

Orion (4 MV) lineer hızlandırıcı cihazın magnetron değişimlerinden sonraki dozimetri parametrelerinin ölçümü ve karşılaştırılması

The measurement and comparison of dosimetry parameters of Orion (4 MV) lineer accelerators after magnetron changes

Songül Ç. KARAÇAM, Ayşe KOCA, Basri GÜNHAN, Bayram DEMİR, Sedat KOCA

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

AMAÇ

Bölümümüzde bulunan GE marka Orion 5 model lineer akseleratör cihazı 1998 yılında kuruldu. Kurulmadan itibaren günümüze kadar cihazda oluşan farklı teknik sorunlar nedeniyle magnetron değişimleri gerçekleştirildi; ancak orijinal kurulmadan herhangi bir sapma, ışın parametrelerinde spesifik değişikliklere neden olabilir. Bu yüzden değişimi gerçekleştirilen beş magnetron için tüm magnetron değişimlerinden sonra ışın parametreleri ölçüldü ve değerlendirildi.

GEREÇ VE YÖNTEM

Kalite indeksi (TPR^{20/10}), derin doz (%DD), açık alan doz profili, doz verimi, wedge faktörü ölçümleri yapıldı. Ölçüm verileri standart değerlerle ve kullanılan referansla karşılaştırıldı.

BULGULAR

Ayarlanan TPR^{20/10} değerlerinin BJR Supplement 25 verileriyle en çok %0.6; %DD, doz verimi, doz profil ve wedge filtre geçirgenliklerinin en çok %2.0 içerisinde değiştiği belirlendi.

SONUÇ

Tüm magnetron değişimlerinden sonra yapılan ölçüm sonuçlarının tamamen aynı olmadığı ancak sonuçların kabul edilebilir limitler içerisinde olduğu görüldü.

Anahtar sözcükler: Cihaz güvenliği; magnetron; parçacık hızlandırıcı/standartlar; kalite güvencesi; radyasyon onkolojisi/alet kullanma/standartlar.

OBJECTIVES

Orion 5 (GE) model linear accelerator at our department was installed in 1998. Magnetrons have been replaced because of different technical problems up to now since installation. But any deviation from the original setting could have caused specific changes in the beam parameters. Therefore, we measured and evaluated the beam parameters for the possible changes in the values following magnetron replacements.

METHODS

The measurements were performed for quality index (TPR^{20/10}), percentage depth dose (PDD), beam profiles for open fields, output, wedge out-put factors. The measurement data were compared with the standard values and the ones used.

RESULTS

Adjusted TPR^{20/10} values were found to be changing within at most 0.6% with BJR Sup. 25 data and PDD, out-put, dose profiles and wedge filter transmissions were found to be changing within at most 2% with BJR Supplement 25 data.

CONCLUSION

The results of the measurements performed following all magnetron replacements were found to be not exactly the same but within acceptable limits.

Key words: Equipment safety; magnetron; particle accelerators/standards; quality assurance; radiation oncology/instrumentation/standards.

Hastada farklı klinik target volümlerde tanımlanan dozun tedavi sırasında hedef volüme doğrulukla verilebilmesi, tümör kontrolü ve normal dokü komplikasyonlarının önlenmesi; dozdaki belirsizliğin en aza indirilmesi ile doğrudan ilişkilidir.^[1] Bu ancak tüm basamaklarda nitelik temini ve kalite kontrol prosedürlerinin uygulanması ile mümkündür.^[1,2] Nitelik temini programları için öncelikle dozimetrik donanıma sahip olmak, kullanılan dozimetrik protokole göre ışının kalibre edilmesi, fantomda merkezi ekseninde rölatif doz dağılımının belirlenmesi, doz dağılımı (*wedge* ya da kompensatöre bağlı düzeltme faktörlerinin tedavinin farklı koşulları için saptanması) hesaplarının verifiye edilmesi, düzenli aralıklarla ve tedavi cihazına her girişimden sonra ışının stabilitesinin kontrol edilmesi gereklidir.^[1] Kalite kontrol programı hazırlanırken öncelikle cihazdan istenen standart koşulların saptanması gereklidir. Klinikte kullanılmakta olan cihazlar için kabul testlerine benzer testler yapılarak referans kriterler belirlenebilir. Cihazlarda önemli bir onarım yapılmışsa klinik kullanıma geçmeden önce kapsamlı testlerin yapılması uygun olacaktır.^[1-3]

