

Asimetrik Elektron Alanı Dozimetri Parametrelerinin Değerlendirilmesi

Songül Çavdar Karaçam¹, Ayşe Koca¹, Basri Günhan²

¹İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul

²İtalyan Hastanesi, İstanbul

Özet

Bu çalışmada elektron ışınlarında asimetrik alanların kullanımında dozimetrik parametrelerin bulunması ve tedavi planlama sistemiyle uygunluğunun değerlendirilmesi amaçlandı. 6 and 15 MV foton enerjili ve 4,5, 6, 7,5, 9, 12, 15, 18, 21 MeV elektron enerjilerine sahip GE CGR Saturne-42 model lineer hızlandırıcı cihazı ve ISIS 3D TPS kullanıldı. Su fantomunda simetrik ve asimetrik alanda elde edilen yüzde derin doz, doz profili ve izodoz dağılımları elde edildi. Sonuçlar klinik kullanımda olan ISIS 3D TPS de elektron ışınlarının dozimetrik karakteristikleriyle karşılaştırıldı. Asimetrik elektron alanlarının klinikte kullanılabileceği görüldü.

Anahtar kelimeler: Asimetrik kolimatör, elektron ışınları, tedavi planlama

Cerrahpaşa Tıp Derg 2009; 40: 63-67

The evaluation dosimetry parameters of asymmetric collimation for electron beams

Abstract

The purpose of this study is to find out the dosimetric parameters of electron beams for the usage of asymmetric fields, and checks the accuracy of treatment planning system. A GE CGR Saturne-42 model linear accelerator which produces dual photon energies of 6 and 15 MV, and eight energies of 4,5, 6, 7,5, 9, 12, 15, 18, 21 MeV. 6 and 15 MeV electron energies and an ISIS 3D TPS were used in this study. Percent depth doses(PDDs), dose profiles, and isodose distributions for symmetric and asymmetric fields were generated in a water phantom. The results are compared with dosimetric characteristics of electron beams from ISIS 3D TPS in clinical use. It has been seen that the asymmetric fields can be used in the clinics.

Key words: Asymmetric collimator, electron beams, treatment planning

Cerrahpaşa J Med 2009; 40: 63-67

Lineer hızlandırıcılar yüksek frekans ve yüksek potansiyel alanıyla, elektronları düz bir hat boyunca ivmelendirerek yüksek enerjilere ulaştıran cihazlardır [1]. Hızlanan elektronlar, tedavi modunun seçimine bağlı olarak, ya X-ışını hedefine ya da doğrudan elektron penceresine yönlendirilebilir. X-ışını tedavisi için huzme düzleştirici filtre, elektron ışını tedavisinde saçıcı filtre bulunur. Elektron ışınları dalga hızlandırıcıdan çıkışlarında küçük (yaklaşık 3-4 mm çapında) ve tek enerjilidir. Elektronlar manyetik alanla yönlendirilip, istenilen bir enerjiye bağımlı seçilen elektron dağıtıcı yapıklara doğru birbirleriyle etkileşmek üzere odaklanırlar ve bu

radoterapi için gerekli, geniş, dağıtılmış ve düzenli dozların oluşumunu sağlar [1,2,3]. Radyasyon huzmesinin birincil kolimasyonu, ağır metal alaşımı veya kurşun bloklarla sağlanır. Kolimatörler, huzme düzgünlüğünü iyileştirmek ve farklı alan boyutlarını elde etmek için tasarlanmıştır. Tüm kolimatörler maksimum alan boyutunu belirlemek için kaynağa yakın bir primer kolimasyon ve tedavi alanını belirlemek için hastaya yakın ikinci bir kolimasyondan oluşur [2]. Zaman içerisinde lineer hızlandırıcıların teknik özelliklerinde yenilikler olmuş ve radyasyon onkolojisi kliniklerinde, simetrik kolimatörlü hızlandırıcıların yerini asimetrik kolimatörlü hızlandırıcılar almaya başlamıştır [4]. Cihazda bulunan asimetrik kolimatör özelliği sekonder kolimatörlerin birbirinden bağımsız hareket edebilme özelliği ile sağlanabilmektedir. Özellikle foton ışınlamalarında bi-

Alındığı Tarih: 15 Mayıs 2009

Yazışma Adresi (Address): Fiz. Dr. Songül Ç. Karaçam
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
Cerrahpaşa - İstanbul
e-posta: songulkaracam@yahoo.com

doi:10.2399/ctd.09.63

<http://www.ctf.edu.tr/dergi/online/2009v40/s2/a4.pdf>

tişik alanların tedavisinde ışın diverjanslarının alan kenarlarında çakışmasından dolayı meydana gelen doz homojenite probleminin ortadan kaldırılmasında faydalanabilecek yöntemlerden biridir [4-8].

