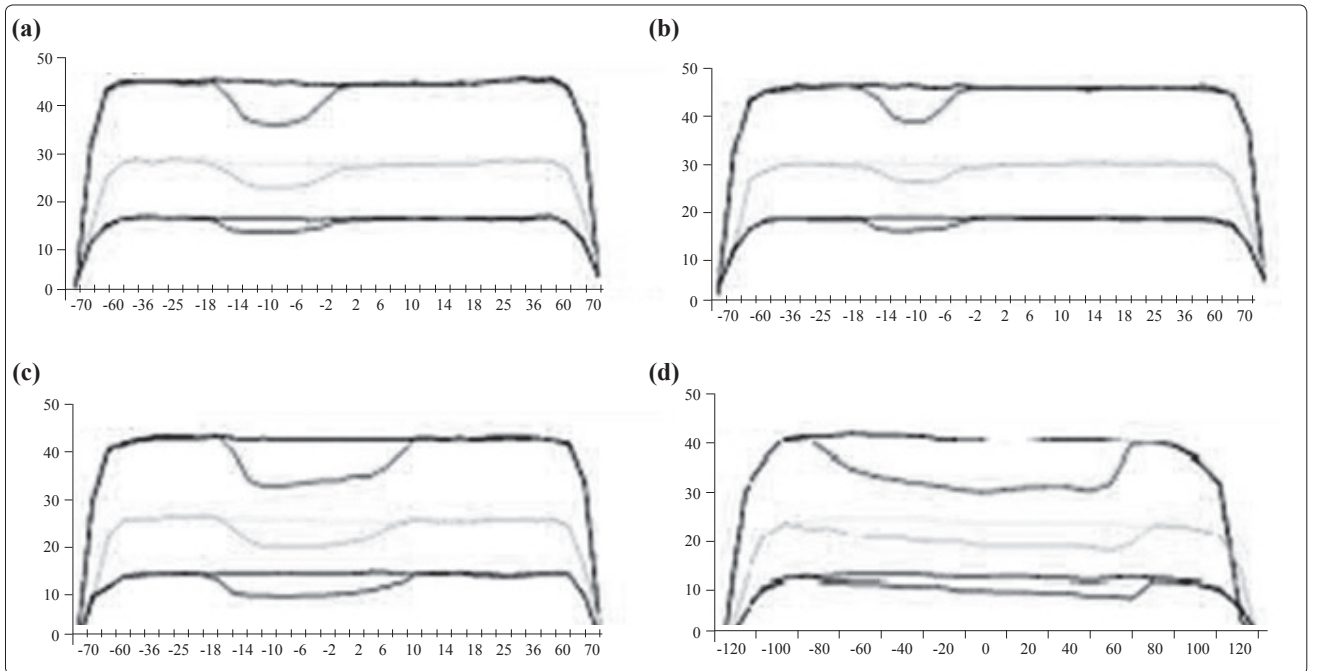
Şekil 3. Elde edilen doz profillerinin protez üzerindeki kısımları.



