

Kolimatör dizaynlarının elektron demetlerinin derin doz dağılımlarına etkisinin araştırılması

The effects of collimation designs on the depth dose distributions of electron beams

Evren Ozan GÖKSEL,¹ Murat OKUTAN,² Aydın ÇAKIR,² Hatice BİLGE²

¹Acıbadem Sağlık Grubu, Kozyatağı Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü;
²Istanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı

AMAÇ

Farklı ikincil kolimatör sistemine sahip iki lineer hızlandırıcıdan, birbirlerine yakın enerji seviyelerinde elde edilen elektron ışın demetlerinin derin doz dağılımları belirlendi ve farklı kolimasyon sistemlerinin doz dağılımı üzerindeki etkisi araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma, Saturne-42 (trimmer) ve Oncor (konüs) lineer hızlandırıcılarında yapıldı. Yüzde derin doz dağılımları, paralel-plan iyon odası ve katı fantom kullanılarak sabit kaynak cilt mesafesinde elde edildi.

BULGULAR

Her iki cihazda nominal enerjileri (9-12 MeV) ve fantom yüzeyindeki ortalama enerjileri (8,1-10,8 MeV) aynı olan, elektron ışın demetlerinin, derin doz dağılımlarının, birbiriyle aynı olmadığı görüldü. Fantom yüzeyindeki ortalama enerjiler arasındaki fark arttıkça, derin doz eğrileri arasındaki farklılıklar artmakta idi.

SONUÇ

Bu çalışmada, iki cihazın nominal enerjilerinin aynı olması durumunda bile derin doz parametrelerinin farklı olabileceği görülmüştür. Eğer farklar kabul edilebilir sınırlar içinde değil ise tedavide farklı cihazlar bir birlerinin yerine kullanılmamalıdır.

Anahtar sözcükler: Derin doz; elektron ışınları; konüs; trimmer.

OBJECTIVES

The purpose of the present study was to investigate the effects of collimation designs on the depth dose distribution of close energy electron beams for two different linear accelerators (LINACs) with different types of secondary collimation systems.

METHODS

Saturne-42 (trimmer) and Oncor (cone) linear accelerators were used for the study. Depth dose measurements were done at constant SSD with solid water phantom and plane-parallel ionization chamber.

RESULTS

Depth dose distributions for both LINACs with the same nominal energies (9-12 MeV) and same incident mean energies (8.1-10.8 MeV) on phantom surface were found to be different. The discrepancies of the depth dose distribution curves were increased, with an increasing difference in incident mean energy.

CONCLUSION

The current study shows that the depth dose parameters may vary between two different LINACs for electron beams although the same nominal energy is used. If differences are not within acceptable ranges, the machines should not be used in place of each other.

Key words: Depth dose; electron beam; cone; trimmer.

Elektron ışın demetleri cilt ve cilt yüzeyinden yaklaşık 5 cm derinliğe kadar olan tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının en önemli nedeni, derin doz dağılımlarının şekli ve göreceli olarak yüksek yüzey dozudur. Klinikte elektron ışınlarının derin doz parametrelerinin bilinmesi doğru enerjinin seçilmesi açısından önemlidir.^[1,2] Yüksek enerjilerde bu dağılım, ilk milimetrelerde geniş bir plato çizer ve bunu hızlı bir düşüşle Bremsstrahlung kuyruğu izler.^[3] Düşük enerjilerde bu özellik ışınlanacak hacmin arkasında uzanan sağlıklı dokuları koruyarak subdermal tümörlerin ışınlanmasına olanak sağlar. Kliniklerde elektron ışınları, dudak ve cilt kanserlerinde, meme kanserinde göğüs duvarının ışınlanmasında, lenf nodüllerinin ek tedavisinde, tümör yatağının ek tedavisinde ve intraoperatif tedavilerde kullanılmaktadır.^[4-7] Tedavi amaçlı kullanılan elektron enerjileri 4-20 MeV'dir.^[8]

