

Yüksek enerjili fotonlarda yüzey ve maksimum doz bölgesinin doz karakteristikleri

Surface and build-up region dose characteristics for high energy photons

Hatice BİLGE,¹ Halil KÜÇÜCÜK,² Serpil YÖNDEM,³ Aydın ÇAKIR¹

¹İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı; ²Acıbadem Hastanesi Radyasyon Onkolojisi, Fizik Bölümü; ³Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Fizik Bölümü

AMAÇ

Yüksek enerjili foton demetlerinin yüzey dozları, kullanılan cihazların dizaynlarına göre farklılıklar göstermektedir. Hasta tedavisinde kullanılan tedavi planlama sistemlerinde yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların doğru tanımlanması, özellikle yüzey dozuna doğrudan etki eden bolus kullanımında çok önemlidir. Kullanılan her ışın demeti için ölçülmelidir. Bu çalışmada, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde kullanılmakta olan yüksek enerjili foton huzmelerinin yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların, alan büyüklüğüne ve kaynak cilt mesafesine (SSD) bağlı doz değişiklikleri araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada Alcyon Co-60 tele terapi cihazı, Orion 4 (MV), Saturn 42 (6-15 MV) Yüksek enerjili X-ışınları veren lineer hızlandırıcılardan elde edilen foton ışın demetleri kullanıldı. Ölçümler, yüzey ve maksimum doz bölgesinde su eşdeğeri katı fantomda Markus tipi paralel plak iyon odası kullanılarak farklı alan büyüklüklerinde ve farklı SSD'lerde yapıldı. Ölçülen yüzey dozları, CMS XiO tedavi planlama sistemine yüklendi.

BULGULAR

Yapılan çalışmanın sonucunda, beklendiği gibi yüzey dozu, alan boyutlarının artmasıyla yaklaşık lineer olarak artmış, maksimum doz derinliği 1-2 mm yüzeye doğru kaymıştır. 10 x 10 cm alan büyüklüğüne ait yüzey dozları Co-60, 4MV, 6MV ve 15 MV için sırasıyla %24.3, %17.4, %12.6, %10.2 dir. SSD'nin artmasıyla yüzey dozlarında azalma olduğu görüldü.

SONUÇ

Farklı alan büyüklükleri için elde edilen yüzey dozları tedavi planlama sistemine yüklenerek doğru bilgilerin kullanılması sağlandı.

Anahtar sözcükler: Maksimum doz bölgesi; yüksek enerjili fotonlar; yüzey dozları; radyoterapi dozu.

OBJECTIVES

The surface doses of high energy photon beams show variability depending on the design of the treatment machine. Especially while using bolus that has a direct effect on surface and build-up region doses, defining correctly in the treatment planning system used for patient treatment is very important. It needs to be measured for each radiation beam used. In this study, the dose change of high energy beams surface and build-up region that were used in I.U. Oncology Institute according to the field size and the skin source distance were investigated.

METHODS

Co-60 teletherapy equipment, Orion 4 (MV), Saturn 42 (6-15 MV) high energy x-rays were used. Measurements were made for different field sizes and source skin distances by using Marcus-type parallel plate ion chamber at water equivalent solid phantom, at surface and build-up region. Measured surface and build-up doses were installed to CMS XiO treatment planning system.

RESULTS

As a result of this study, the surface dose increased linearly as the field size increased and the maximum dose point was moved toward the surface by 1-2 mm as predicted. Surface doses for a 10x10 cm field size are 24.3%, 17.4%, 12.6% and 10.2% respectively for Co-60, 4MV, 6MV and 15MV. With the increase in skin source distance, a decrease in surface doses is observed.

CONCLUSION

The use of correct information is achieved by downloading surface doses measured for different field sizes to the treatment planning system.

Key words: Build-up region; high energy photons; surface dose; radiotherapy dosage.

Günümüzde, radyoterapi planlamasında kullanılan bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri, maksimum doz (*build-up*) bölgesindeki doz dağılımlarını hesaplamak için modele dayalı veya analitik yöntemler kullanılır. Bu hesaplama yöntemlerinin doğrulukla kullanılabilmesi için yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların ölçülmesi çok önemlidir. Özellikle maksimum dozun yüzeye çekilmek istendiği uygulamalarda daha da önem kazanır.