Foton ışınlamalarında bulunan asimetrik kolimasyon özelliği Saturne-42 lineer hızlandırıcı cihazında elektron ışınlamalarında trimerlerle sağlanabilmektedir [9, 10]. Trimerlerle sağlanan asimetrik kolimasyon sisteminin özelliğinin rutin uygulamalarda farklı tedavi alan ve şekilleri için kullanılması gerekebilir. Ancak alan boyutundaki modifikasyonlar önemli bir şekilde dozimetriyi etkileyebilir [11]. Bu sebeple cihazın elektron ışınlamalarında sağladığı asimetrik kolimasyon özelliği farklı elektron enerjileri için doz dağılımları elde edilerek değerlendirildi. Ayrıca elde edilen sonuçlar hasta tedavi planlarının oluşturulduğu ISIS 3D tedavi planlama sistemiyle (TPS) karşılaştırılarak tedavi planlama sistemi algoritmasının cihazla ait olan asimetrik kolimasyon özelliğini destekleyip desteklemediği değerlendirildi.

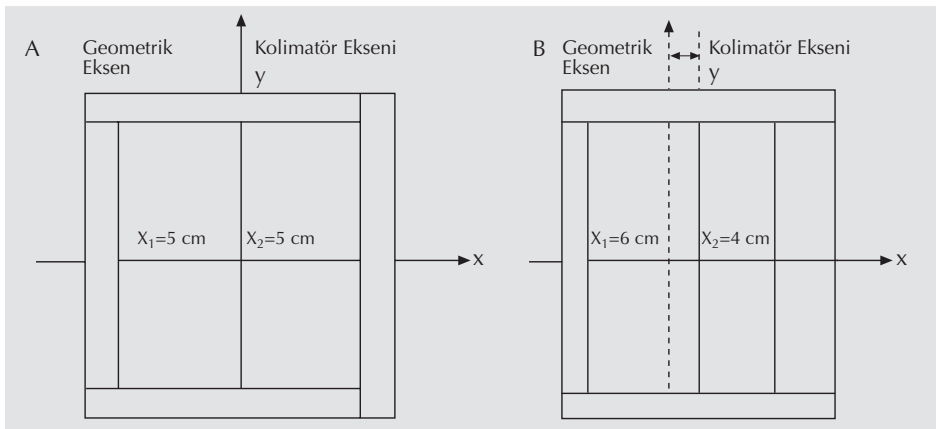
Gereç ve Yöntem

Ölçümler Saturne 42 lineer hızlandırıcı cihazında yapıldı. Cihazda 6 ve 15 MV iki foton enerjisi ve 4.5 ile 21 MeV arasında değişen 8 elektron enerjisi bulunmaktadır. Cihazın kolimatör sistemi, primer kolimatörlerden ve bunlara monte edilebilen aynı anda hareket olanağı olan X_1 , X_2 , Y_1 , Y_2 trimerlerinden oluşur. Elektron tedavilerinde kullanılmak üzere cihazda 2 set elektron trimeri bulunmaktadır. Setlerden biri 10×10 cm'e kadar olan alanlar, diğeri 30×30 cm'e kadar olan tüm tedavi

alanlarında kullanılmak üzere küçük ve büyük olmak üzere iki set şeklinde tasarlanmıştır. Her iki sette de X trimerleri kaynaktan 90 cm, Y trimerleri 87.5 cm mesafededir [9].

Elektron ışınlarında asimetrik alan kullanım değerlendirilmesini yapmak için ilk aşamada WP 700 Wellhöfer su fantomu ile 6 ve 15 MeV enerjilerinde kaynak yüzey mesafesi 100 cm (Source Skin Distance-SSD), 10×10 cm² alan boyutunda (X_1 : 5cm, X_2 :5 cm Y:10 cm) simetrik alanda derin doz değerleri alındı. Daha sonra cihaza ait asimetrik kolimatör özelliğinden yararlanarak X_1 : 6cm, X_2 :4 cm Y:10cm ve X_1 :8 cm X_2 :2 cm Y:10 cm olmak üzere asimetrik alanlar oluşturuldu ve ölçümler alındı. Tüm ölçümler maksimum doz noktasına normalize edildi. Ayrıca sırasıyla her bir enerjiye ait maksimum doz derinliklerinde (1.3 ve 2.9 cm) SSD 100 cm'de PTW Unidos dozimetre, PTW 1882 0.6 cc iyon odası ve RW-3 katı su fantomu kullanılarak doz verimi ölçümleri yapıldı.