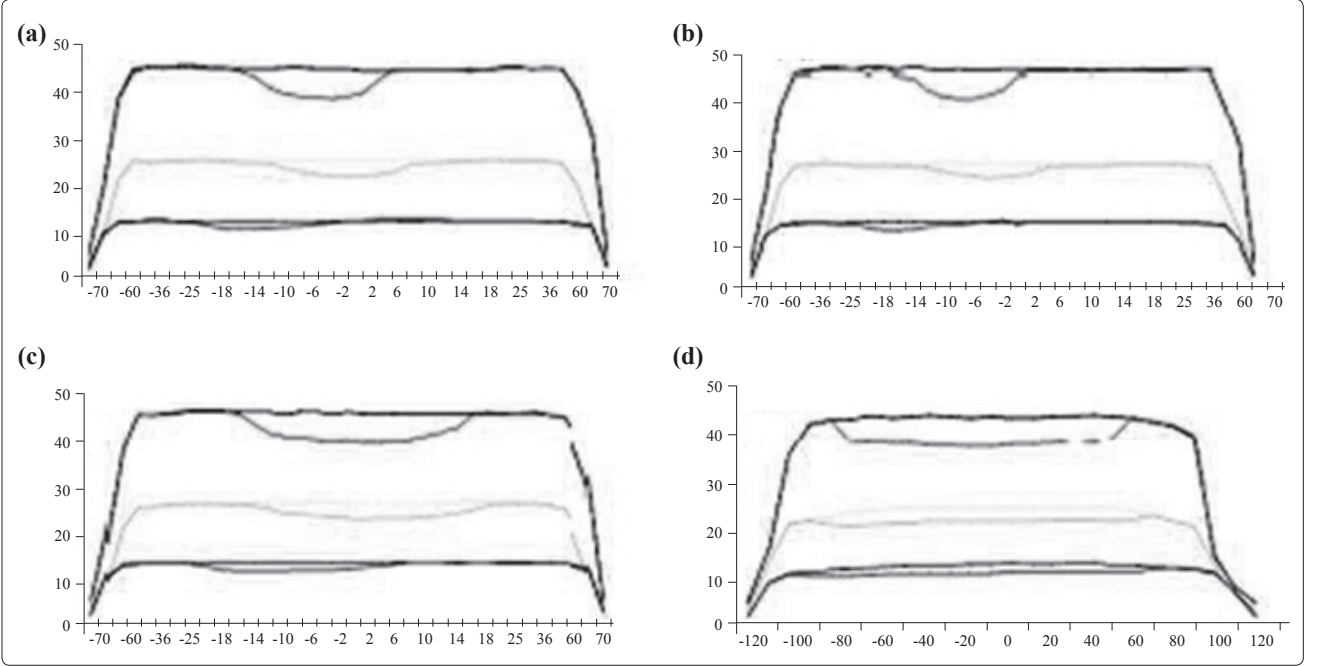
Şekil 4. 6 MV enerji ile 10, 20, 30 cm derinliklerde Co-Cr-Mo protezi için; (a) orta, (b) ince, (c) kalın kısımlarında (d) dikey eksen boyunca protez varken ve yokken alınan doz profilleri.

ve 30 cm derinlikte ise %18.2'lik doz düşüşleri gözlenmiştir. Co-Cr-Mo protezi için 18 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 derinliklerde; sırasıyla protezin orta kısmında %17.8, %15.9, %15.4'lik,

kalın kısmında en fazla %20.0, %19.0, %17.8'lik ve ince kısmında ise %15.0, %12.5, %12.1'lük doz düşüşleri gözlenmiştir. 18 MV enerjide Co-Cr-Mo protezi için; protezin dikey eksen boyunca 10



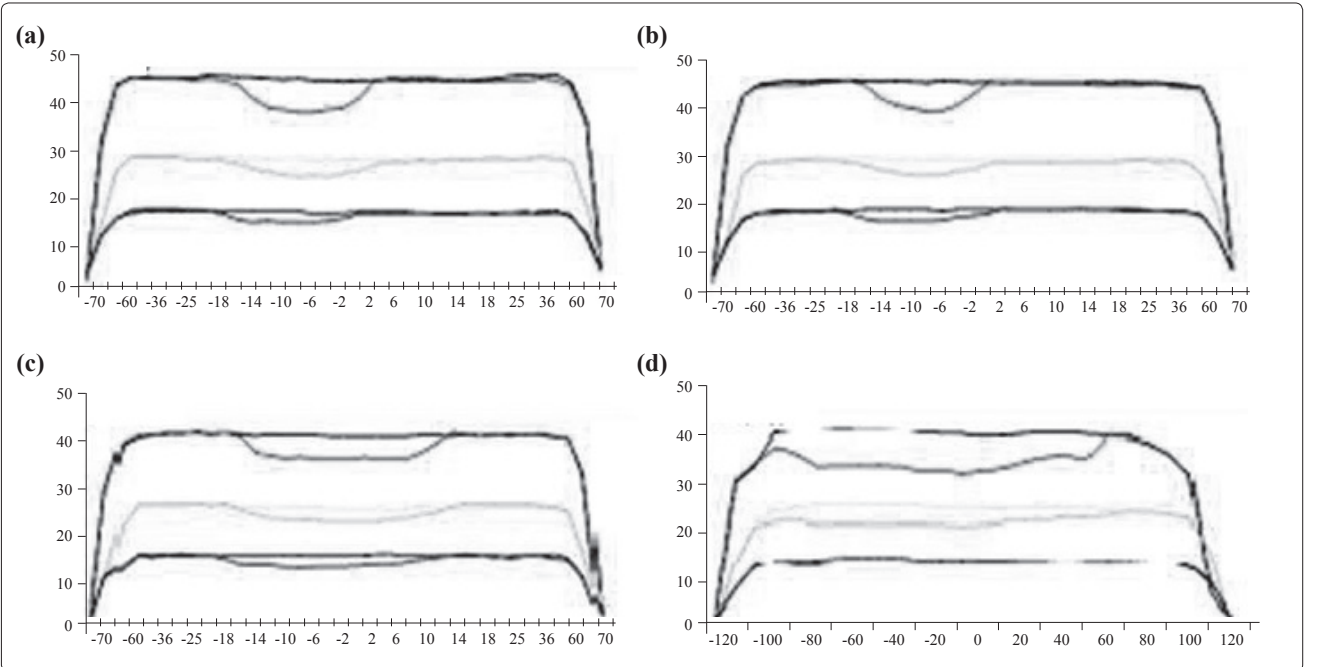
Şekil 5. 18 MV enerji ile 10, 20, 30 cm derinliklerde Co-Cr-Mo protezi için; (a) orta, (b) ince, (c) kalın kısımlarında (d) dikey eksen boyunca protez varken ve yokken alınan doz profilleri.