Elektron ışın alanlarının klinikte kabul edilebilir homojen doz dağılımına sahip olabilmeleri için ışın saçıcıların ve kolimasyonların uygun tasarlanması gerekir. Temel olarak, birincil kolimatör kaynağı kapar ve maksimum alan büyüklüğünü belirler. İkincil kolimatör (trimmer veya konüs) hastanın gerçek tedavi alanını belirler.^[9,10] Hasta tedavi alanları, farklı cihazlarda, alan açıklığı ayarlanabilen trimmer bar ve farklı alan büyüklüklerinden oluşan konüs serileri kullanılarak oluşturulabilir. İkincil kolimatörlerdeki tasarım farklılıkları doz parametrelerini etkileyebilmektedir.

Bu çalışmada, farklı ikincil kolimatör sistemine sahip iki lineer hızlandırıcıdan birbirlerine yakın enerji seviyelerinde elde edilen elektron ışın demetlerinin derin doz dağılımları belirlendi ve farklı kolimasyon sistemlerinin doz dağılımı üzerindeki etkisi araştırıldı.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma, Saturne-42 (GE-MS, Buc, Fransa) ve Oncor (Siemens Medical Solution, ABD) lineer hızlandırıcı cihazlarında yapıldı. Oncor cihazı 6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji (NE) seviyelerinde elektron demetleri üreten bir lineer hızlandırıcıdır. Cihaz çok

yapraklı (*multileaf*) kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar alt kolimatöre (X_1, X_2) yerleştirilmiştir ve 82 adettir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör (Y_1, Y_2) sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur. Elektron ışını uygulamalarında, $r=5$ cm, 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm² ve 25×25 cm²'lik standart alanlı konüsler kullanılır. Konüsler lineer hızlandırıcıya yerleştirildiğinde kolimatör çeneleri otomatik olarak sabit pozisyona gelir. Target konüs mesafesi 95 cm'dir. Standart elektron ışınlamaları için kaynak cilt mesafesi (KCM) 100 cm'dir. Tedavi sırasında hasta ile konüs arasında 5 cm hava boşluğu vardır. Saturne-42 cihazı ise 6 ve 15 MV foton ile 4,5, 6, 7,5, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV NE seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Kolimatör yapısında, simetrik ve asimetric hareket edebilen (X_1, X_2) ve yalnız simetrik hareket edebilen (Y_1, Y_2) çeneleri mevcuttur. Elektron ışını uygulamalarında, 100 cm KCM'de 2×2 cm²'den 30×30 cm²'ye kadar açılabilen trimmerler kullanılır. Target trimmer mesafesi 90 cm'dir. Tedavi sırasında hasta ile trimmer arasında 10 cm hava boşluğu vardır.

Fantom olarak RW-3 (PTW, Feiburg, Almanya) katı su fantomu kullanıldı. RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılan, beyaz *polystyrene*'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1,045 g/cm³, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23}$ e/cm³ olan bir fantom materialıdır. ⁶⁰Co'dan 20 MV foton ile 4 MeV'den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde dizayn edilmiştir. Boyutları 40×40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhaları bulunmaktadır.

Ölçümler Markus - PTW-23343 (PTW, Feiburg, Almanya) paralel plan iyon odası kullanılarak yapıldı. Bir paralel plan iyon odası, bir yüksek voltaj elektrodu ve bir de duyarlı hacimle kapatılmış ölçüm elektrodundan oluşur. Merkezdeki ölçücü elektrodun etrafında, karanlık akımları ve pertürbasyon etkisini sınırlamak için, gerilim oluşturan koruyucu bir halka bulunur. Paralel plan iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve *build-up* dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi iyonizasyon odalarının

elektrot mesafeleri sabittir. Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi paralel-plan iyon odasının hacmi $0,055 \text{ cm}^3$, elektrot mesafesi 2 mm ve koruyucu halka genişliği 0,2 mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu 2.76 mg/cm^2 dir ($0,025 \text{ mm}$ su eş-değeri).