İkinci aşamada ISIS 3D tedavi planlama sisteminden yararlanıldı. ISIS 3D tedavi planlama sistemi simetrik alanların doz planlamalarının yanı sıra simetrik alanların verilerinden yararlanarak asimetrik ve multilif kolimatörlerle yaratılan alanların planlamasını da yapabilmektedir. Aynı ölçüm koşulları ISIS 3D tedavi planlama sisteminde (TPS) oluşturularak, cihazda WP 700 Wellhöfer su fantomuyla elde edilen ölçüm verileriyle karşılaştırması yapıldı. Saturne-42 lineer hızlandırıcı cihazının mekanik olarak sağladığı asimetrik kolimatör özelliğinin klinikte kullanılıp kullanılmayacağı değerlendirildi.

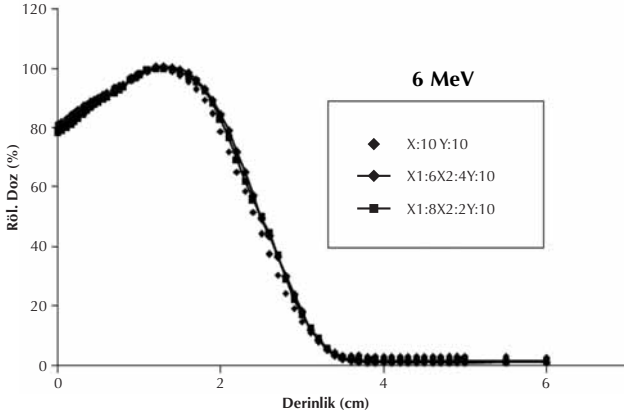


Şekil 1. Simetrik alan (A) ve (B) Asimetrik alan.

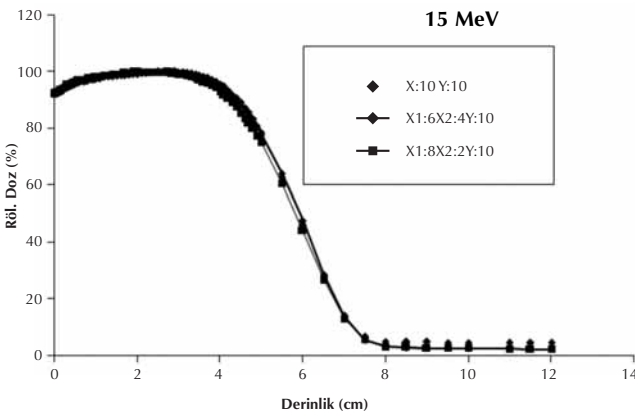
Bulgular

Saturne 42 lineer hızlandırıcı cihazında 6 ve 15 MeV için su fantomu ile yapılan ölçümlerde elde edilen derin dozlar Şekil 2 ve 3'de verildi. Her iki elektron enerjisi için %DD değişiminin simetrik ve asimetric alanlarda %2'nin altında olduğu görüldü.

Katı su fantomu kullanılarak elde edilen her bir enerjiye ait doz verimleri Tablo 1'de gösterilmiştir. Simetrik alanla asimetric alanlar arasındaki doz verimi değişiminin % 0.05-0.6 arasında olduğu görüldü. Ayrıca su fantomu ve TPS den elde edilen doz profilleri üst üste çakıştırıldı(Şekil 4, 5). İzodoz dağılımları üst üste çakıştırılarak Şekil 6 ve 7'de verildi.



Şekil 2. Simetrik ve asimetric alanlarda elde edilen 6 MeV'e ait derin doz eğrileri.



Şekil 3. Simetrik ve asimetric alanlarda elde edilen 15 MeV'e ait derin doz eğrileri.