Tedavi cihazları arasında önemli bir yere sahip olan lineer hızlandırıcılar radyoterapide yaygın olarak kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcı, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazdır. Bütün lineer hızlandırıcılarda enjektör (elektron tabancası veya kaynağı), mikro dalga üretici ile beslenen birkaç bölümden oluşan dalga kılavuzu, mikrodalga üretici ile (düşük enerjilerde mikrodalga gücü genellikle magnetron kullanılarak, yüksek enerjili hızlandırıcılarda ise klistron kullanılarak elde edilir), mikrodalga üreticisine enerji sağlayan modülatörler, elektronu durdurup X-ışını üretebilmek için hedef gibi başlıca ekipmanlardan oluşur. Modülatörde depolanan elektrik akımı, bir kontrol sistemi vasıtası ile belli aralıklarla (50 ila 200 Hz frekansında) titreşimin oluşturulacağı klistron veya magnetron adı verilen kısma ve aynı zamanda elektron tabancasına gönderilir. Lineer hızlandırıcı çalışma işleyişi içerisinde magnetron, magnetik saha içerisinde, yüksek voltajı elektromagnetik dalgaya dönüştürmesi nedeniyle önemli bir yapıdır. Magnetronda üretilen pulslu mikrodal-

galar hızlandırıcı tüpüne enjekte edilirken eş zamanlı olarak elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar hızlandırıcı yapının içine enjekte edilerek elektromanyetik alan içinde hızlandırılırlar. Hızlandırılmış elektronlar doğrudan doğruya targete çarptırılır ve X-ışınları elde edilir.^[4-7]

Lineer hızlandırıcılar için foton ve elektron ışınlarında mekanik, elektrik ve geometrik kontrollerin yanısıra su fantomu ya da diğer dozimetrik teknikler kullanılarak yapılması gerekli olan demet kalitesi (TPR^{20/10}), % derin doz, profil düzgünlüğü, doz verimi değişimi için tolerans değerleri AAPM Task Group 40'da belirtilmiştir. Ancak cihazlarda zaman içerisinde meydana gelebilecek arızalar sonrası değişen yedek parçalar için yapılması gerekli kontrollerle ilgili net bir tanımlama yapılmamıştır.

Bölümümüzde 1998 yılında montajı yapılan 4 MV nominal enerjiye sahip olan GE marka Orion 5 (GE Medical Systems, Buc, Fransa) model lineer hızlandırıcı cihazında oluşan teknik arızalar ve dozimetrik sorunlar nedeniyle beş defa magnetron yenisi ile değiştirildi. Cihazda ilk üç arızada sadece magnetron değişimi yapıldı. Diğer herhangi bir komponentte değişiklik yapılmadı. Ancak 4. değişimde magnetronla birlikte dalga kılavuzu değişimi, 5. değişimde magnet değişimi de gerçekleştirildi. Şu anda cihazda halen montajlı bulunan magnetronla birlikte beş magnetron için ölçümler alındı. Magnetron gibi cihaza ait önemli bileşenlerden biri arıza sonrası yenisiyle değiştirildiğinde değişim sonrası için cihazda oluşabilecek performans değişikliği ihtimali için teknik servis tarafından magnetron montajı ve tüm ayarlamaları yapıldıktan sonra cihazın dozimetrik değerlendirmesi için ölçümler yapıldı. İlk kabul testlerindeki değerler referans olarak kabul edilerek değiştirilen magnetronun ve diğer donanımların cihazın dozimetrik performansı üzerine etkisi incelendi ve sonuçları değerlendirildi.