Şekil 6. 6 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 cm derinliklerde Co-Cr-Mo-Ti protezi için; (a) orta, (b) ince, (c) kalın kısımlarında ve (d) dikey eksen boyunca protez varken ve yokken alınan doz profilleri.

cm derinlikte en fazla %22.1'lik, 20 cm derinlikte %20.8'lik ve 30 cm derinlikte ise %19.6'lık doz düşüşleri belirlenmiştir.

Co-Cr-Mo-Ti protezi için 6 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 derinliklerde; sırasıyla protezin orta kısmında en fazla %12.9, %12.0, %11.9'lık, kalın



Şekil 7. 18 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 cm derinliklerde Co-Cr-Mo-Ti protezi için; (a) orta, (b) ince, (c) kalın kısımlarında ve (d) dikey eksen boyunca protez varken ve yokken alınan doz profilleri.

Tablo 1

6 MV için fantom ve protezlerin ortalama doz değerleri

Protezin yeri ve derinlik	Ort.±SS		
	Fantom	Co-Cr-Mo protezi	Co-Cr-Mo-Ti protezi
İnce kısım (10 cm derinlik)	48.457±0.2507	44.957±2.4371	44.286±2.0244
Orta kısım (10 cm derinlik)	48.267±0.2646	43.033±3.1532	43.578±2.1230
Kalın kısım (10 cm derinlik)	48.750±0.1743	41.907±3.3128	43.736±1.7649
Dikey (10 cm derinlik)	48.562±0.2293	40.854±1.8187	42.515±0.5595
İnce kısım (20 cm derinlik)	28.244±0.726	26.544±1.3135	26.278±0.9909
Orta kısım (20 cm derinlik)	28.669±0.1109	26.346±1.8247	26.592±1.1807
Kalın kısım (20 cm derinlik)	28.925±0.931	25.244±2.3304	26.437±1.0079
Dikey (20 cm derinlik)	28.364±0.2735	23.864±1.0397	25.450±0.2876
İnce kısım (30 cm derinlik)	15.483±0.408	14.433±0.6713	14.500±0.5727
Orta kısım (30 cm derinlik)	15.657±0.0535	14.090±0.615	14.470±0.535
Kalın kısım (30 cm derinlik)	15.790±0.0738	13.640±0.7011	14.280±0.3676
Dikey (30 cm derinlik)	15.520±0.2541	13.487±0.4596	13.920±0.2933

kısımında %13.3, %12.7, %12.6'lık ve ince kısmında ise %11.8, %11.7, %11.3'lük doz düşüşleri gözlenmiştir. 6 MV enerjide Co-Cr-Mo-Ti protezi için; protezin dikey eksenini boyunca 10 cm derinlikte en fazla %13.9'lük, 20 cm derinlikte %13.0'lık ve 30 cm derinlikte ise %12.6'lık doz düşüşleri saptanmıştır.

Co-Cr-Mo-Ti protezi için 18 MV foton enerjisi ile 10, 20, 30 derinliklerde; sırasıyla protezin orta kısmında en fazla %13.8, %12.5, %11.7'lik,

kalın kısmında %14.4, %13.1, %12.6'lık ve ince kısmında ise %12.5, %11.9, %11.2'lik doz düşüşleri gözlenmiştir. 18 MV enerjide Co-Cr-Mo-Ti protezi için; protezin dikey eksenini boyunca 10 cm derinlikte en fazla %15.2'lik, 20 cm derinlikte %13.8'lik ve 30 cm derinlikte ise %13.1'lik doz düşüşleri belirlenmiştir.

