

Konvansiyonel Baş-Boyun Radyoterapisinde Dozimetrik Sürecin Termolüminisans Dozimetre ile Kontrolü

Ali ALTAY¹, Abdullah YEŞİL², Sema GÖZCÜ¹, Sonay ARSLAN¹, Oya KARADAĞ¹, Gökay KAYNAK³, Lütfi ÖZKAN¹, Candan DEMİRÖZ¹

¹ Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Bursa.

² Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Bursa.

³ Uludağ Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi, Nükleer Fizik Anabilim Dalı, Bursa.

ÖZET

Bu çalışmada amacımız baş-boyun radyoterapi tekniğinde dozimetrik sürecinin termolüminisans dozimetri (TLD) ile kontrolüdür. Çalışmamızda randofantom, dozimetrik ekipman ve tedavi cihazları kullanıldı. Tedavi pozisyonunda Bilgisayarlı Tomografi-Simülâtörde, kesit görüntüleri alındı. Sanal simülasyonla alanlar belirlendi. Alınan simülasyon filmleri Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemine (BTPS) aktararak kontrol edildi ve nokta doz değerleri hesaplandı. TLD'ler randofantomda belirlenen noktalara yerleştirildi ve 5'er kez ışınlama yapılarak ölçüm değerlerinin ortalamaları elde edildi. Çalışmada hedef hacim ve kritik organ dozları incelendi. Planlanan ve ölçülen değerler arasında $\pm 5\%$ 'in altındaki değerler kabul edilebilir sınırlar içine alındı. Target volümde bulunan 2 noktada BTPS ile hesaplanan doz değerlerinin ortalaması 207 cGy iken, bu noktalarda TLD ile ölçülen dozların ortalaması 203,5 cGy idi. Fark $\%2$ 'in altındadır. Supraklaviküler alan ile lateral alanların çıkışma düzleminde hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki fark maksimum $\%3,59$ olarak bulundu. Lenf nodu bölgelerinde ölçülen değerlerde maksimum fark $\%3,59$ idi. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, radyoterapi için belirlenen limitler içinde olsa da, bilgisayarlı tedavi planlama algoritmaları, dozimetrik süreç ve tedavi uygulamasının TLD ile yapılan in vivo doz ölçümleriyle kontrolünün, ideal olmasa da yararlı olabileceğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Baş-boyun radyoterapisi. Termolüminisans dozimetri (TLD). Rando Fantom. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS).

Control of the Dosimetric Process at Conventional Head and Neck Radiotherapy with Thermo Luminescence Dosimeter

ABSTRACT

In this study, our purpose is to control dosimetric process of head and neck radiotherapy technique with ThermoLuminescence Dosimeters (TLD). Dosimetric equipment, treatment devices and randofantom were used in the study. At treatment position, cross-sectional areas of randophantom screened with Computerized Tomography-Simulator. Radiotherapy fields identified at virtual simulation. Radiographs from simulation transferred to Computerized Treatment Planning System (CTPS) to control the fields and then point doses calculated. TLDs were placed to determined points at the randophantom then irradiation applied for 5 times to get average values of measurement. Target volume and critical organ doses were evaluated. Difference between the CTPS and measured doses lower than $\pm 5\%$ was taken in the acceptable limit. The mean of measured doses from 2 points at the target volume were 203,5cGy and mean of calculated CTPS doses were 207cGy. The difference was below $\%2$. Maximum difference of measured and calculated doses at supraclavicular and lateral field junction plane is $\%3,49$. At the lymph node regions, which are within planning treatment volume, the maximum difference was $\%3,59$. In this study, even if results were in the acceptable margin, controlling the CTPS algorithm and treatment period with TLD dosimeters is not ideal, but, useful for all levels.

Key Words: Head and neck radiotherapy. ThermoLuminescence dosimeter (TLD). Rando phantom. Computerized treatment planning system (CTPS).