Şekil 1a ve 1b'de görüldüğü gibi iyon odasının merkezi ışın merkez ekseninde, iyon odasının ön yüzü elektron demetinin geliş yönünde olacak şekilde fantom yüzeyine yerleştirildi. Ölçümlere, yüzeyden başlandı ve iyon odasının üzerine gerekli kalınlıkta fantomlar yerleştirilerek devam edildi. Ölçümlerde sabit MU (monitor unit) ve $\text{KCM}=100 \text{ cm}$ kullanıldı. Ölçüm sonucu elde edilen değerler maksimum doz değerine normalize edilerek yüzde iyonizasyon grafikleri elde edildi. Bu grafiklerden R_{50} (dozun %50'sinin oluştuğu derinlik) değerleri bulundu ve International Atomic Energy Agency (IAEA) Protokol-381'den^[11] yararlanılarak E_0 değerleri aşağıdaki formül ile hesaplandı.

$$E_0 [\text{MeV}] = 0,818 + 1,935 (R_{50}^j) + 0,040 (R_{50}^j)^2$$

Burada E_0 , elektron ışınlarının fantom yüzeyindeki ortalama enerjisi, R_{50}^j ise yüzde iyonizasyon eğrisinden bulunan %50'lik doz derinliğidir.

Elde edilen E_0 değerleri cihazlara göre karşılaştırılmak üzere Tablo 1'de verilmiştir.

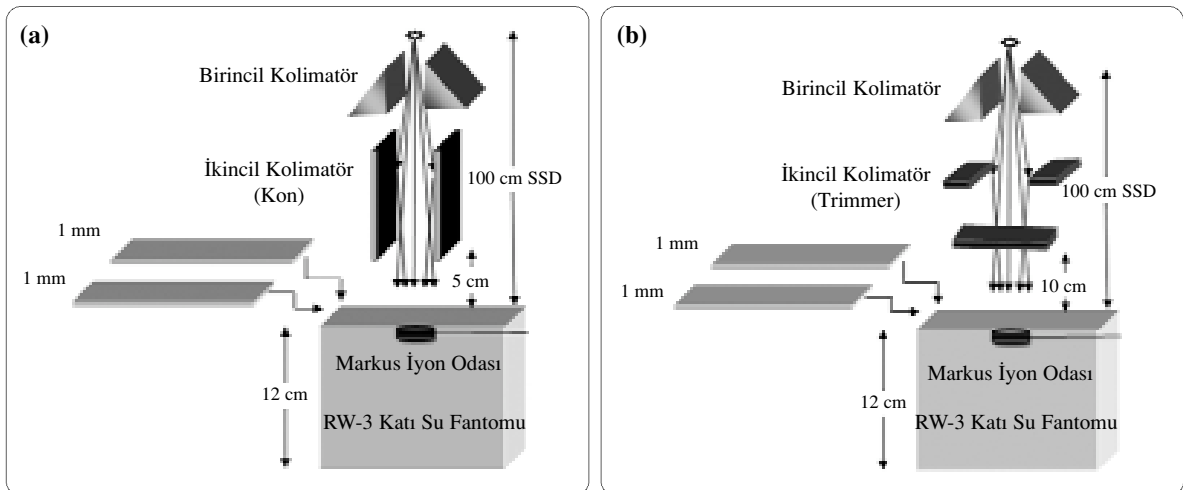
Daha sonra R_{50} ve E_0 değerlerinden faydalanarak IAEA Protokol-381'den^[11] *stopping power* değerleri bulundu ve ölçüm değerleri absorbe doza dönüştürüldü.

Absorbe doz değerleri yeniden normalize edilerek, absorpsiyon yüzde derin doz eğrileri elde edildi. Bu eğrilerden D_0 (yüzey dozu), d_{max} (maksimum doz derinliği), R_{85} (%85'lik doz derinliği) ve R_{50} (%50'lik doz derinliği) değerleri bulunarak farklı kolimasyon sistemine sahip iki cihaz arasında karşılaştırma tabloları oluşturuldu.