GEREÇ VE YÖNTEM

GE marka Orion 5 model lineer hızlandırıcı cihazında magnetron değişimlerinden sonra üretilen X-ışınına ait demet kalitesini belirlemek için katı fantom ölçümleri yapıldı. Demet kalitesi TPR^{20/10}

için; 10x10 cm alan açıklığında, SAD 100 cm mesafede 20 ve 10 cm derinlikte okuma değerleri alındı. Ölçümlerde PTW Unidos (PTW Freiburg, Freiburg, Almanya) dozimetre ve PTW 1881 0.6 cc (PTW Freiburg, Freiburg, Almanya) iyon odası, RW-3 (PTW Freiburg, Freiburg, Almanya) katı su fantomu kullanıldı.

Derin doz ölçümleri ve doz profil deęerlendirmeleri için bu parametrelerin elde edilmesinde ve ölçülmesinde kullanılan WP-700 Wellhöfer (ScanditronixWellhöfer, Schwarzenbruck,

Almanya) su fantomundan yararlanıldı. Yüzde derin doz ölçümleri (%DD) SSD: 100 cm, 10x10 cm alan boyutunda yapıldı. Doz profil değerleri için SSD: 100 cm, 10x10 cm alan boyutunda, 1(d_{max} derinliği), 5, 10, 20 cm derinliklerde ölçümler alındı.

Doz verimi ve *wedge* faktörü ölçümleri için PTW Unidos dozimetre ve PTW 1881 0.6 cc iyon odası, RW-3 katı su fantomu kullanıldı. Ölçümler SSD: 100 cm, 5 cm derinlikte yapıldı.

Tablo 1

TPR^{20/10} değerleri

	Referans					
	I. Magnetron	II. Magnetron	III. Magnetron	IV. Magnetron	V. Magnetron	BJR Supplement 25
TPR ^{20/10}	0.625	0.626	0.626	0.622	0.622	0.626

Tablo 2

%DD değerleri

Derinlik (cm)	Referans					
	I. Magnetron	II. Magnetron	III. Magnetron	IV. Magnetron	V. Magnetron	BJR Supplement 25
1.0	100	100	100	100	100	100
2.0	96.8	95.6	96.5	97.1	96.9	97.0
3.0	92.5	91.2	92.2	92.8	92.5	92.7
4.0	88.2	86.9	88.0	88.4	88.2	88.3
5.0	83.6	82.6	83.8	84.0	83.7	83.9
6.0	79.4	78.6	79	79.7	79.5	79.4
7.0	75.2	74.3	75.7	75.5	75.5	75.1
8.0	70.7	70.2	71.6	71.6	70.8	70.9
9.0	67.0	66.3	67.5	67.5	67.0	66.8
10.0	63.3	62.7	64.1	63.9	63.5	63.0
11.0	59.6	59.2	60.3	60.2	59.5	59.3
12.0	56.1	55.8	57.2	56.7	56.0	55.9
13.0	52.9	52.6	53.8	53.6	53.5	52.6
14.0	49.5	49.3	50.7	50.3	49.4	49.5
15.0	46.7	46.4	47.0	47.1	46.3	46.5
16.0	44.0	43.6	45.4	44.4	43.9	43.7
17.0	41.4	41.0	42.6	41.9	41.0	41.1
18.0	38.9	38.6	40.2	39.4	39.0	38.6
19.0	36.6	36.2	37.8	37.1	36.4	36.3
20.0	34.4	34.1	34.8	34.8	34.3	34.1

Tablo 3

Doz verimi faktörlerine ait değerler

Alan boyutu	Referans				
	I. Magnetron	II. Magnetron	III. Magnetron	IV. Magnetron	V. Magnetron
4x4	0.935	0.933	0.934	0.940	0.936
6x6	0.969	0.960	0.966	0.970	0.965
8x8	0.989	0.982	0.987	0.988	0.988
10x10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
15x15	1.031	1.030	1.028	1.029	1.030
20x20	1.053	1.055	1.052	1.049	1.055
30x30	1.075	1.077	1.074	1.071	1.075
40x40	1.088	1.080	1.076	1.077	1.080