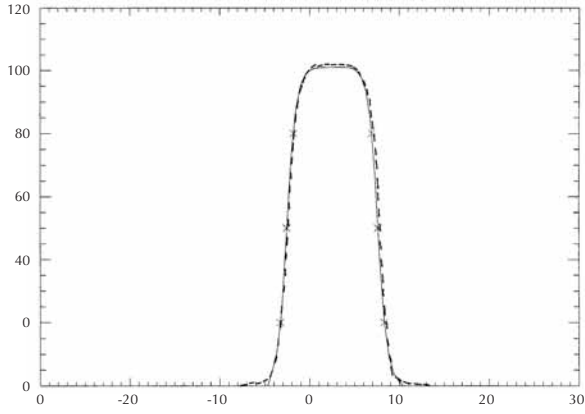
Tartışma

Hastada farklı klinik target volümlerde tanımlanan dozun tedavi sırasında hedef volüme doğrulukla verilebilmesi için öncelikle foton ya da elektron ışınlarının huzme kalitesi, profil düzgünlüğü (PD) ve simetri, doz verimi(ışın çıkışı) gibi dozimetrik karakteristiklerini belirlemek gereklidir. Radyoterapi cihazlarında kaynak-yüze mesafesi sabit kalmasına rağmen ışın alanında yapılacak herhangi bir modifikasyon wedge filtre, kompensatör gibi ek araçların kullanılması durumunda doz dağılımında değişiklik olmaktadır [12]. Farklı alan boyutlarında ışın demetini kolime eden primer kolimatörlerde oluşan farklı kolimatör açıklığı ve sekonder kolimatörlerin geometriğinde oluşan değişiklikler saçılan radyasyon oranlarında farklılıklar oluşturur [11]. Foton ışınlamalarının yanı sıra elektron ışınlamalarında da elde edilebilen asimetric radyasyon alanları da dozimetrik belirlenmiş değişimlere sebep olabilir. Bu sebeple yapılan ölçümlerde simetrik ve asimetric alan % derin doz değerleri ve değişiminin %2'in altında olduğu görülmüştür. Her iki elektron enerjisi için simetrik ve asimetric alanlarda elde edilen doz verimlerinin klinik kabul limiti olan %3 içerisinde olduğu görülmüştür. AAPM Task Group 40'ta lineer hızlandırıcılar için dozimetrik değerlendirmeler için tolerans değerleri belirtilmiştir. Elektron ışınları için derin doz değişimi ve doz verimi sabitliği değişimi %3 olarak bildirilmiştir [13]. Ayrıca Tenhunen ve Lahtinen [14], GE-CGR Saturne III, 4 MV Varian Clinac 4/100 ve Philips SL 25 lineer hızlandırıcı cihazlarında foton alanları için asimetric alanlara ait teorik ve ölçümsel doz verimi faktörlerinin karşılaştırılması için çalışma yapmışlardır. Yaptıkları karşılaştırmada foton ışınları için simetrik ve asimetric alanlardaki değişim %1'in altında sonuç bulmuşlar ve GE-CGR Saturne III cihazında elektron ışınları için asimetric kolimatör özelliği kullanıldığında sonuçların benzer olduğunu belirtmişlerdir. Bizim ölçümlerimizde ışın çıkışı ölçüm sonuçları %1'in altındadır ve literatürle uyumlu gözükmektedir.

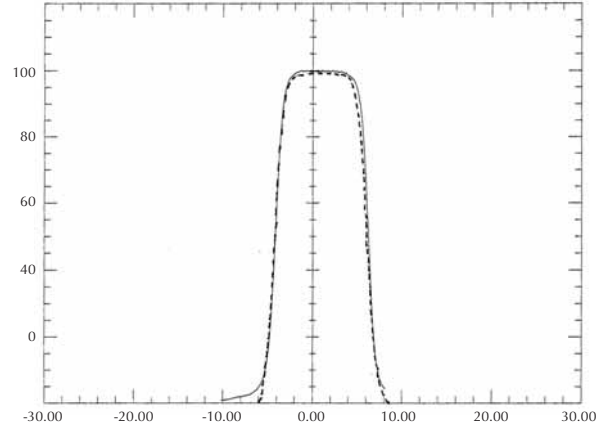
Ayrıca su fantomu verileri, TPS verileriyle üst üste çakıştırılarak yapılan karşılaştırmada profil ve izodozların birbirleriyle uyumlu olduğu görülmüştür.