Verilerin Analizi

Ölçümlerden elde edilen veriler SPSS V.16.0 programına aktarılmış ve tekrarlı ölçümlerde var-

Tablo 2

18 MV için fantom ve protezlerin ortalama doz değerleri

Protezin yeri ve derinlik	Ort.±SS		
	Fantom	Co-Cr-Mo protezi	Co-Cr-Mo-Ti protezi
İnce kısım (10 cm derinlik)	48.317±0.1169	43.583±2.5325	43.700±2.0948
Orta kısım (10 cm derinlik)	48.787±0.3314	42.640±2.871	43.340±2.016
Kalın kısım (10 cm derinlik)	48.158±0.1881	40.942±2.4541	43.617±1.3796
Dikey (10 cm derinlik)	48.480±0.628	39.650±1.9802	41.543±1.1413
İnce kısım (20 cm derinlik)	31.771±0.1604	29.371±1.2919	28.957±0.7613
Orta kısım (20 cm derinlik)	31.689±0.1269	28.356±1.6493	28.778±0.9324
Kalın kısım (20 cm derinlik)	31.718±0.1991	27.655±1.3471	29.418±0.8010
Dikey (20 cm derinlik)	32.036±0.4765	27.436±1.3113	28.614±0.6062
İnce kısım (30 cm derinlik)	20.817±0.0753	18.600±0.5329	18.500±0.1789
Orta kısım (30 cm derinlik)	20.287±0.2232	17.938±0.7909	18.388±0.3227
Kalın kısım (30 cm derinlik)	21.064±0.1859	17.000±0.5916	18.855±0.2423
Dikey (30 cm derinlik)	20.550±0.03276	18.329±0.8888	19.386±0.2958

Tablo 3

6 MV için fantom ve protez ile her iki protezin profil verilerinin istatistiksel analizi

Protezin yeri ve derinlik	<i>p</i>		
	Fantom/Protez	Fantom / Protez tipi etkileşimi	Protez arası (Co-Cr-Mo/Co-Cr-Mo-Ti)
İnce kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.564	0.564
Orta kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.629	0.629
Kalın kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.034	0.034
Dikey (10 cm derinlik)	<0.0001	0.006	0.006
İnce kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	0.582	0.582
Orta kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	0.602	0.602
Kalın kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	0.043	0.043
Dikey (20 cm derinlik)	<0.0001	<0.0001	<0.0001
İnce kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	0.611	0.611
Orta kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	0.021	0.021
Kalın kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	<0.0001	<0.0001
Dikey (30 cm derinlik)	<0.0001	0.026	0.026

yans analiziyle değerlendirilmiştir. İstatistiksel önemlilik eşik düzeyi olarak $\alpha=0.05$ alınmıştır.

Sonuçlar Tablo 1, 2, 3, 4'de görülmektedir. 6 MV ve 18 MV için protezlerin profil ölçüm değerleri karşılaştırıldığında 10 cm ve 20 cm derinliklerde protezlerin ince ve orta kısmında ve 30 cm derinlikte protezin ince kısmında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır; 10 cm ve 20

cm derinliklerde protezlerin kalın ve dikey eksen boyunca ve 30 cm derinlikte protezlerin orta, kalın ve dikey eksen boyunca istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

TARTIŞMA

Kalça protezi uygulanmış bir hastanın radyoterapiye ihtiyaç duyması halinde kalça protezinin

Tablo 4

18 MV için fantom ve protez ile her iki protezin profil verilerinin istatistiksel analizi

Protezin yeri ve derinlik	<i>p</i>		
	Fantom / Protez	Fantom / Protez tipi etkileşimi	Protez arası (Co-Cr-Mo / Co-Cr-Mo-Ti)
İnce kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.927	0.927
Orta kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.499	0.499
Kalın kısım (10 cm derinlik)	<0.0001	0.001	0.001
Dikey (10 cm derinlik)	<0.0001	0.009	0.009
İnce kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	0.429	0.429
Orta kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	0.432	0.432
Kalın kısım (20 cm derinlik)	<0.0001	<0.0001	<0.0001
Dikey (20 cm derinlik)	<0.0001	0.023	0.023
İnce kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	0.627	0.627
Orta kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	0.046	0.046
Kalın kısım (30 cm derinlik)	<0.0001	<0.0001	<0.0001
Dikey (30 cm derinlik)	<0.0001	0.003	0.003