BULGULAR

Elektron ışınları radyoterapide önemli bir tedavi seçeneğidir ve yüzeysel tümörlerin tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak elektron ışınlarının, cihazların kolimatör sistemlerinden kolay etkilenmeleri ve elektronlarla yapılan tedavilerde tedavi derinliklerinin milimetreler mertebesinde hassasiyet gösterebilmelerinden dolayı bu ışınların dozimetrisinin doğruluğu özel bir önem taşımaktadır.

Elektron ışınlarının derin doz dağılımlarının cihazların kolimasyon sistemlerine bağlılığının araştırıldığı bu çalışmada, örnek olarak $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan için elde edilen iyonizasyon yüzde derin doz eğrileri ve absorpsiyon yüzde derin doz eğrileri Saturne-42 cihazı için Şekil 2 ve Oncor cihazı için Şekil 3'de gösterilmektedir. Şekil 2 ve 3



Şekil 1. Deney düzenekleri; (a) Oncor cihazı için, (b) Saturne-42 cihazı için.

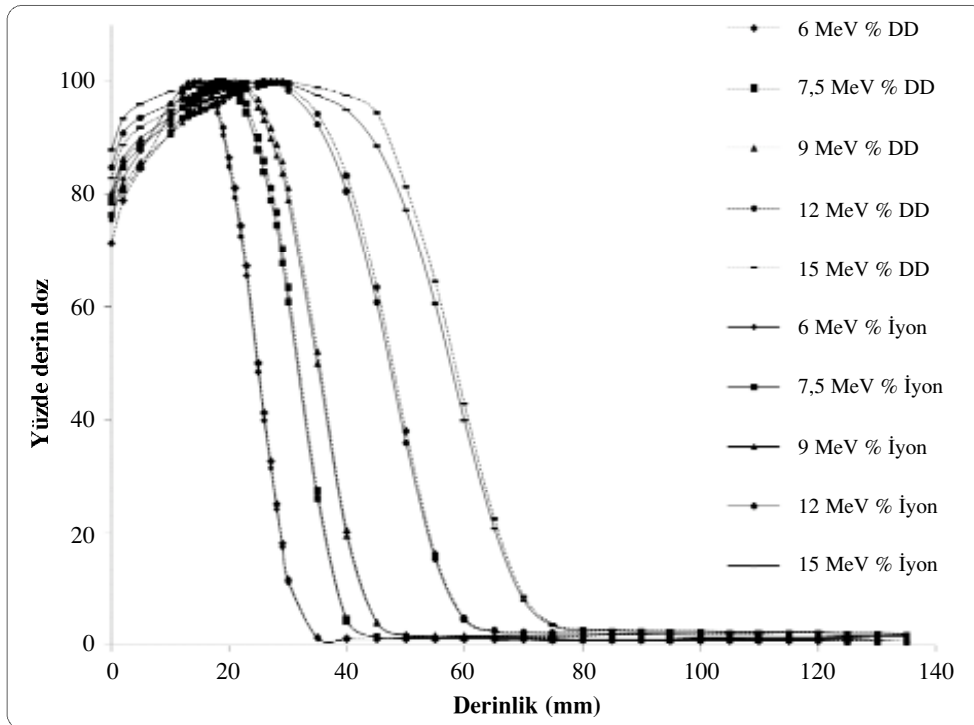
Tablo 1

Oncor (Onc) ve Saturne (Sat) lineer hızlandırıcılarında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan büyüklüğünde elektron demetleri için bulunan E_0 değerleri