Literatürde yüzey dozları ve maksimum doz bölgesine ait doz bilgileri Varian, Siemens ve Elekta lineer hızlandırıcıları için vardır.^[15] Bu değerler birbirleri ile karşılaştırıldığında, lineer hızlandırıcıların dizaynlarına bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bunun nedeni foton ışınlarının oluşumları sırasında cihazın kafa kısmında oluşan saçılmış radyasyon (*head scatter*) faktörlerinin cihazların dizaynlarına göre farklılık göstermesidir.^[6,7] Bu nedenle kliniklerde kullanılmakta olan lineer hızlandırıcıların kullanıldıkları enerji seviyelerinde yüzey dozları ve maksimum bölgesindeki dozlar ölçülmelidir. Yüzey dozu ölçümlerinde pencere kalınlığı ince olan paralel-plak iyon odaları kullanılmaktadır.^[8-14]

Bu çalışmada, ülkemizde yaygın kullanılmakta olan lineer hızlandırıcılarından elde edilen foton ışınlarında yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların ölçülmesi ve radyasyon alanı boyutunun ve kullanılan kaynak yüzey mesafesinin yüzey dozlarına etkisi araştırıldı. Ölçülen yüzey dozları tedavi planlama sistemine yüklendi.

GEREÇ VE YÖNTEM

Yüzey dozuna etki eden en önemli parametreler kullanılan aletlerin dizaynları ve enerji seviyeleridir. Çalışmada, Alcyon Co-60 (Cis Bio Int., Cedex, France) teleterapi cihazı, 4MV yüksek X-ışınları veren Orion (General Electric, Buc, France) lineer hızlandırıcı ve 6-15 MV yüksek X-ışınları veren Saturn 42 (General Electric, Buc, France) lineer hızlandırıcıdan elde edilen ışın demetleri kullanıldı.

Yüzey dozu ölçümleri PTW Markus (Laco Inc., Chesterland, OH, USA) model 23343 numaralı giriş pencere kalınlığı 2.3 mg/cm² plaka aralı-

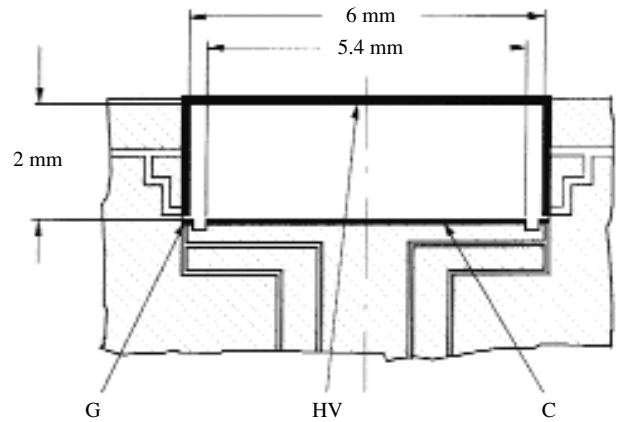
ğı 2 mm, toplama çapı 5.4 mm ve yan duvar toplayıcı mesafesi 0.35 mm olan paralel plak iyon odası ve Keithley (Keithley Inc. Cleveland, OH., USA) dozimetre ile yapıldı. Markus tipi iyon odasının şematik diyagramı Şekil 1’de gösterilmiştir.

Ölçümlerde Gerbi yöntemi kullanılarak polarizasyon voltajının etkisi hesaba katılarak ölçümler, (+) ve (-) polarizasyon voltajında yapıldı,