Geliş Tarihi: 15.06.2011
Kabul Tarihi: 22.07.2011

Dr. Ali ALTAY
Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı,
Bursa.
Tel: 0 224 2953400
e-posta: aytay@uludag.edu.tr

Modern radyoterapide temel amaç hedef volüme tümör kontrolü için gerekli olan maksimum doz verilirken, radyasyon alanı içinde kalan sağlıklı dokuların mümkün olan en düşük dozu almasını sağlamaktır¹. Böylece uygun tedavi alanları kullanılarak tümörü oluşturan hücreler ortadan kaldırılırken sağlıklı dokular minimum zarar görür. Modern bilgisayarlı planlama sistemleriyle sanal ortamda gerçeğe en yakın doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilmekle bir-

likte, in vivo ortamda verilen radyasyon miktarının doğru olduğunun bilinmesi için hedef volüm ve kritik organlarda dozun ölçülmesi büyük önem taşımaktadır.

Konvansiyonel radyoterapide baş-boyun kanserlerinde genellikle simetrik yada asimetrik şekilde düzenlenen karşılıklı iki yan alan ve bir ön alandan oluşan 3-alan tekniği kullanılır². Ortogonal ışınlamada asimetrik kolimasyon tekniği, simetrik tekniğe göre alanların çakışma düzleminde daha homojen doz dağılımı ve izosantrik tedavi olanağı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Birleşme düzleminde alan kenarlarında oluşan penumbra'ya bağlı olarak istenmeyen yüksek veya düşük doz alanları oluşabilir. Asimetrik kolimasyon, tek izomerkez sağlaması ve böylece santral düzlemlerin aynı kalması nedeniyle, penumbra bölgesini ortadan kaldırmaya olanağı sağlayarak, bu düzlemdeki doz belirsizliğini en aza indirmede yardımcı olabilmektedir.

Radyoterapi uygulamalarında önemli bir başka alan birleşme sorunu da foton-elektron birleşmesidir. Baş-boyun bölgesinde medulla spinalis dozunu azaltmak amacıyla sıklıkla arka boyun bölgesi için elektron demetleri kullanılmaktadır. Boost uygulaması için tercih edilen bu teknikte ön boyun bölgesi foton huzmeleriyle tedavi edilmektedir. Burada ortaya çıkan doz belirsizliğini ortadan kaldırmak amacıyla çeşitli teknikler kullanılmaktadır³.

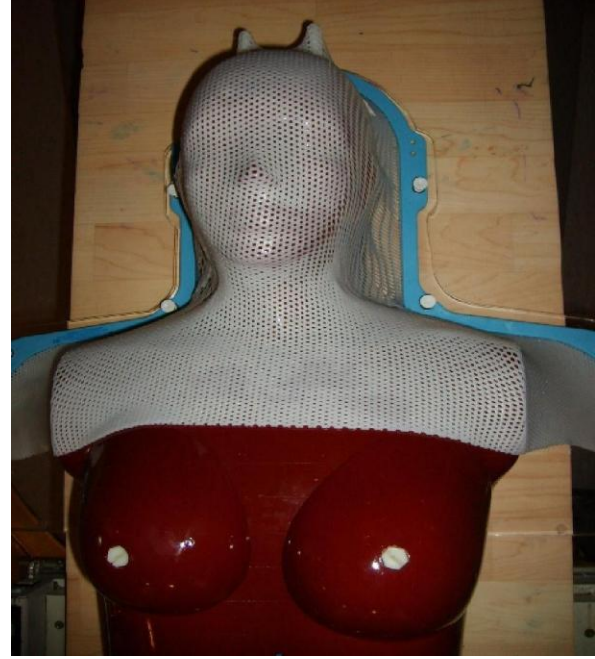
Çalışmamızda hipofarenks kanserli bir hastanın tedavisinde asimetrik kolimasyon kullanılarak yapılan bir radyoterapi uygulaması, randofantom üzerinde simüle edilerek, bilgisayarlı tedavi planlama sisteminde elde edilen doz değerlerinin hesaplanmasında kullanılan dozimetrik sürecin termoluminisans dozimetri ile kontrolü hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem

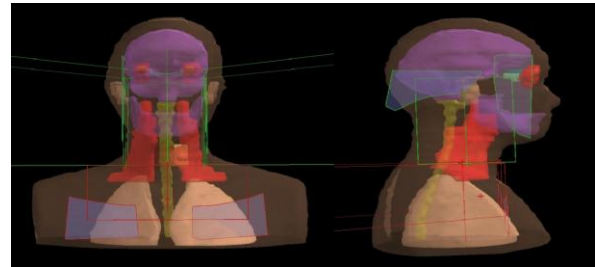
Üç alanlı konvansiyonel asimetrik kolimasyonlu baş-boyun radyoterapisinde kullanılan alanların dozimetrik kontrolü amacıyla, bölümümüzde bulunan Mevatron MD2 lineer akseleratör, dozimetrik ekipman, bilgisayarlı tomografi, konvansiyonel simülasyon ve Alderson rando fantom kullanılmıştır. Simülasyon masasına yatırılan fantomun boyun ve bel bölgelerine destekleyici köpük kondu. Böylece fantom kesitlerinin ayrılmadan sabit kalması sağlandı. Fantom için termoplastikten yapılmış özel maske hazırlandı (Şekil 1) ve tedavi pozisyonunda 0,5 cm'lik kesitlerle bilgisayarlı tomografi görüntüleri alındı. Tomografi kesitlerinde anatomik yapılar ve hedef volümler (GTV, CTV, PTV, OAR) hipofarenks tümörü varsayılarak konturlandı.

Konturlama bilgisayarından BTPS'ne aktarılan görüntüler üzerinde sanal simülasyon yapılarak asimetrik kolimasyon tekniğiyle birincil ışınlama için klinik hedef volümlere uygun olarak ortogonal alanlar belir-

lendi (Şekil 2). Dikdörtgen şekilli bu alanlar üzerine CTV'yi kapsayacak ve normal dokuları koruyacak şekilde koruma blokları çizildi. Bu ilk tedavi volümünden sonra ikincil klinik hedef volüme uygun ve medulla spinalisi koruyan boost (ek doz) alanları (foton-elektron kombinasyonu) sanal ortamda simüle edildi. Her iki planlama üzerinde birer fraksiyonluk (200 cGy) dozlar verilerek alanlar ve dozlar için bilgisayar çıktıları alındı.



Şekil 1.
Randofantomun simülasyonu.



Şekil 2.
Asimetrik kolimasyon tekniği ile ortogonal tedavi alanlarının gösterimi.

Fantom BT-SİM'de kullanılan sabitleme gereçleriyle birlikte aynı pozisyon verilerek konvansiyonel simülasyon ortamına alındı. BTPS'nden alınan dijital rekonstruktif radyografiler kullanılarak sanal simülasyonda belirlenen alanlar floroskopi yardımıyla, koruma blokları kontrol edilerek, fantom üzerine çizildi.

Randofantom içinde oluşturulan boşluklara TLD'ler yerleştirildi. İlk üç alan ışınlamasında, suprakalvikuler alanlara 4 adet, medulla spinalise 5 adet, trakeaya 4

Konvansiyonel Baş-Boyun Radyoterapisi

adet, alt spinal lenf nodlarına 4 adet, hipofarenkse 2 adet, parafarengeal lenf nodlarına 2 adet, orta kulağa 2 adet, beyin sapına 2 adet, parotislere 2 adet, üst juguler lenf nodlarına 2 adet, lenslere 2 adet, optik sinirlere 2 adet ve asimetrik merkeze 3 adet olmak üzere, toplam 36 adet TLD kullanıldı. Boost ışınlamasında ise supraklavikuler alan, asimetrik merkez ve lenslerdeki TLD'ler çıkarılarak, kalan TLD'lerle beraber, foton-elektron çakışma noktalarına 3'er adet olmak üzere, 30 adet TLD kullanıldı.