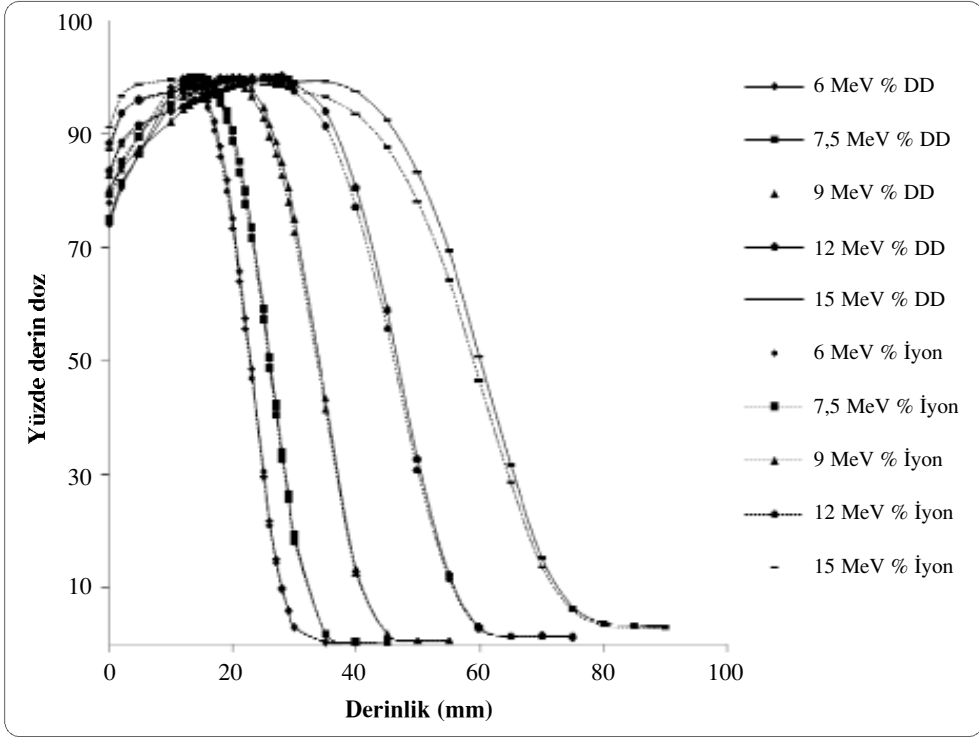
Nominal enerji (MeV)									
6 MeV		7-7.5 MeV		9 MeV		12 MeV		15 MeV	
Nominal enerjiye karşılık hesaplanan E_0 (MeV)									
Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat
5,5	5,9	6,2	7,5	8,1	8,1	10,8	10,8	13,8	13,3

incelendiğinde, her iki lineer hızlandırıcıda 6, 7/7,5 ve 9 MeV'de iyonizasyon ve absorpsiyon yüzde derin doz eğrilerinin birbirine yakın olduğu, farklılığın başladığı 12 MeV'in absorpsiyon eğrisinde R_{50} değerinin 1 mm arttığı, 15 MeV'de bu farklılığın daha fazla olduğu görülmektedir. Tedavi planlama sistemlerine derin doz bilgileri yüklenirken 12 MeV'in üzerindeki enerjilerde mutlaka absorpsiyon yüzde derin doz bilgileri kullanılmalıdır. Absorbe derin doz bilgileri kullanılarak iki cihazın E_0 enerjileri hesaplanmış ve Tablo 1'de gösterilmiştir. Tablo 1 incelendiğinde, iki cihazın