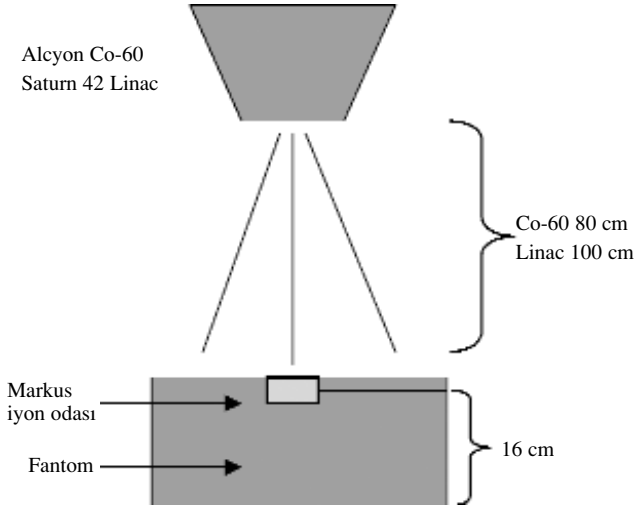
$$M = |M^+ + M^-| / 2 \text{ bağıntısıyla düzeltildi.}^{[11-13]}$$

Yüzey dozu ve maksimum doz bölgesi ölçümlerinde, geri saçılma dengesinin sağlanması için 15 cm kalınlığında su eşdeğeri katı fantom üzerine PTW-Markus 23343 model paralel plak iyon odası için özel hazırlanmış 1 cm kalınlığındaki fantom, içine iyon odası giriş penceresinin üst yüzeyi fantom yüzeyi ile aynı düzlemde olacak şekilde toplam 16 cm kalınlığında fantom seti kullanıldı. Ölçüm düzeneği Şekil 2’de gösterilmiştir. Gantry açısı 0° iken ışın demeti merkezi, iyon odasının merkezi ile üst üste getirilerek ölçüm yapılacak kaynak iyon odası mesafesinde ayarlandı. 5x5, 10x10, 15x15 ve 25x25 cm² boyutlarında, Co-60 için yüzeyde, yüzeyin 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 15, 20, 30 mm altında, 4 MV, 6MV, 15 MV yüksek enerjili X-ışınları için yüzeyde, yüzeyin 5, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35 mm altındaki derinliklerde ışınlandı ve ölçüm değerleri alındı.

Bir nokta kaynağın yayınladığı foton akısı, kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişmektedir. Derin doz yüzdesi bu ters kare kanu-



Şekil 1. Markus tipi paralel plak iyon odasının yapısal diyagramı. (HV: Yüksek voltaj elektrodu; C: Toplayıcı elektrot; G: Koruyucu halka)



Şekil 2. Ölçüm düzeneğinin şematik olarak gösterilişi.

nun etkisiyle ve kaynak yüzey mesafesinin artmasıyla birlikte artar. Ölçümlerde, yerleştirmeye bağlı mesafe hatalarını ortadan kaldırmak için, sabit kaynak iyon odası mesafesi kullanıldı. Bu mesafeler, Co-60 için 80 cm, 4, 6 ve 15 MV yüksek enerjili X-ışınları için 100 cm'dir. Okuma değerleri mesafe düzeltmesi yapıldıktan sonra rölatif doz değerlerine dönüştürüldü. Elde edilen mesafe düzeltmesi yapılmış okuma değerleri maksimum doz derinliği olan Co-60 için 5 mm'ye, 4 MV, 6 MV ve 15 MV için sırası ile 10, 15, 30 mm'ye normalize edildi.

Yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların SSD'nin değişimiyle olan ilişkisini araştırmak için 10x10 cm² boyutlu alanda farklı SSD'lerde ölçümler yapıldı. SSD değişimine bağlı doz ölçümlerinde Co-60 cihazı için 70, 80 ve 90 cm, 4 MV, 6 MV ve 15 MV için 90, 100, 120 ve 140 cm kaynak cilt mesafeleri kullanıldı.

Yüzey dozu değerleri, 2 mm elektrot mesafesine sahip paralel plak iyonizasyon odası ile elde edildiğinden, bu iyon odalarının ölçtüğü fazla dozların (*over response*) gerçek değerlerini veren ekstrapolasyon iyon odası cevaplarına eşdeğer cevaplar elde etmek için Velkley ve ark.nın ekstrapolasyon iyon odası ölçümlerinden yararlanarak geliştirdikleri düzeltme yöntemleri kullanıldı. Velkley ve ark.nın geliştirdiği, Gerbi ve Khan tarafından da son şekli verilen bağıntı yardımıyla bu çalışmada kullanılan paralel plak iyon odasına ait

doz düzeltme faktörleri aşağıda gösterildiği gibi hesaplandı.^[13,14]

