

Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavilerindeki Küçük Alanların Karakteristiklerinin Hava Saçılma Faktörü ile İncelenmesi

Hülya ÖZDEMİR^{1,2}, Nina TUNÇEL*¹, Adem Ünal KIZILDAĞ³

¹Akdeniz Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, 07058, Antalya

²Gammaray Özel Sağlık Hizmetleri, 34846, İstanbul

³Elekta Medikal Sistemler, 34662, İstanbul

(Alınış / Received: 17.08.2016, Kabul / Accepted: 24.10.2016, Online Yayınlanma / Published Online: 01.11.2016)

Anahtar Kelimeler

Lineer hızlandırıcı,
Yoğunluk ayarlı radyasyon
tedavisi,
Radyasyon alanı,
Merkez ve merkez dışı
alan,
Hava saçılma faktörü

Özet: Bu çalışma, Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazında üretilen 6 MV X-ışın enerjisinde yapıldı. Çalışmada yoğunluk ayarlı radyasyon tedavilerinde kullanılan küçük alanların karakteristikleri Kolimatör Saçılma Faktörü (Sc) ölçümleriyle incelendi. Merkez eksen ve merkez eksenden uzağa yerleşmiş alanların dozimetri işlemleri için havada "build-up" başlıklı CC04 iyon odası ve Dose-1 elektrometre kullanıldı. Genel olarak merkez eksen ve merkez eksen dışı yerleşimli alanların boyutunun küçülmesiyle Sc değerinde beklendiği gibi azalım görüldü. Merkez eksende 10x10 cm² ile 2x2 cm² alanlar kıyaslandığında Sc'nin alanın küçülmesiyle %5,4 oranında azaldığı, 1x1 cm² alan dahil edildiğinde ise %12,5 azaldığı bulundu. Ancak, alanlar merkez dışına kaydırılırken kayma miktarı arttıkça Sc'nin aynı alan boyutu için arttığı görüldü. Sonuç olarak, Sc'deki maksimum artış, X2 ekseninde %5,9, Y1 ekseninde %5,6 ve Diagonal eksende %3 olarak bulundu. Dolayısıyla, Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavi (YART) tekniğinde doğru doz hesaplaması için küçük alanların dozimetrik özellikleri, Tedavi Planlama Sisteminde uygun bir şekilde modellenmeli ve sonrasında kalite kontrolü sağlanmalıdır.

The Collimator Scatter Factor Dependence on Off-Set Conditions of Small Fields used in IMRT

Keywords

Linear Accelerator,
Intensity modulated
radiation therapy,
Radiation field,
Centre and off-set field,
Air scatter factor

Abstract: This study was conducted in Elekta Synergy linear accelerator that produced 6 MV X-ray energy beams. The characterization of small fields that used in intensity modulated radiation therapy technique was studied by their collimator scatter factor (Sc) in this work. The dose measurements were performed by using CC04 ion chamber with brass alloy "build-up" cap and Dose-1 electrometer at centre of fields placed at isocenter and off-set. Generally, as the size of field which placing at isocenter or off-set from central axis was reduced the Sc value decreases. The decreasing ratio of Sc value was %5.4 from 10x10 cm² to 2x2 cm² fields at the central axis, while the 1x1 cm² field was included it found to be 12.5%. For a specified field as its off-set was increased, the Sc value of them was increased incrementally. Eventually, the maximum increase was found on X2, Y1 and diagonal direction as 5.9%, 5.6% and 3% respectively compared to isocenter fields. Therefore, the dosimetric properties of small fields should be modeled appropriately in the treatment planning system and then quality control would be applied to ensure accurate dose calculation in Intensity Modulated Radiation Treatment technique.

1. Giriş

Günümüzde radyasyon tedavisinde kullanılan faktöre veya modele dayalı tedavi planlama sistemlerinin güvenilirliğini etkileyen pek çok etken vardır. Bunlar, lineer hızlandırıcıların kafasındaki

yapılardan saçılan fotonlar (kafa saçılması), takipçi (monitör) iyon odasından saçılan fotonlar ve elektronlar (geri saçılma) ve çok küçük alanlarda kolimatörler tarafından X-ışın kaynağının kısmen kapanması (kaynak kapanma etkisi)'dir [1]. Kafa saçılmasını oluşturan diğer kaynaklar ise sırasıyla