Ölçüm sonuçlarının klinik kabul limiti içerisinde olması ve TPS'den elde edilen izodoz dağılımlarıyla uyumlu olması sebebiyle foton alanlarında kullanılan

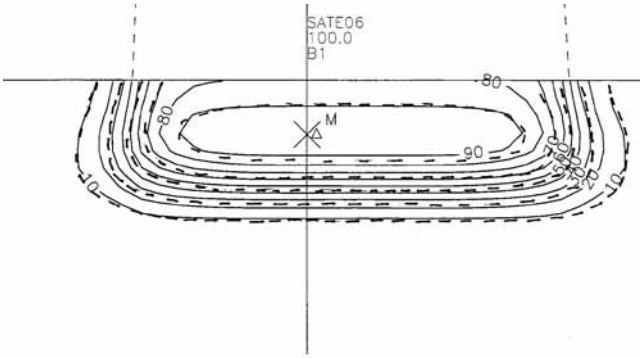
Tablo 1. Her bir enerjiye ait doz verimi değerleri.			
Enerji	Simetrik 10x10	X ₁ :6 X ₂ :4 Y:10	X ₁ :8 X ₂ :2 Y:10
6 MeV	100	99.9	99.7
15 MeV	100	99.9	99.8



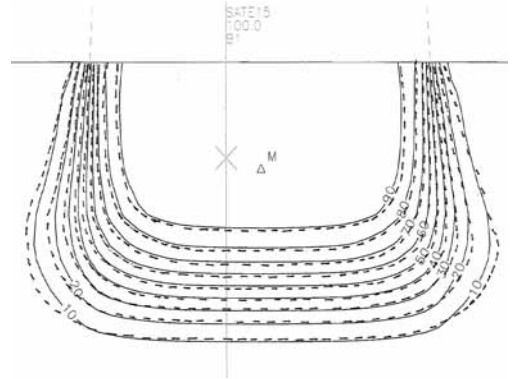
Şekil 4. 6 MeV'e ait profil (---- WP 700 su fantomu; — Isis 3D TPS).



Şekil 5. 15 MeV'e ait profil (---- WP 700 su fantomu; — Isis 3D TPS).



Şekil 6. 6 MeV'e ait izodoz eğrileri (----- WP 700 su fantomu, — Isis 3D TPS).



mıştır. Farklı kombinasyonlar için ölçüm ve kullanılan tedavi planlama sistemi verilerinin birbirleriyle uyumlu olduğunun belirlenmesi klinik kullanım açısından oldukça önemlidir. Bu sebeple her kliniğin cihazların sağladığı bu tarz teknik donanımları kullanıma başlamadan önce tüm dozimetrik kontrolleri yaptıktan sonra kullanması uygun gözükmetedir.

Kaynaklar

1. Klevenhagen SC. Physics of Electron Beam Therapy. Medical Physics Handbooks 13. Bristol (England); 1985. pp. 1-4.
2. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 2003. pp: 42-47.
3. Kuter S. Yüksek Enerjili Teleterapi Cihazları. İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Kürsüsü. İstanbul, 1975. pp. 50-54.
4. Slesinger ED, Gerber RL, Harms WB, et al. Independent collimator dosimetri for a dual photon energy linear accelaretor. Int J Radiat Oncol Biol Phys 119; 27: 681-687.
5. Araki F, Ikeda R, Moribe N, et al. Dose calculation for asymmetric photon fields with independent jaws and multileaf collimators. Med Phys 2000; 27: 340-345.
6. Kwa W, Tsang V, Farirey R. Clinical use of asymmetric collimator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997; 37: 705-710.
7. Özyar E, Işın G, Uzal D, Güldallı S, Arslan G. Asimetrik kolimasyon ve klinik kullanımı. Türk Onkoloji Dergisi 1995; 10: 48-52.
8. Khan FM, Gerbi BJ, Deibel FC. Dosimetry of asymmetric x-ray collimators. Med Phys 1986; 13: 936-941.
9. GE CGR MeV Saturne Handbook: Operating Instructions Technical and Operating Manuel 1993; 1-4.
10. Brun A, Estivalet A, Gaboriaud G, et el. Quality control of asymmetric fields on medical linear accelerators. Equipment Task Group Societe Francaise Des Physiciens D'hospital 1993; 27-31.
11. Mills D, Hogstrom RK, Fields RS. Determination of electron beam output factors for a 20 MeV linear accelerator. Med Phys 1985; 12: 473-476.
12. Pierre A, Pierre B. Recommendations for a quality assurance programme in external radiotherapy. Physiscs for Clinical Radiotherapy Booklet 1995; 2: 20.
13. Gerald YK, Lawrance C, et al. Compherensive QA for radiation oncology Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys 1994; 21: 581-592.
14. Tenhunnen M, Lahtinen T. Relative output factors of asymmetric megavoltage beams. Radioth Oncol 1994; 32: 226-231.