$$P'(d, E) = P(d, E) - x(0, E) \cdot 1.e^{-\infty(d/d_{maksimum})}$$

$$\xi(0, E) = [-1.666 + (1.982 IR)] \times (C - 15.8)$$

$$P'(d, E) = \text{Düzeltilmiş derin doz,}$$

$$P(d, E) = \text{Ölçülmüş derin doz,}$$

$\xi(0, E)$ = Enerjiye bağlı iyon odası düzeltme faktörü,

IR = İyonizasyon oranı (Co-60=0.579, 4MV=0.626, 6MV=0.675, 15MV=0.763), IR değerleri, ölçülerek bulunmuş ve BJR Supplement 25'te verilen değerler ile karşılaştırıldı.^[15]

$\alpha = 5.5$ (sabit bir değer), l = elektrot mesafesi (kullanılan iyon odası için 2 mm),

C = Yan duvar-toplayıcı mesafesi (kullanılan iyon odası için = 0.35 mm),

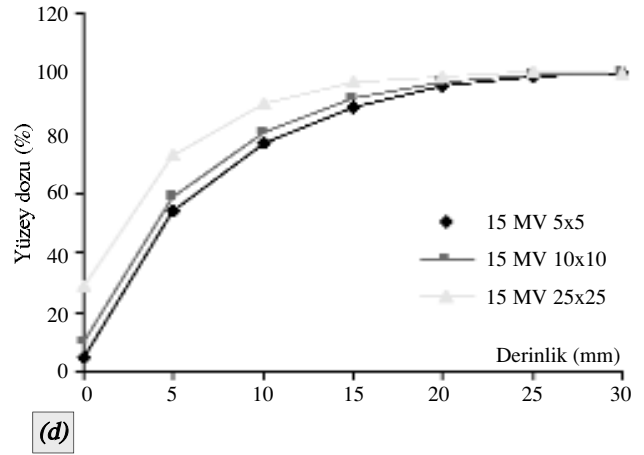
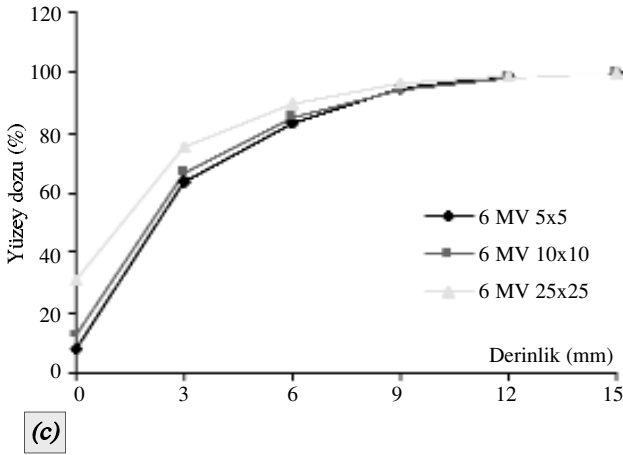
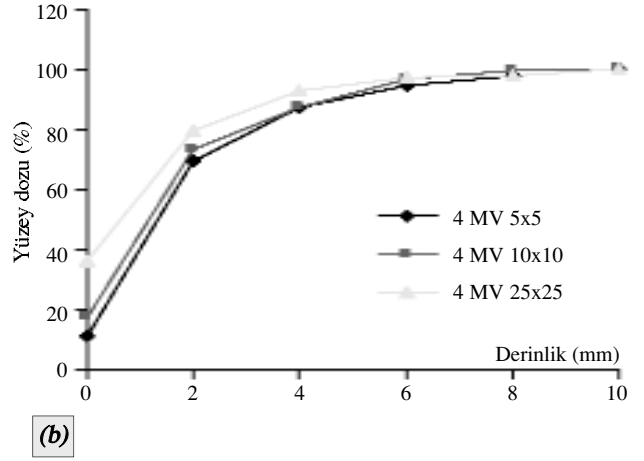
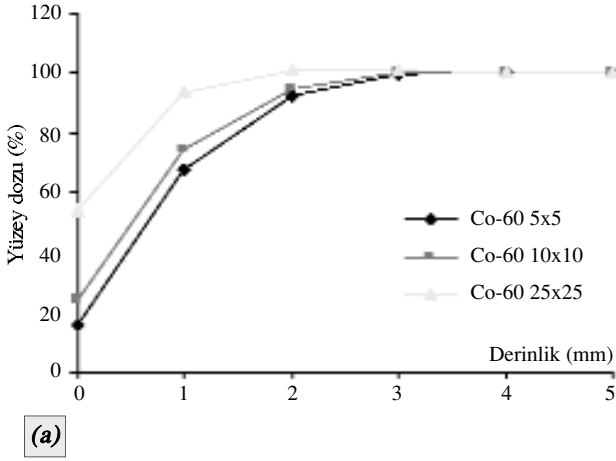
Örnek olarak, Markus iyon odası ile, Co-60 için ölçülmüş bir yüzey dozunun gerçek değerini bulmak istersek, yukarıdaki bağıntıyı kullanarak,