*İlgili yazar: ninatuncel@akdeniz.edu.tr

birincil kolimatör, düzleştirici filtre, ikincil kolimatör, takipçi iyon odası ve kullanılıyorsa kama filtre (wedge) gibi yapılar sayılmaktadır [2-4]. En önemlisi radyasyon alanlarının şekillenmesinde rol alan çok yapraklı kolimatör (ÇYK)'lerdir ve bu kolimatör açıklığı ile X-ışın verimi (out-put) tarif edilmektedir. Alan boyutuna bağlı olarak Lineer hızlandırıcılardan çıkan X-ışın dozunu tarif etmek için out-put kavramı kullanılmaktadır. Son derece küçük ve düzensiz şekilli alanlar için out-put kavramı günümüzde tartışılan konuların başında gelmektedir. Out-put'un elde edilmesinde, hava saçılma faktörünün ölçümleri direkt veya dolaylı olarak yer almaktadır. Bu faktörün en sık kullanıldığı yer yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (YART)'dir ve YART için son derece önemlidir. Lineer hızlandırıcıların hedefinden üretilen Bremsstrahlung foton akısı direkt-demet radyasyonu olarak tanımlanır. Endirekt-demet radyasyonunu ise, birincil kolimatör, düzleştirici filtre ve ikincil kolimatörden saçılan X-ışınları oluşturur. Örneğin, 6 MV X-ışını için düzleştirici filtreden kaynaklanan endirekt radyasyon, demet veriminin (output) %8'ini kapsamaktadır [2,5]. Genel olarak bir çok lineer hızlandırıcının kolimatör düzeni sabit ve hareketli yapılardan oluşmaktadır. Sabit yapıyı düzleştirici filtre (Flattening Filter-FF) oluşturup standart lineer hızlandırıcıların foton modunda çoğunlukla bu filtre bulunmaktadır ve birincil kolimatör ile izleyici iyon odası arasında yer almaktadır. FF'nin temel rolü, referans derinlikte X-ışın demetinin doz dağılımını alanda düzleştirmektir [6]. Hareketli yapıyı ise çeneler (X ve Y) ve alan şekillendirmesinde büyük rolü olan tek yönlü hareket özelliği taşıyan ÇYK'ler oluşturur (Şekil 1). Kolimatör yapısının açıklığı ile Monitor Unit (MU) başına foton akı değişimini karakterize etmek için tanımlanan havada out-put kavramı [7-10], fotonlar için kolimatör saçılma faktörü (Sc) [11] veya kafa saçılma faktörü [12,13] olarak da bilinir. Ancak son iki tanımda, bu faktörün içinde yer aldığından yaygın olarak "havada out-put faktörü" ifadesi kullanılır ve genellikle Sc ile sembolize edilir.

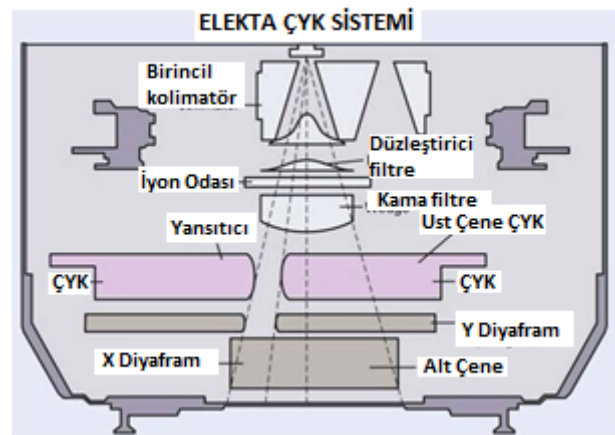
Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) uygulamalarında, merkezde ve merkez dışında asimetric yerleşimli ışın kolimasyonlarına ihtiyaç vardır. Bu durum merkez eksen içinde ve dışında Sc parametresinin karakterizasyonunun bilinmesini daha da zorunlu hale getirmiştir. YART tekniği için havada out-put oranının doğru belirlenmesi son derece küçük ve düzensiz alanların yaygın kullanımından dolayı zordur [14]. Fotonlarda verim ifadesinin bir bileşenini vurgulayan Sc, alan boyutu ile değişir. Ayrıca bu faktör, kullanılan iyon odasına ve fantoma bağlı belirsizlikler barındırmaktadır [11]. Faktörün iyon odası ölçümleriyle belirlenmesi, elektron kontaminasyonundan etkilenmeden ve yeterince yanal dengeli onda sağlayan bir mini fantom ve ya "build-up" başlık (genellikle verilen enerjide maksimum doz oluşum bölgesini sağlamak için yeterli kalınlıkta) kullanılarak yapılır [14].