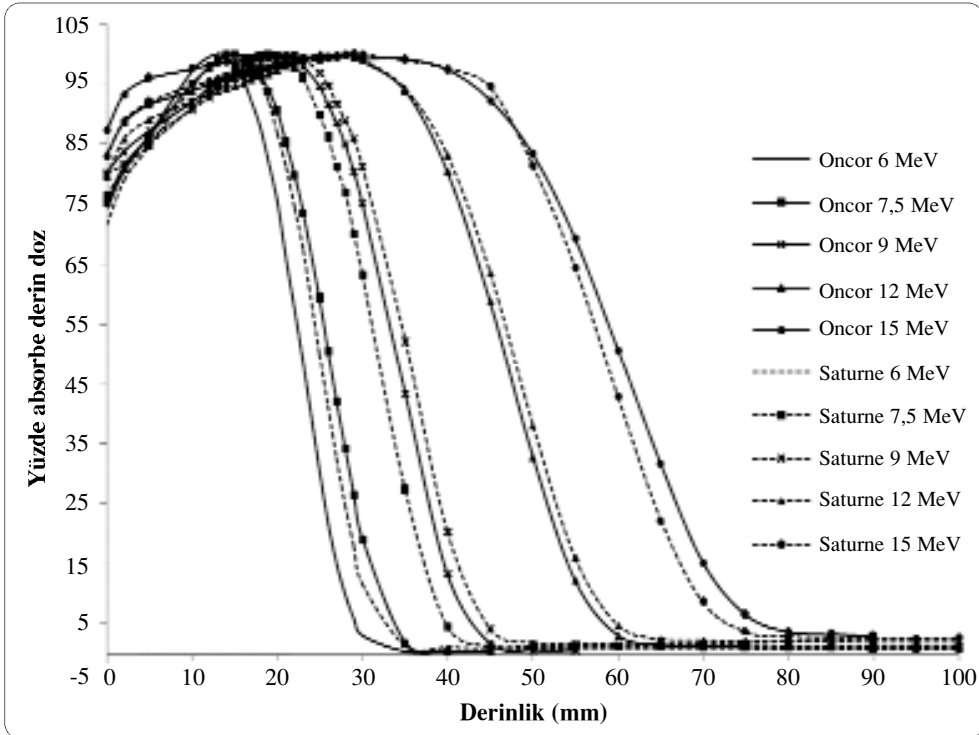
E_0 enerjilerinin 9 ve 12 MeV NE'lerinde aynı olduğu, 6 ve 15 MeV NE'lerinde ise E_0 değerlerinin birbirine oldukça yakın olduğu görülmektedir. Buna karşın, Oncor 7 MeV ve Saturne 7,5 MeV NE'lerinde E_0 değerleri arasında önemli derecede fark (1,3 MeV) olduğu görülmüştür. Her iki lineer hızlandırıcı için elde edilen absorpsiyon yüzde derin doz değerleri Şekil 4'de gösterilmektedir. Bu grafikler incelendiğinde, her iki cihazda NE (9-12 MeV) ve E_0 değerleri (8,1 ve 10,8 MeV) aynı olan elektron ışın demetlerinin derin doz dağılımlarının birbirin aynı olmadığı görülmektedir. Bu farklılık



Şekil 2. Saturne-42 lineer hızlandırıcısıyla elde edilen $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan büyüklüğündeki elektron demetlerinin iyonizasyon ve absorpsiyon yüzde derin doz eğrileri.



Şekil 3. Oncor lineer hızlandırıcısıyla elde edilen 10x10 cm² alan büyüklüğündeki elektron demetlerinin iyonizasyon ve absorpsiyon yüzde derin doz eğrileri.



Şekil 4. 10x10 cm² alan büyüklüğünde Oncor ve Saturne-42 lineer hızlandırıcılarına ait absorpsiyon yüzde derin doz eğrileri.

Tablo 2Oncor (Onc) ve Saturne-42 (Sat) cihazlarında farklı alan boyutlarında ölçülen D_{max} , R_{85} ve R_{50} değerleri

	6 MeV		7 - 7,5 MeV		9 MeV		12 MeV		15 MeV	
	Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat	Onc	Sat
5x5 cm ²										
D_0 (%)	72,2	71,4	73,6	74,0	79,8	80,6	83,0	80,6	86,4	83,4
D_{max} (mm)	13	14	14	18	19	19	25	26	29	30
R_{85} (mm)	18	20	21	26	28	29	37	37	45	46
R_{50} (mm)	23	25	26	32	34	35	48	47	58	57
10x10 cm ²										
D_0 (%)	74,1	71,5	75,2	76,4	80,2	80,0	83,3	79,6	87,3	83,0
D_{max} (mm)	13	15	15	19	20	21	28	29	29	29
R_{85} (mm)	19	20	21	26	28	29	40	39	49	49
R_{50} (mm)	23	25	26	32	35	35	47	47	60	58
20x20 cm ²										
D_0 (%)	77,0	76,7	78,7	77,2	86,0	83,9	85,9	81,3	90,7	83,3
D_{max} (mm)	13	14	13	19	20	21	29	28	29	29
R_{85} (mm)	19	20	21	26	29	29	39	41	50	47
R_{50} (mm)	23	25	27	32	34	35	47	47	61	58