$\xi(0, E) \cdot 1.e^{-\infty(d/d_{maksimum})} = [-1.666 + (1.982 \times 0.579)] \times (0.35 - 15.8) \cdot 2 \cdot e^{-5.5(0/5)} = 16.019$ bulunur. Bu değer anlamı şudur. Kullanılan iyon odası yüzeyinde %16.019 oranında fazla doz ölçmüştür. Bu değer, ölçülerek elde edilmiş değerden çıkarılarak gerçek yüzey dozu bulunmuş olur. Maksimum bölgesindeki her ölçüm bu bağıntı kullanılarak düzeltilmiştir. Düzeltme faktörleri, enerji arttıkça ve ölçüm derinliği arttıkça küçülmektedir. Maksimum doz noktasından sonra düzeltme faktörü kullanmaya gerek yoktur.

Maksimum doz bölgesindeki dozlar 5-25 cm² alan büyüklükleri için farklı SSD'lerde ölçülerek, gerekli düzeltmeler yapılmış, sonuçlar literatürle karşılaştırılmıştır. Farklı alan büyüklükleri için ölçülerek bulunan yüzey dozları, hasta tedavi planlamasında kullanılan CMS XiO (CMS Inc., St. Louis, Missouri, USA) tedavi planlama sistemine yüklenmiştir.

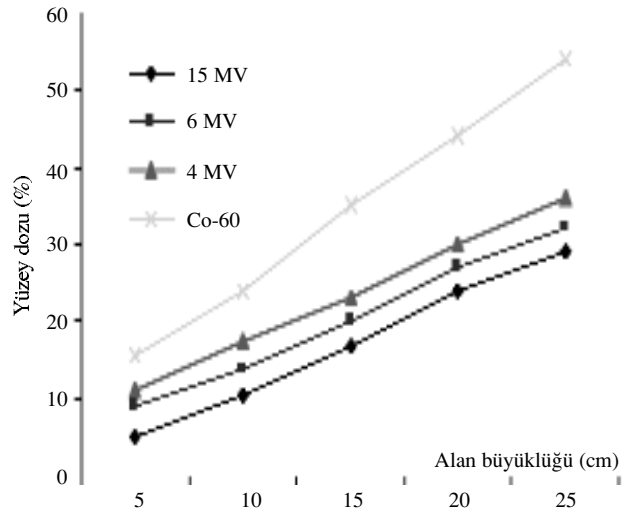
BULGULAR

Co-60, 4, 6 ve 15 MV yüksek enerjili X-ışınlarının, farklı alan büyüklükleri için yüzey dozları Şekil 3'de gösterilmiştir. Beklendiği gibi alan bü-