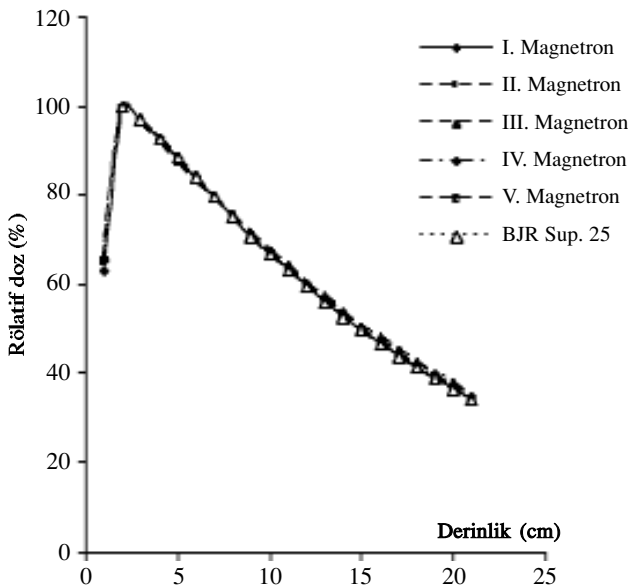
BULGULAR

Kalite kontrol programı hazırlanırken öncelikle cihazdan istenen standart koşulların saptanması gereklidir. Klinikte kullanılmakta olan cihazlar için kabul testlerine benzer testler yapılarak uygun kriterler belirlenebilir.^[2]

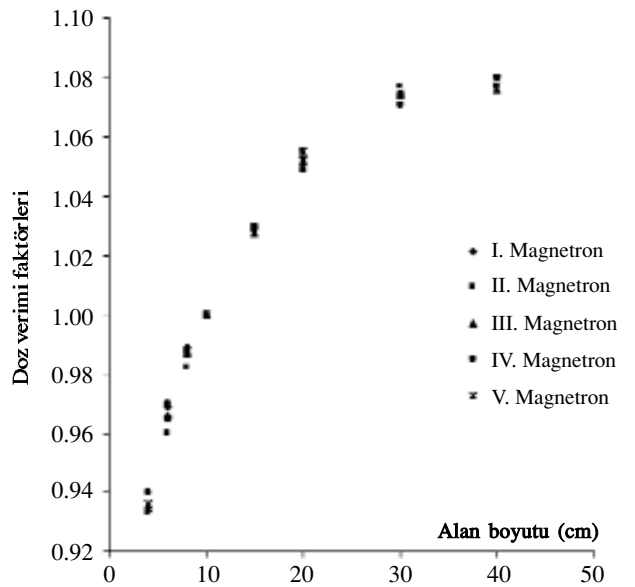
Klinikte kullanmakta olduğumuz Orion 5 model lineer hızlandırıcı cihazında montaj sonrası farklı dozimetrik sistemler kullanılarak cihazın dozimetrik performansı belirlenmiş, elde edilen ölçüm de-

ğerleri uluslararası kabul görmüş protokollerle karşılaştırılarak kabul testi sırasında elde edilen değerler referans değer olarak kabul edilmiştir.

Lineer hızlandırıcı tarafından üretilen X-ışını için demet kalitesi $TPR^{20/10}$ ile belirlenmektedir. İki farklı derinlikte alınan ölçüm değerleri oranlanarak elde edilen $TPR^{20/10}$ değerleri Tablo 1’de verildi. Tüm $TPR^{20/10}$ değerlerinin cihaz ilk kurulduğunda monte edilmiş olan magnetronla alınan ölçümler referans alınarak %0.0-0.6 arasında olduğu görüldü. Farklı derinliklerde SSD 100 cm’de



Şekil 1. Tüm magnetronlar için %DD'ler.