lineer hızlandırıcıların ikincil kolimasyonlarının farklılığından kaynaklanmaktadır. E_0 değerleri arasındaki fark arttıkça derin doz eğrileri arasındaki farklılıklar artmaktadır. Bu durum beklenildiği gibi en belirgin olarak 7-7,5 MeV nominal enerjilerinde görülmektedir.

Şekil 4'deki derin doz eğrilerinden elde edilen yüzey dozu (D_0), maksimum doz derinliği (D_{max}), %85 (R_{85}) ve %50 (R_{50}) doz derinlikleri alan boyutuna bağlı olarak Tablo 2'de özetlenmiştir. Yüzey dozları karşılaştırıldığında en büyük farkın 15 MeV'de olduğu bulunmuştur. Farklar, 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutları için sırasıyla %2,4, %4,3 ve % 7,8'dir. Alan boyutu arttıkça yüzey dozları arasındaki farklar artmaktadır. Tablolarda D_{max} değerleri arasındaki en yüksek fark ise, E_0 değerleri arasındaki farkın en yüksek olduğu 7-7,5 MeV'de görülmüştür. Bu enerjide saptanan maksimum farklar 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alanlarda sırası ile 4 mm, 4 mm ve 3 mm'dir. R_{85} ve R_{50} değerleri karşılaştırıldığında maksimum farkların yine 7-7,5 MeV'de olduğu görülmüştür. Bu enerjide

R_{85} 'ler arasında belirlenen maksimum farklar 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alanların tamamında 5 mm olarak saptanmıştır. Öte yandan aynı nominal enerjide R_{50} 'ler arasında saptanan maksimum farklar ise 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alanlarda sırası ile 6 mm, 6 mm ve 5 mm'dir.

TARTIŞMA

İki tedavi cihazı için incelenen derin doz parametreleri ve ortalama enerji değerleri arasındaki farklılıkların, iki cihazın kafa yapılarındaki ve ikincil kolimatör sistemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Mills ve ark.^[12] elektron ışınlarıyla oluşan dozun, saçılan elektronlardan kaynaklandığını, bu saçılmanın alan bağımlı olduğunu ve bu saçılmaların büyük ölçüde kolimatör tasarımlarına bağlı olduğunu söylemişlerdir. Aynı enerjilerde çalışan farklı elektron kolimasyon sistemine sahip lineer hızlandırıcılarda doz verimi faktörlerinin belirgin ölçüde farklı olabileceğini belirtmişlerdir. Kirby ve ark.^[13] 70 farklı elektron lineer hızlandırıcısının derin doz para-