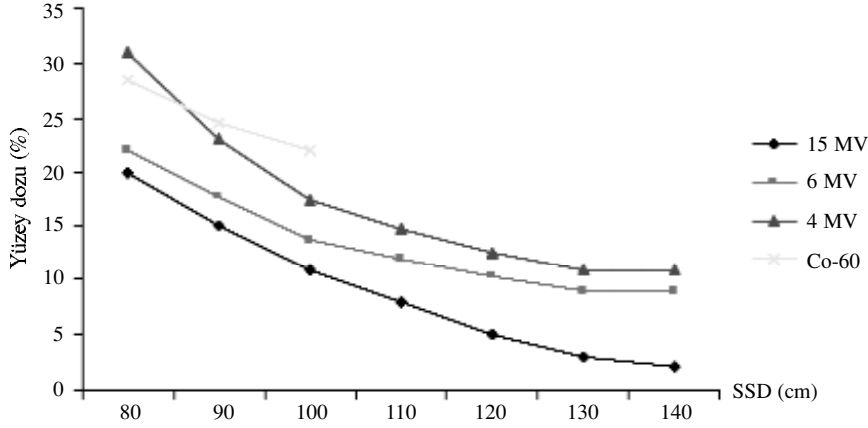


Şekil 3. (a) Co-60 Alcyon cihazına ait, (b) 4 MV ORION cihazına ait, (c) 6 MV SATURN 42 cihazına ait ve (d) 15 MV SATURN 42 cihazına ait farklı alan büyüklükleri için maksimum doz bölgesi doz değerleri.

yüklüğü arttıkça yüzey dozları hemen hemen lineer olarak ($\sim\%1.2$) artmıştır. Enerji arttıkça yüzey dozları azalmıştır. Şekil 4, farklı foton enerjilerinde maksimum bölgedeki dozları göstermektedir. Alan boyutu azaldıkça maksimum doz derinliği daha derinlere doğru gitmektedir. Alan büyüklüğünün artmasıyla maksimum doz derinliği 1-2 mm yüzeye doğru değişmektedir. Yüzey dozlarının SSD ile değişimi Şekil 5'te gösterilmiştir. Grafik incelendiğinde, düşük enerjilerde SSD'nin azalmasıyla yüzey dozların çok hafif arttığı, 15 MV ise bu artışın diğer Co-60, 4 ve 6 MV'lerden biraz daha fazla olduğu görülmektedir. Grafik 4 foton enerji seviyelerinin artmasıyla azalan yüzey dozlarını ve artan maksimum derinliklerini göstermektedir. 10x10 cm² alan büyüklüğü-



Şekil 4. Co-60, 4, 6 ve 15 MV yüksek enerjili X-ışınlarının yüzey dozlarının alan büyüklüğüne göre değişimi.



Şekil 5. Co-60, 4, 6 ve 15 MV yüksek enerjili X-ışınlarının yüzey dozlarının 10x10 cm alan büyüklüğü için SSD ile değişimi.

ne ait yüzey ve maksimum doz bölgesi doz değerleri Co-60, 4, 6 ve 15 MV için Tablo 1'de özetlenmiştir.

TARTIŞMA

Yüksek enerjili foton demetlerinde yüzey dozları, kullanılan cihazların dizaynlarına göre farklılıklar göstermektedir. Hasta tedavisinde kullanılan tedavi planlama sistemlerinin yüzey ve maksimum doz bölgesindeki dozların doğru tanımlanması, özellikle yüzey dozuna doğrudan etki eden bolus kullanımında çok önemlidir ve kullanılan her ışın demeti için ölçülmüştür.

Ölçtüğümüz maksimum doz bölgesi eğrileri literatürde yayınlanmış verilerle karşılaştırıldığında oldukça benzer olduğu görülmektedir. Klein ve ark.nın^[2] bildirdikleri çalışmada 6 MV (Varian)

için 10x10 cm alan büyüklüğünde yüzey dozu %13.8, Mellenberg'in^[9] bildirdiği çalışmada ekstrapolasyon iyon odası ile yapılan ölçümlerde %14.9 olarak bulmuştur. Bizim bulduğumuz %12.6 yüzey dozu ile uygunluk göstermektedir. Mellenberg aynı çalışmada 4 MV için yüzey dozlarını, ekstrapolasyon iyon odası ile %17.9, Markus iyon odası ile %18 bulmuştur. Bu değer, çalışmamızda bulunan %17.4 değeri ile uygunluk göstermektedir. Johnson ve ark.nın^[16] Co-60 ışınları ile yaptıkları çalışmada yüzey dozu %27.7 olarak bulunurken, bizim çalışmamızda %24 bulunmuştur. Mellenberg,^[17] 15 MV için yüzey dozunu %12.2 bildirirken, çalışmamızda %10.2 olarak bulunmuştur.