Radyasyonun doz dağılımında meydana getireceği etki çeşitli araştırmaların konusu olmuştur.^[1,4,6-10] Nielsen ve ark. Co-Cr-Mo maden alaşımlı protez için maksimum %43, Ti maden alaşımlı üç protezde ise maksimum %25, %18 ve %30 doz azalmaları belirleyerek protezin klinik olarak foton dozimetrisinde önemli bir etkiye neden olduğu sonucuna varmışlardır.^[1]

Ding ve ark. değişik kalınlıklarda titanyum yada çelik kalça protezleri arkasında doz azalmalarının olduğunu söylemişlerdir. 0,5 cm kalınlığındaki bir protezde %5-25 ve 3 cm kalınlığındaki bir protezde ise %10-45 kadar bir doz azalmasının olduğunu belirtmişlerdir. Bu doz azalmalarının telafi edilebilmesi içinde sekiz alan tekniğini kullanan ek bir ışının olması gerektiği söylenmiştir. Sonuç olarak kalça protezlerinin belli bir doz azalmasına neden olduğu ve planlama yapılırken kalça protezlerinin göz önünde bulundurulması gerektiği üzerinde durulmuştur.^[7]

Carolan ve ark. Co-Cr-Mo kalça protezi için 6 MV x-ışınları ile su fantomu kullanarak oluşturulan derin doz eğrilerinde protez varlığında 15 cm derinlikte %32'lik bir doz azalması olduğu gösterilmiştir. Bu sonuca göre yüksek yoğunluğuna sahip Co-Cr-Mo maden alaşımlı kalça protezi varlığında yüksek bir doz azalması olduğunu vurgulamışlardır.^[6]

Ercan ve ark. ise değişik boyut ve biçimlerdeki titanyum ve paslanmaz çelik kalça protez modelleri kullanılarak kobalt-60 ve 8 MV foton huzmeleri ile yapılan çalışmalarında protezlerin ortalama doz azaltması protezlerin farklılığına ve çalışılmış olan enerjilere bağlı olarak %5.6 ile %31.6 arasında değiştiğini belirlemişlerdir.^[8]

Alecu ve ark. da iki kenarlı kobalt-krom alaşımlı kalça protezleri boyunca 15 MV foton ışınında, 10 cm derinlikte profil ölçümleri sonucunda çıkış D_{max} 'ında dozda %55 bir azalma olduğunu belirtmişlerdir. Sonuçta kalça protezi varlığında dozun önemli bir derecede azaldığı belirtilerek tedavi planlama sisteminde çeşitli yöntemlerle kalça protezinin göz önünde bulundurulması gerektiği üzerinde durulmuştur.^[4]

Çalışmamızda hastalarda en çok kullanılan iki tür kalça protezinin çeşitli yerlerinde, çeşitli derin-

lik ve enerjilerde radyoterapi dozunda nasıl bir etki yapacağı araştırılmış ve bu iki protezin karşılaştırılması yapılmıştır.

50 cGy doz verildiğinde; 6 MV için katı su fantomunda maksimum doz 10 cm derinlikte 49.0 cGy, 20 cm derinlikte 29.1 cGy ve 30 cm derinlikte 15.9 cGy olarak, 18 MV için; 10 cm derinlikte 49.4 cGy, 20 cm derinlikte 32.7 cGy ve 30 cm derinlikte 21.4 cGy olarak ölçülmüştür. Co-Cr-Mo kalça protezi varlığında 6 MV için maksimum doz 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; 40.4 cGy, 24.6 cGy ve 13.7 cGy, ince kısmında; 42.9 cGy, 25.6 cGy ve 14.1 cGy, kalın kısmında; 39.4 cGy, 23.7 cGy ve 13.2 cGy ve dikey eksen boyunca da; 38.4 cGy, 23.4 cGy ve 13.0 cGy olarak ölçülmüştür. 18 MV için maksimum doz 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; 40.6 cGy, 27.5 cGy ve 18.1 cGy, ince kısmında; 42.0 cGy, 28.6 cGy ve 18.8 cGy, kalın kısmında; 39.5 cGy 26.5 cGy ve 17.6 cGy ve dikey eksen boyunca; 38.5 cGy; 25.9 cGy ve 17.2 cGy olarak belirlenmiştir. Co-Cr-Mo-Ti kalça protezi varlığında 6 MV için maksimum doz 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında 42.7 cGy, 25.6 cGy ve 14.0 cGy, ince kısmında; 43.2 cGy, 25.7 cGy ve 14.1 cGy, kalın kısmında; 42.5 cGy, 25.4 cGy ve 13.9 cGy, dikey eksen boyunca 42.2 cGy, 25.3 cGy ve 13.9 cGy olarak ölçülmüştür. 18 MV için maksimum doz 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında 42.6 cGy, 28.6 cGy ve 18.9 cGy, ince kısmında; 43.2 cGy, 28.8 cGy ve 19.0 cGy, kalın kısmında; 42.3 cGy, 28.4 cGy ve 18.7 cGy, dikey eksen boyunca ise; 41.9 cGy, 28.2 cGy ve 18.6 cGy olarak belirlenmiştir.