Genellikle Sc, tedavi cihazda tanımlı kaynak-cilt uzaklığı (SSD) ve alan boyutu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ için bulunup 1'e normalize edilir. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda 1'den büyük bir değer bulunurken daha küçük alanlarda bu değer 1'den küçüktür [15]. Çok küçük kolimatör açıklıkları için (genellikle $< 2 \times 2 \text{ cm}^2$), etkili X-ışın kaynağı kolimatör çeneleri tarafından kısmen kapanır ve verimde önemli bir azalmaya neden olur [16]. Sonlu kaynak boyutundan dolayı kolimatör çeneleri tamamen kapandığında Sc'nin sıfıra kadar azalması beklenir [17]. Düşük enerjilerde çok küçük alanlar için kaynak kapanma etkisi verim oranından baskındır. Yüksek enerjiler için yanal elektron denge kaybı daha da önem kazanmaktadır. Tüm enerjiler için ışının açık kısmı dedektörü ve "build-up" fantomu kapsamaması önemlidir [14]. Küçük alanlarda "build-up" başlığı tamamen alan içinde kalacak şekilde seçilen uygun kaynak-detektör uzaklıklarında (SDD) ölçüm alınır. Bununla beraber bu veri ters kare kanunu kullanılarak tanımlı SSD'ye göre düzeltililebilir [11]. Ayrıca kompleks tedavi planlama sistemlerinin yazılımında "monitör unit" hesaplamaları, out-put'un belirlenmesi ve kolimatör saçılmasının modellemesi direk olarak etkilidir. Bu algoritmalar, havadaki out-put veya kafa saçılmasına ait rölatif varyasyonun hesaplandığı deneysel, analitik veya her iki metodun bileşimine dayanır [18]. Bu çalışmada, Lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV X-ışın enerjisinde merkezdeki ve merkez dışındaki alanlar için havada out-put faktörlerinin değişimi deneysel olarak araştırıldı.

2. Materyal ve Metot

2.1. Dozimetrik ekipmanlar

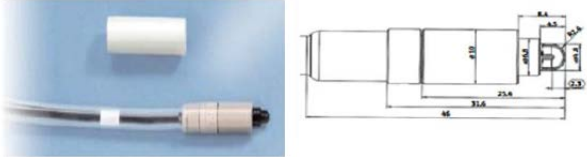
Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazında üretilen fotonların 6 MV X-ışın enerjisi kullanıldı.



Şekil 1. Elekta™ Lineer hızlandırıcı kafa şeması [19]

Küçük alanlar ve yüksek doz ölçümlerinde kullanılabilen küçük hacimli kompakt iyonizasyon odası tercih edildi. Yüksek uzaysal rözülyasyona sahip Scanditronix Wellhofer marka CC04 model silindirik iyon odası ölçümlerde kullanıldı. Şekil 2'de görüldüğü gibi boşluk hacmi $0,04 \text{ cm}^3$, boşluk uzunluğu $3,6 \text{ mm}$,

boşluk yarıçapı 2 mm duvar materyali Shonka (C-552), duvar kalınlığı $0,088 \text{ g/cm}^3$ ve merkez elektrot materyali C-552 dir. Polarizasyon voltajı $\pm 300 \text{ V}$ 'dur. Hassas enerji aralığı $100 \text{ kV}-50 \text{ MV}$ arasındadır [20].



Şekil 2. Scanditronix-wellhofer marka CC04 kompakt iyon odası [20]

Havada yapılan bu ölçümlerde, CC04 iyon odası "build up" başlık ile kullanıldı. Bu başlık fotonların 6 MV X-ışın enerjisinde kullanılmak üzere dizayn edilmiştir. CC04 iyon odasının başlığı $8,62 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğunda piriçin alaşımından yapılmıştır ve bakır, nikel, çinko, kurşun, kalay, manganez ve demir gibi metalleri içermektedir. Dedektörün çevresini saran bu başlığın dış çapı 13,6 mm ve duvar kalınlığı 4,4 mm'dir.