Diğer araştırmacıların sonuçları ile karşılaştırıldığında bulunan küçük farklılıklar, çalışmalarda

Tablo 1

Co-60, 4MV, 6MV, 15 MV enerji seviyeleri için maksimum doz bölgesi*

Enerji Derinlik (cm)	Co-60 (Alcyon)	4 MV (Orion)	6 MV (Saturn 42)	15 MV (Saturn 42)
Yüzey	24.4	17.4	12.6	10.2
0.5	100	91	86	58.7
1	98.1	100	97.6	80.4
1.5	95.9	98.5	100	91.8
2	93.7	97	98.8	96.9
3	88.7	92.7	95.1	100

*Yüzde doz değerleri, maksimum doz derinliğine normalize edilmiştir. Alan büyüklüğü 10x10 cm²'dir.

kullanılan cihazların dizaynlarına bağlı olarak var olan düzleştirici filtrelerin ve kolimasyon sistemindeki farklılık nedeniyle kafa saçılma faktörlerinin (*head scatter*) değişmesinden kaynaklanmaktadır. Aynı ışın kalitesine sahip iki farklı firmanın cihazlarının yüzey dozları birbirinin aynı olmayabilir.

Yüzey dozlarının kaynak yüzey mesafesine göre değişimlerinin sonucuna bakıldığında, yüzey dozlarının çalışılan bütün enerji seviyelerinde, mesafenin azalmasıyla arttığı görülmüştür. Yüzey dozlarının doğru ölçülerek tedavi planlama sistemi verileri karşılaştırılması tedavi kararını etkileyebileceği için önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda bulduğumuz yüzey dozları tedavi planlama sistemine yüklenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Klein EE, Esthappan J, Li Z. Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator. *J Appl Clin Med Phys* 2003;4(1):1-7.
2. Klein EE, Purdy JA. Entrance and exit dose regions for a Clinac-2100C. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27(2):429-35.
3. McCullough EC. A measurement and analysis of buildup region dose for open field photon beams (cobalt-60 through 24 MV). *Med Dosim* 1994;19(1):5-14.
4. Ravikumar M, Ravichandran R. Dose measurements in the build-up region for the photon beams from Clinac-1800 dual energy medical linear accelerator. *Strahlenther Onkol* 2000;176(5):223-8.
5. Butso MJ, Cheung T, Yu PK, Webb B. Variations in skin dose associated with linac bed material at 6 MV x-ray energy. *Phys Med Biol* 2002;47:N25-30.
6. Nilsson B, Brahme A. Contamination of high-energy photon beams by scattered photons. *Strahlentherapie* 1981;157(3):181-6.
7. Nilsson B, Brahme A. Electron contamination from photon beam collimators. *Radiother Oncol* 1986;5(3):235-44.
8. Manson DJ, Velkley D, Purdy JA, Oliver GD. "Measurements of surface dose using build-up curves" obtained with an extrapolation chamber. *Radiology* 1975;115(2):473-4.
9. Mellenberg DE Jr. Determination of build-up region over-response corrections for a Markus-type chamber. *Med Phys* 1990;17(6):1041-4.
10. Nilsson B. Electron contamination from different materials in high energy photon beams. *Phys Med Biol* 1985;30(2):139-51.
11. IAEA Technical Reports Series No: 381. The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams, an international code of practice for dosimetry. 1997.
12. Gerbi BJ, Khan FM. Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. *Med Phys* 1990;17(1):17-26.
13. Gerbi BJ, Khan FM. The polarity effect for commercially available plane-parallel ionization chambers. *Med Phys* 1987;14(2):210-5.
14. Velkley DE, Manson DJ, Purdy JA, Oliver GD Jr. Build-up region of megavoltage photon radiation sources. *Med Phys* 1975;2(1):14-9.
15. BJR Supplement 25. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. British Institute of Radiology, 1996.
16. Johnson MW, Griggs MA, Sharma SC. A comparison of surface doses for two immobilizing systems. *Med Dosim* 1995;20(3):191-4.
17. Mellenberg DE. Dose behind various immobilization and beam-modifying devices. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32(4):1193-7.