Şekil 2. Tüm magnetronlar için doz verimi faktörleri.

Tablo 4*Wedge* filtre faktörleri

Wedge filtre açısı	Referans				
	Wedge faktörü I	Wedge faktörü II	Wedge faktörü III	Wedge faktörü IV	Wedge faktörü V
15°	0.798	0.792	0.794	0.798	0.796
30°	0.648	0.649	0.650	0.648	0.645
45°	0.497	0.500	0.495	0.497	0.499
60°	0.346	0.348	0.345	0.346	0.345

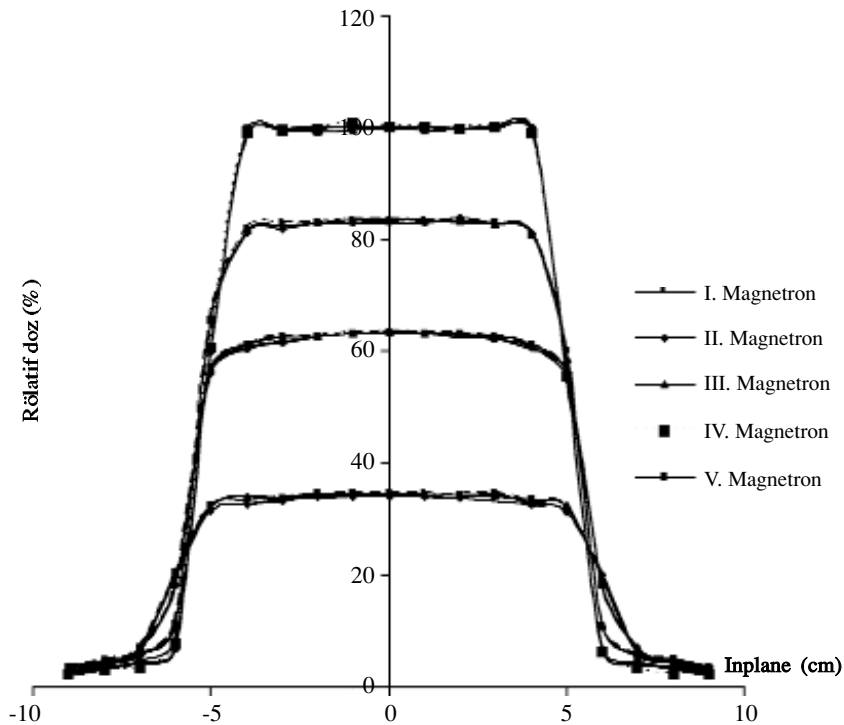
alınan %DD değerleri Tablo 2’de verildi. Elde edilen tüm değerler referans ve BJR Supplement 25^[4] ile karşılaştırıldı. 5 cm derinlikte %0.1-1.6; 10 cm derinlikte %0.4-1.7; 15 cm derinlikte %0.2-1.7; 20 cm derinlikte %0.0-2.0 arasında olduğu görüldü (Şekil 1).

Tüm magnetronlar için verilen her alanın referans ölçümle karşılaştırıldığında doz verimi faktörlerinde %0.0-1.1 arasında değişim saptandı (Tablo 3, Şekil 2).

Tüm *wedge* filtre açıları için *wedge* filtre faktörleri hesaplandı. 15° *wedge* filtre faktörü refe-

rans *wedge* filtre faktörü ile karşılaştırıldığında %0.0-0.7, 30° *wedge* filtre faktörünün %0.0-0.5, 45° *wedge* filtre faktörünün %0.0- 0.6, 60° *wedge* filtre faktörünün %0.0-0.6 arasında değişim gösterdiği görüldü. *Wedge* filtre faktörleri Tablo 4’de verildi.