Yapılan profil ölçümlerinde Co-Cr-Mo protezi için 6 MV enerjide 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; %17.5, %15.5 ve %13.8, ince kısmında %12.4, %12.0 ve %11.3, kalın kısmında; %19.6, %18.6 ve %17.0, dikey eksen boyunca; %21.6, %19.6 ve %18.2'lik doz farkları gözlenmiştir. 18 MV enerjide 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; %17.8, %15.9 ve %15.4, ince kısmında; %15.0, %12.5 ve %12.1, kalın kısmında; %20.0, %19.0 ve %17.8, dikey eksen boyunca; %22.1, %20.8

ve %19.6'lık doz farkı gözlenmiştir. Co-Cr-Mo-Ti protezi için 6 MV enerjide 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; %12.9, %12.0 ve %11.9, ince kısmında; %11.8, %11.7 ve %11.3, kalın kısmında; %13.3, %12.7 ve %12.6, dikey eksen boyunca; %13.9, %13.0 ve %12.6'lık doz farkı gözlenmiştir. 18 MV enerjide 10, 20 ve 30 cm derinliklerde sırasıyla, protezin orta kısmında; %13.8, %12.5 ve %11.7, ince kısmında; %12.5, %11.9 ve %11.2, kalın kısmında; %14.4, %13.1 ve %12.6 dikey eksen boyunca; %15.2, %13.8, %13.1'lik doz farkları belirlenmiştir.

Protez varlığındaki bu doz azalmaları protezin ince, orta, kalın kısmında ve dikey eksen boyunca yapılan analizde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Co-Cr-Mo ve Co-Cr-Mo-Ti protezleri karşılaştırıldığında ise, protezlerin ince ve orta kısımlarındaki doz düşürme oranları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Ancak protezlerin kalın kısımlarında ve dikey eksenleri boyunca doz düşürme oranları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Sonuç olarak, kalça protezlerinin deneysel hata marjı aralığında radyasyonun doz dağılımında etkisinin olduğu belirlenmiştir. Radyoterapiye ihtiyaç duyulan kalça protezli bir hastanın (örneğin, prostat kanseri) tedavi planlaması yapılırken kalça protezinin %11.2-22.1 doz kayıpları dikkate alınarak tedavi planlamasının yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Nielsen MS, Carl J, Nielsen J. A phantom study of dose compensation behind hip prosthesis using portal dosimetry and dynamic MLC. *Radiother Oncol* 2008;88(2):277-84.
2. Elvers B, Hawkins S, Russey W, Schulz G. Ullmann's encyclopedia of industrial chemistry. 1993. p. 167-77.
3. Agapito J. Radical radiation therapy for carcinoma of the prostate in patients with a single hip prosthesis: a technique analysis using dose-volume histograms. *Med Dosim* 2001;26(3):243-50.
4. Alecu R, Alecu M, Loomis T, Ochran T, He T. Traditional and MLC based dose compensator design for patients with hip prostheses undergoing pelvic radiation therapy. *Med Dosim* 1999;24(1):33-7.
5. Su A, Reft C, Rash C, Price J, Jani AB. A case study of radiotherapy planning for a bilateral metal hip prosthesis prostate cancer patient. *Med Dosim* 2005;30(3):169-75.
6. Carolan M, Dao P, Fox C, Metcalfe P. Effect of hip prostheses on radiotherapy dose. *Australas Radiol* 2000;44(3):290-5.
7. Ding GX, Yu CW. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(4):1167-75.
8. Ercan T. Effect of hip prosthesis on megavoltage beam radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* 1996;40(1):119.
9. Dobbs J, Barrett A, Ash D. Practical radiotherapy planning. 3rd ed. London: Arnold; 1999. p. 1-33.
10. UROK temel radyoterapi, radyasyon fiziği ve radyobiyojoloji kurs kitapçığı. 2002. s. 45-58.