Iba marka dose-1 elektrometre ile CC04 iyon odası uzatma kablo ile kullanıldı ve ölçüm değerleri, doz cinsinden okundu.

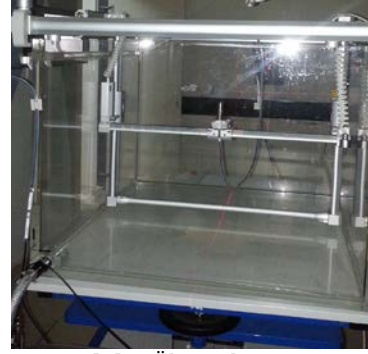


Şekil 3. Iba marka Dose-1 elektrometre [21]

2.2. Dozimetrik işlemler

2.2.1. Sc (Havada saçılma faktörü) ölçümleri

Lineer hızlandırıcıda 6 MV X-ışın enerjisine uygun "build-up" başlığı takılan CC04 iyon odası ile alanların Sc ölçümleri için Şekil 4'teki düzenek kuruldu. Merkez ekseninde ve merkez eksen dışındaki ölçümlerde geometrik kaymalara ait yer değiştirme hatasını en aza indirmek için bilgisayar destekli su fantomu düzeneği kullanıldı ve bu düzenekteki iyon odası tutucusuna ışın eksenine paralel olarak CC04 iyon odası sabitlendi. Hava ölçümleri için su fantomu boş olarak kullanıldı. Bu alanların merkez eksenindeki Sc ölçümlerinde kaynak ile "build-up" başlığı arasındaki mesafe (SSD) 100 cm olarak ayarlandı. CC04 iyon odası, su fantomu elektrometresi yerine Dose-1 elektrometreye bağlandı ve elektrometreye ortamın basınç ve sıcaklık değerleri girildi. Elektrometreden elde edilen okuma doz verisi Gray (Gy) olarak alındı.



Şekil 4. Ölçüm düzeneği

2.2.1.1. Merkez ekseninde Sc ölçümleri

Merkez ekseninde 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6 ve 10x10 cm² alanlar için lineer hızlandırıcı cihazından 100 MU verilerek ölçümler gerçekleştirildi ve elektrometreden Gy olarak okuma değerleri alındı.

2.2.1.2. Merkez eksen dışında Sc ölçümleri

Merkez eksen dışında yani X2, Y1 ve Diagonal düzlemlerde Tablo 1.'de "√" işareti ile belirlenen koşullar için lineer hızlandırıcı cihazından 100 MU verilerek ölçümler gerçekleştirildi ve yine elektrometreden Gy olarak okuma değerleri alındı.

Tablo 1. (a) Farklı alan boyutları için X2 düzleminde kayma miktarlarında yapılacak ölçümlerin tablosu (b) Y1 düzleminde kayma miktarlarında (c) Diagonal düzlemde kayma miktarlarında yapılacak ölçümlerin tablosu

Alan (cm ²)	(a) X2 Düzleminde Kayma Miktarları (cm)							
	0	2	4	6	8	10	12	14
10x10	√	√	√	√	√	√	√	√
6x6	√	√	√	√	√	√	√	√
5x5	√	-	-	-	-	-	-	-
4x4	√	√	-	√	-	√	√	√
3x3	√	-	-	-	-	-	-	-
2x2	√	√	-	√	-	√	√	-
1x1	√	-	-	-	-	-	-	-

Alan (cm ²)	(b) Y1 Düzleminde Kayma Miktarları (cm)							
	0	2	4	6	8	10	12	14
10x10	√	√	√	√	√	√	-	√
6x6	√	√	-	√	-	√	√	√
5x5	√	-	-	-	-	-	-	-
4x4	√	√	-	√	-	√	√	√
3x3	√	-	-	-	-	-	-	-
2x2	√	√	-	√	-	√	√	√
1x1	√	-	-	-	-	-	-	-

Alan (cm ²)	(c) Diagonal Kayma Miktarları (cm)							
	0	2	4	6	8	10	12	14
10x10	√	√	-	√	-	√	√	-
6x6	√	√	-	√	-	√	√	-
5x5	√	-	-	-	-	-	-	-
4x4	√	√	-	√	-	√	√	-
3x3	√	-	-	-	-	-	-	-
2x2	√	-	-	-	-	-	-	-
1x1	√	-	-	-	-	-	-	-