KAYNAKLAR

metrelerini incelemişler ve aynı nominal enerjiye sahip olsalar bile farklı makinelerin dikkat çekici şekilde farklı derin doz parametrelerine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Bizim sonuçlarımızda da Kirby ve ark.^[13] sonuçlarına paralel olarak, aynı nominal enerjide bile olsalar, derin doz parametrelerinin, lineer hızlandırıcıların ikincil kolimatör yapılarına sıkı şekilde bağlı olduğu görülmektedir. Farklı nominal enerjiler olan Saturne-42 (7,5 MeV) ve Oncor (7 MeV) elektron enerjilerinde bu durum daha belirgin olarak görülmektedir. Elektron ışınlarının klinikte uygulanabilirliği için kullanılan ikincil kolimatör sistemleri olan trimmer bar ve konüsler kullanım kolaylıkları yönünden karşılaştırıldığında, trimmer barların bütün kare ve dikdörtgen alanları motorize olarak oluşturabilmelerine karşın, konüs sisteminde sadece $r=5$ cm, 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm² ve 25×25 cm² lik standart alanlı konüsler kullanıma hazır bulunmaktadır. Bu nedenle çeşitli kare ve dikdörtgen alanları oluşturabilmek için özel bloklar hazırlanması gereklidir. Bu gibi zorluklardan, hasta yoğunluğu olan kliniklerde, trimmer bar sisteminin kullanımı konüs sistemine göre daha kolay, zaman ve maddiyat yönünden daha verimlidir. Ancak günümüzde üretilen klinik lineer hızlandırıcıların çoğu, kişiye özel blok kullanılabilmesi nedeniyle, elektron tedavisinde ikincil kolimatör olarak konüs sistemini tercih etmektedirler.^[14] Konüs sistemi ile sınırlı sayıda kare ve dikdörtgen alanlar oluşturabilme sorunu, klinikte sık kullanılan alanlar belirlenip, gerekli olan bloklar önceden hazırlanarak giderilebilir. Bu yöntem zaman ve *set-up* kolaylığı açısından avantajlar sağlayabilir.

Sonuç olarak, aynı nominal enerjiye sahip, iki farklı lineer hızlandırıcıdan elde edilen elektron demetlerinde, nominal enerjileri ile birlikte fantom yüzeyindeki ortalama enerji değerlerinin aynı olması durumunda bile derin doz parametrelerinin farklı olabileceği görülmüştür. Elektron ışın demetleri yüzeye yakın lezyonların tedavisinde kullanıldığı için bu farklar önemli olabilmektedir. Lineer hızlandırıcılar birbirlerinin yerine kullanılmak istendiğinde bu farklılıklar dikkate alınmalıdır.

1. Klevenhagen SC. Physics of electron beam therapy. In collaboration with the hospital physicist association. Bristol: Adam Hilger Ltd.; 1985.
2. Günhan B, Kemikler G, Koca A. Determination of surface dose and the effect of bolus to surface dose in electron beams. Med Dosim 2003;28(3):193-8.
3. Khan FM. The Physics of radiation therapy. 3rd ed. Baltimore, MD: Lippincot Williams and Wilkins; 2003.
4. Parida DK, Verma KK, Chander S, Joshi RC, Rath GK. Total skin electron irradiation therapy in mycosis fungoides using high-dose rate mode: a preliminary experience. Int J Dermatol 2005;44(10):828-30.
5. Amin-Zimmerman F, Paris K, Minor GI, Spanos W. Postmastectomy chest wall radiation with electron-beam therapy: outcomes and complications at the University of Louisville. Cancer J 2005;11(3):204-8.
6. Hurkmans CW, Saarnak AE, Pieters BR, Borger JH, Bruinvis IA. An improved technique for breast cancer irradiation including the locoregional lymph nodes. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;47(5):1421-9.
7. Yaparalvi R, Fontenla DP, Beitler JJ. Improved dose homogeneity in scalp irradiation using a single set-up point and different energy electron beams. Br J Radiol 2002;75(896):670-7.
8. Tapley N. High-energy photon and electron beam. Cancer 1977;39(2 Suppl):788-801.
9. Karzmark CJ. Advances in linear accelerator design for radiotherapy. Med Phys 1984;11(2):105-28.
10. Mills MD, Hogstrom KR, Almond PR. Prediction of electron beam output factors. Med Phys 1982;9(1):60-8.
11. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An International Code of Practice for Dosimetry. Technical Report Series No.381, IAEA. Vienna; 1997.
12. Mills MD, Hogstrom KR, Fields RS. Determination of electron beam output factors for a 20-MeV linear accelerator. Med Phys 1985;12(4):473-6.
13. Kirby TH, Gastorf RJ, Hanson WF, Berkley LW, Gagnon WF, Hazle JD, et al. Electron beam central axis depth dose measurements. Med Phys 1985;12(3):357-61.
14. Schlegel W, Mahr A. 3D conformal radiation therapy. A Multimedia introduction to methods and techniques. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 2007.