Ayrıca farklı derinliklerde değişim olup olmadığının tespiti amacıyla 10x10 cm alan boyutu; 1, 5, 10, 20 cm’de alınan profiller tüm magnetron değişimleri sonrası alındı ve tüm profiller üst üste çakıştırılarak Şekil 3’de verildi.



Şekil 3. 1(dmax), 5, 10, 20 cm derinliklerde alınan profiller.

TARTIŞMA

Her cihazın özelliğine uygun ayrı olarak hazırlanmış kalite kontrol programı olmalıdır. Kabul edilen değerler cihazın tanımlanan standartlarda çalışmasının göstergesidir.^[9] Cihazın dozimetrik performansı huzme kalitesi, derin dozları, uniformluk bakımından huzme boyunca doz dağılımının karakteri, huzme düzenleyicilerin çıkış ve doz dağılımı üzerindeki etkilerini içermektedir.

Cihazın dozimetrik performans değerlendirme-lerinde TPR^{20/10} (X-ışını demet kalitesi) değişimi için AAPM Task Group 40'ta belirtilen limit değeri %1.0 olarak belirtilmiş ve bizim ölçüm sonuçlarımızın bu limit içerisinde olduğu görülmüştür.

Derin doz ölçümlerinde %DD değerlerinin, ilk referans ölçüm ve radyoterapide kullanılan cihazlar için merkezi eksen derin doz verilerini içeren BJR Supplement 25 verileriyle uyumlu olduğu görüldü. Ayrıca AAPM Task Group 40'ta belirtilen %2.0 limit değerinden küçük olduğu belirlendi.^[2] Arun Kumar ve ark.^[10] buna benzer yaptıkları çalışmada 4 MV (Clinac 4, Varian) lineer hızlandırıcı cihazında sorunlu hızlandırıcı yapısı ve magnetron değişimi sonrası aldıkları ölçümleri BJR Supplement 17 verileri ile karşılaştırmışlar ve %2.0 içerisinde bir değişim belirlemişlerdir.^[10]

Benzer şekilde her magnetron değişimi sonrası elde edilen doz verimi faktörleri, wedge filtre faktörleri ve farklı derinliklerde alınan doz profillerinin AAPM Task Group 40 ile ve cihazın ilk kurulumu sırasında ölçülmüş olan kabul değerleriyle uyumlu olduğu görülmüştür. Her magnetron değişimi sonrası aynı dozimetrik ekipman kullanılarak elde edilen ölçüm değerlerinin birbirleriyle tamamen benzer olmadığı, ancak tüm ölçüm değerleri-

nin ilk referans ölçüm ve AAPM Task Group 40'ta belirtilen limit değerleri içerisinde olduğu görüldü.

KAYNAKLAR

1. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, van de Geijn J, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys* 1994;21(7):1093-121.
2. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21(4):581-618.
3. Williams JR, Thwaites DI. Radiotherapy physics. In: Practice. 2nd ed. Oxford University Press; 2000. p. 32-3.
4. Greene D, Williams PC. Linear accelerators for radiation therapy. 2nd ed. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 1997. p. 1-9.
5. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy Department of Therapeutic Radiology University of Minnesota. Baltimore: Williams and Wilkins; 1994. p. 52-4.
6. GE CGR MeV Orion Handbook: Operating instructions technical and operating manual. 1-2, 1-3.
7. Kuter S. Yüksek enerjili teleterapi cihazları. İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi Radyoterapi Kürsüsü; 1975. p. 50-4.
8. British Journal of Radiology Supplement 25, Central Axis Depth Dose Data For Use in Radiotherapy: 1996. p. 86.
9. Aletti P, Bey P. Recommendations for a quality assurance programme in external radiotherapy. Booklet No:2, p. 9-36.
10. Kumar LSA, Davis CA, Padmanabhan V, Nair MK, Arun Kumar LS, Krishnan Nair M. Measurement and verification of beam data of a four MV linear accelerator: after the replacement of a faulty accelerator structure and magnetron. *Journal of Medical Physics* 1997;22(1):16-9.