3. Bulgular

3.1. Merkez ekseninde Sc ölçümleri

Lineer hızlandırıcının 6 MV X-ışınında 10x10, 6x6, 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 ve 1x1 cm² alan için CC04 iyon odası ve Dose-1 elektrometre ile yapılan hava ölçümlerine ait Mu değerleri Tablo 1.'de verilmiştir. Bu ölçümlerde basınç değeri 1011-1014 mbar ve sıcaklık değeri 27-29 °C arasında olup ölçümler sırasında elektrometreye girildi. Merkez ekseninde her alan için elde edilen Mu okumaları 10x10 cm² alanın Mu okumasına normalize edildi ve Sc değerleri bulundu. Bu veriler Tablo 2.'de verilmektedir. Alan boyutu küçüldükçe Sc değerlerinin de beklendiği gibi azaldığı görüldü [11].

Tablo 2. Farklı alanların 6 MV X-ışın enerjisi için Mu ve Sc değerleri

Alan (cm ²)	Ortalama Mu (Gy)	Sc
10x10	1,016	1,000
6x6	0,993	0,977
5x5	0,983	0,968
4x4	0,978	0,963
3x3	0,967	0,952
2x2	0,961	0,946
1x1	0,889	0,875

3.2. Merkez eksen dışında Sc ölçümleri

Tablo 1.'de "√" işareti ile tanımlanmış olan alanlar ve X2, Y1 ve Diagonal düzlemlerdeki kaydırmalar için elde edilen Sc ölçümlerinin Mu değerleri Tablo 3.'de verilmiştir.

Tablo 3. Farklı alanlar için (a) X2 kayma miktarlarında, (b) Y1 kayma miktarlarında ve (c) Diagonal kayma miktarlarında elde edilen Mu değerleri

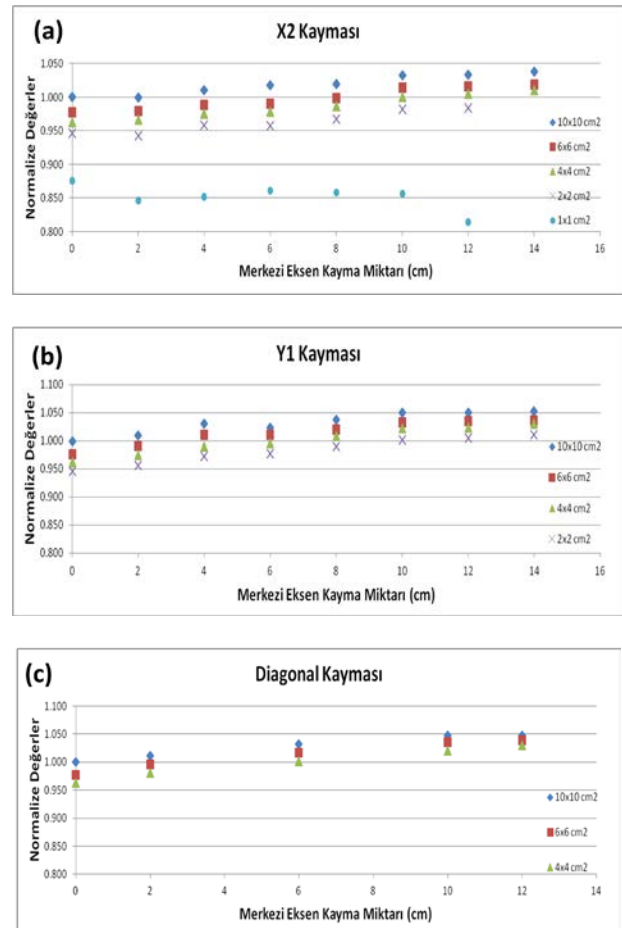
(a) Ortalama Mu değerleri (Gy)		X2 kayması (cm)							
Alan (cm ²)	Merkez	2	4	6	8	10	12	14	
10x10	1,02	1,02	1,03	1,03	1,04	1,05	1,05	1,05	
6x6	0,99	0,96	1,00	1,01	1,01	1,03	1,03	1,03	
5x5	0,98	-	-	-	-	-	-	-	
4x4	0,98	0,98	0,99	0,99	1,00	1,02	1,02	1,03	
3x3	0,97	-	-	-	-	-	-	-	
2x2	0,96	0,96	0,97	0,97	0,98	1,00	1,00	-	
1x1	0,89	0,86	0,87	0,87	0,87	0,87	0,83	-	

(b) Ortalama Mu değerleri (Gy)		Y1 kayması (cm)							
Alan (cm ²)	Merkez	2	4	6	8	10	12	14	
10x10	1,02	1,03	1,05	1,04	1,06	1,07	1,07	1,07	
6x6	0,99	1,01	1,03	1,03	1,04	1,05	1,05	1,05	
5x5	0,98	-	-	-	-	-	-	-	
4x4	0,98	0,99	1,01	1,01	1,03	1,04	1,04	1,05	
3x3	0,97	-	-	-	-	-	-	-	
2x2	0,96	0,97	0,99	0,99	1,01	1,02	1,02	1,03	
1x1	0,89	-	-	-	-	-	-	-	

(c) Ortalama Mu değerleri (Gy)		Diagonal kayması (cm)						
Alan (cm ²)	Merkez	2	4	6	8	10	12	14
10x10	1,02	1,03	-	1,05	-	1,06	1,07	-
6x6	0,99	1,01	-	1,03	-	1,05	1,06	-
5x5	0,98	-	-	-	-	-	-	-
4x4	0,98	1,00	-	1,02	-	1,04	1,05	-
3x3	0,97	-	-	-	-	-	-	-
2x2	0,96	-	-	-	-	-	-	-
1x1	0,89	-	-	-	-	-	-	-

Merkez eksenden kayma miktarına göre elde edilen Mu değerlerini Sc'nin tanımına göre 10x10 cm² alana normalize ederek kayma ve alan bağımlılığı değişimi izlendi.

X2, Y1 ve Diagonal düzlemlerde alanın ışının merkez ekseninden uzaklaştıkça her bir alanın kaymasından elde edilen normalize Sc oranının büyüdüğü görüldü.



Şekil 5. Her bir alanın kaymasından elde edilen normalize değerler (a) X2 düzleminde, (b) Y1 düzleminde, (c) Diagonal düzleminde

4. Tartışma ve Sonuç

Bu çalışma, Elekta marka Synergy lineer hızlandırıcı cihazında üretilen 6 MV X-ışın enerjisinde yapıldı. Çalışmada yoğunluk ayarlı radyasyon tedavilerinde kullanılan küçük alanların karakteristikleri Sc ölçümleriyle incelendi. Çalışma kapsamındaki 1x1

cm² ila 10x10 cm² alanlar, cihazın merkez ekseninde ve merkez eksenin dışında farklı kolimatör eksenleri üzerinde kaydırılarak bu faktörün yerleşime bağlı değişimi değerlendirildi. Alan boyutuna bağlı Sc değerinin artışı, teorik olarak lineer hızlandırıcı kafasından çıkan direkt ve endirekt radyasyon miktarındaki değişimden kaynaklanmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda elektronların hedef ile etkileşiminden sonra çıkan X-ışınları, Gaussian dağılım biçiminde yayılır. Düzleştirici filtreden önce yer alan birincil kolimatörler, bu dağılımın yanal uzantılarının bir kısmını kapatır. Düzleştirici filtreden sonra ikincil kolimatörler de alan şekillendirmesinde kullanılır.

Cihazın kafa kısmında bulunan düzleştirici filtreden kaynaklanan endirekt radyasyon, 6 MV X-ışını için demet veriminin (out-put) %8'ini kapsamaktadır [2,5]. Ancak birincil ve ikincil kolimatör ve diğer yapılarıdaki saçılmalarda dahil olduğunda ise verimin % 12'sini kapsadığı düşünülmektedir [3]. Zhu ve arkadaşları, hava ortamındaki kolimatör saçılma faktörünü incelediklerinde alan boyutunun küçülmesiyle Sc faktörünün azaldığını bulmuşlardır [22,23]. 2x2 cm² ve daha küçük alanlarda radyasyon kaynağının kapanma etkisi verimin azalmasında etkin bir rol oynamaya başlamaktadır. İkincil kolimatörlerin bu alanları oluşturması Gaussian dağılımının büyük bir kısmını kapatır. Böylece verimin düşmesi, kaynağın kısmen kapanma etkisiyle açıklanabilir. Ayrıca alan şekillendirme (ikincil kolimatör, ÇYK veya blok) araçlarının farklılıkları ve cihazın kafasındaki konumlarının verim üzerine etkisi olduğu gösterilmektedir [16,22].

Küçük alanlarda kolimatörlerden geri saçılmış olan düşük enerjili X-ışınlarının ve elektronların cihazın kafasındaki doz izleyici iyon odasına gelmesiyle, izleyici iyon odası daha fazla akı algılamaktadır. Böylece verim (MU başına gelen foton akısı) kolimatörün açıklığına bağlı olarak düşük bir yüzdeyle de olsa artmasına neden olmaktadır [14]. Bu çalışmada merkez ekseninde 10x10 cm² ila 2x2 cm² alanlar kıyaslandığında Sc değerlerinin alanın küçülmesine (1x1 cm² alan hariç) bağlı olarak %5,4 oranında düştüğü, 1x1 cm² alan dahil edildiğinde ise %12,5 azaldığı bulundu. Merkez eksen yerleşimli alanlar için elde edilen Sc karakteristiği, Zhu [14], Jaffray [2] ve Sharpe [3] vd. araştırmacıların bulgularıyla uyumluluk göstermektedir.

YART tekniğinde oluşan düzensiz alanların hava out-put oranı, bu alanların eşdeğer kareleri kullanılarak doğru bir şekilde hesaplanabilir. Shih [24] vd 'nin çalışmasında ÇYK'ler ile şekillendirilen merkez eksene ve merkez eksen dışına yerleşmiş olan kare alanların Sc'leri arasında %4'e varan artış olduğu bildirilmektedir. Ayrıca yine aynı çalışmada merkez dışı yerleşimli kare eşdeğer alanların verim farkının ±%1 içinde olduğunu gösterilmektedir [24]. Bizim çalışmamızda ise merkez eksen dışındaki her kayma

miktarı kendi içinde değerlendirildiğinde, Sc değerlerinin merkez eksenden uzaklaştıkça arttığı görüldü. X2 düzleminde maksimum değişim %5,9, Y1 düzleminde %5,6 ve Diagonal düzlemde %3 olarak bulundu.

Tedavi planlama sistemleri (TPS), radyasyon tedavilerinin planlanması için önemli bir araçtır. Radyasyon üreten cihazların her bir enerjisine ait merkez yerleşimli alan verileri TPS'in temelini oluşturmaktadır. Hastalar için TPS'de planlar oluşturulurken bu verilerden yararlanarak doz hesaplamaları yapılmaktadır. Günümüzde YART gibi küçük alanların kullanıldığı tedavi tekniklerinde alanlar her zaman merkez eksene yerleşmemektedir. Ayrıca YART tekniğinin dozimetrisi alan boyutlarının çok küçük olmasından dolayı önemlidir. Alanlar merkez eksenden uzağa yerleştiğinde Sc faktöründe artış meydana gelmektedir. Bu artışa cihazın kafa kısmında bulunan düzleştirici filtrenin geometrik yapısı da neden olabilmektedir. Alanlar merkez eksenden uzağa yerleştiğinde X-ışın demeti filtrenin daha az kalınlığa sahip olan kenar kısmından geçmektedir. Böylece merkez eksenden uzağa yerleşen alanlar merkez eksene kıyasla daha fazla foton akısına sahip olacaktır ve bu da Sc değerinde artışa sebep olabilmektedir. Bu nedenle, lineer hızlandırıcıların merkez eksene göre alan yerleşimleri kolimatörlerin belirli konumlarıyla sınırlandırılmaktadır.

Dolayısıyla, YART'ta doğru doz hesaplaması için küçük alanlar ve onların dozimetrik özellikleri TPS'de uygun bir şekilde modellenmeli ve sonrasında kalite kontrolü sağlanmalıdır.

Teşekkür

Çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen Denizli Devlet Hastanesi Radyoterapi Merkezi'ne teşekkür ederiz. Bu çalışma, Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2014.02.0121.008 nolu tez projesi kapsamındadır.

Kaynakça

- [1] Zhu, T.C., Bjärngard, B.E. 1995. The fraction of photons undergoing head scatter in x-ray beams. Phys. Med. Biol. 40(1995), 1127-1134.
- [2] Jaffray, D. A., Battista, J. J., Fenster, A., Munro, P. 1993. X-ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra-focal radiation. Med. Phys. 20(1993), 1417-1427.
- [3] Sharpe, M. B., Jaffray, D. A., Battista, J. J., Munro, P. 1995. Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams. Med. Phys. 22(1995), 2065-2074.

- [4] Zhu, T. C., Manbeck, K. 1994. CT reconstruction of x-ray source profile of a medical accelerator. Proc. SPIE 2132(1994), 242-253.
- [5] Aspradakis, M.M., Byrne, J. P., Palmans, H., Conway, J., Rosser, K., Warrington, A. P., Duane, S. 2010. IPEM report 103: Small Field MV Photon Dosimetry. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), York, UK, 6s.
- [6] Sharma, S.D. 2011. Unflattened photon beams from the standard flattening filter free accelerators for radiotherapy: Advantages, limitations and challenges. Med Phys. 36(2011), 123-125.
- [7] Dutreix, A., Bjärngard, B.E., Bridier, A., Mijnheer, B., Shaw, J.E., Svensson, H. 1997. Monitor unit calculation for high energy photon beams. Physics for clinical radiotherapy. ESTRO booklet no. 3. Garant, Leuven 36s.
- [8] Young, M. E. J. 1957. Radiological Physics. 1st ed. Academic. New York, USA, 207s.
- [9] Holt, J. G., Laughlin, J. S., Moroney, J. P. 1970. The extension of the concept of tissue-air ratios TAR to high-energy x-ray beams. Radiology 96(1970), 437-446.
- [10] Kim, S., Palta, J. R., Zhu, T. C. 1998. A generalized solution for the calculation of in-air output factors in irregular fields. Med. Phys. 25(1998), 1692-1701.
- [11] Khan, F. M., Gibbons, J. P. 2014. The Physics of Radiation Therapy, 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, USA, 152s.
- [12] Kase, K. R., Svensson, G. K. 1986. Head scatter data for several linear accelerators 4-18 MV. Med. Phys. 13(1986), 530-532.
- [13] Tatcher, M., Bjärngard, B. E. 1992. Head-scatter factors and effective x-ray source positions in a 25-MV linear accelerator. Med. Phys. 19(1992), 685-686.
- [14] Zhu T. C., Ahnesjö A., Lam K.L., Li X.A., Ma C.M., Palta J. R., Sharpe M.B., Thomadsen B, Tailor R. C. 2009. In-air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 74. Med. Phys. 36(2009), 5261-91.
- [15] Podgorsak, E.B., 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 372s.
- [16] Zhu, T. C., Bjärngard, B. E. 1994. The head-scatter factor for small field sizes. Med. Phys. 21(1994), 65-68.
- [17] Gotoh, S., Ochi, M., Hayashi, N., Matsushima, S., Uchida, T., Obata, S., Minami, K., Hayashi, K., Matsuo, T., Iwanaga, M., Yasunaga, A., Shibata, S. 1996. Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery. Radiother. Oncol. 41(1996), 221-224.
- [18] Olofssona, J., Georgb, D., Karlssona, M. 2003. A widely tested model for head scatter influence on photon beam output. Radiotherapy and Oncology 67(2003), 225-238.
- [19] Fulkerson, R. K., Holmes, S. M. 2013. User's Guide To TG-142. Standard Imaging, Inc. 80678-00,7 / 13, http://www.standardimaging.com/uploads/tech_notes/TG-142_guide_8067800.pdf (Erişim Tarihi: 17.08.2016).
- [20] IBA, 2011. CC04, user's guide. http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/brochure/RT-BR-E-Detectors%20for%20RD%20and%20AD%200211_0.pdf (Erişim Tarihi: 17.08.2016)
- [21] IBA, 2011. Dose 1 High Performance Reference Class Electrometer. http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/resources/RT-BR-E-DOSE1_Rev.1_0211_0.pdf (Erişim Tarihi: 17.08.2016)
- [22] Zhu, T. C., Bjärngard, B. E., Shackford, H. 1995. Head-scatter off-axis for megavoltage x-rays. Med. Phys. 22(1995), 793-798.
- [23] Zhu, T. C., Bjärngard, B. E., 2003. Head-scatter off-axis for megavoltage x-rays. Med. Phys. 30(2003), 533-543.
- [24] Shih, R., Li, X. A., Chu, J. C. H., Hsu, W. L. 1999. Calculation of headscatter factors at isocenter or at center of field for any arbitrary jaw setting. Med. Phys. 26(1999), 506-511.