Lineer hızlandırıcıda simülasyon pozisyonunda olduğu gibi rando fantom masaya yerleştirilerek laser noktalarının oturması sağlandı. Daha sonra maskesi takılarak SSD ölçümü yapılan fantom üzerine belirlenen alanlar BTPS'de yapılan sanal tedavi simülasyonuna uygun enerjide huzmelerle, ışınlandı. İlk aşamadaki ortogonal asimetrik alanlar ışınlanırken alan merkez akslarına, 3 adet, boost alanları ışınlanırken foton-elektron çakışma çizgilerine 3'er adet TLD, yüzeyel olarak, yerleştirildi. Foton alanları 6 MV ve elektron alanları 8 MeV ortalama enerjilerindeki huzmelerle ışınlandı. Işınlama işlemleri, TLD okumalarında ortaya çıkabilecek hataların en aza indirilmesi amacıyla 5 farklı günde, 5 kez tekrarlandı.

TLD'ler sıralamaları bozulmadan ve ışınlamadan sonra en az 10 saat bekletilerek TLD okuyucusuna yerleştirildi. TLD'lerin tek tek ve her birinin numarası girilerek yapılan okuma işleminin ardından, ışınma eğrileri oluşturuldu. Bu eğriler okuma programında değerlendirilerek soğrulan doz hesaplandı. Her nokta için değerler arasındaki farklar ve bunların yüzdelik değerleri hesaplandı.

Işınlanan TLD'ler okunduktan sonra BTPS'den elde edilen doz değerleriyle karşılaştırıldı ve aşağıda verilen formülle yüzde hata hesaplaması yapıldı.

$$\% \text{ hata} = \left[(\text{BTPS doz} - \text{TLD doz}) / \text{BTPS doz} \right] * 100$$

Bulgular

BTPS'nde hesaplanan ve yapılan ışınlama sonrası TLD'lerle ölçülen dozlarla bunların arasındaki farklar tabloda verilmiştir.

İlk aşamada tanımlanan 200 cGy'lik doz için hipofarenkste belirlenen iki nokta için hesaplanan dozlar

Tablo I - TLD ölçüm sonuçları, BTPS değerleri ve hata oranları

Asimetrik 3 alan				Boost			
TLD Yerleşimi	Ortalama cGy	BTPS cGy	% hata	TLD Yerleşimi	Ortalama cGy	BTPS cGy	% hata
Medulla Spinalis	165,8	171,3	3,21	Medulla Spinalis	6,81	6,8	-0,15
Medulla Spinalis	188,7	187,8	-0,48	Medulla Spinalis	13,8	14	1,43
Medulla Spinalis	199,1	199,7	0,30	Medulla Spinalis	12,4	12,6	1,59
Medulla Spinalis	197,1	201,3	2,09	Medulla Spinalis	12,3	12,1	-1,65
Medulla Spinalis	199,7	200,9	0,60	Alt Spinal LN	181,3	178,5	-1,57
Alt Spinal LN	186,1	185,7	-0,22	Alt Spinal LN	172,4	174,2	1,03
Alt Spinal LN	182,7	189,5	3,59	Paratrakeal LN	180,2	181,8	0,88
Alt Spinal LN	186,7	193,3	3,41	Paratrakeal LN	180,8	181,7	0,50
Alt Spinal LN	179,7	183,3	1,96	Paratrakeal LN	177,9	177,2	-0,40
Paratrakeal LN	198,3	200,7	1,20	Paratrakeal LN	181,4	178,9	-1,40
Paratrakeal LN	200,8	201,2	0,20	Parafarengeal LN	122,9	126,3	2,69
Paratrakeal LN	202,5	205,5	1,46	Parafarengeal LN	157,9	161,7	2,35
Paratrakeal LN	206,8	204,4	-1,17	Üst juguler LN	198,9	202,3	1,68
Parafarengeal LN	199,8	202,4	1,28	Üst juguler LN	203,2	206,3	1,50
Parafarengeal LN	205,8	202,7	-1,53	Hipofarenks	215,4	216,8	0,65
Üst juguler LN	191,3	196,5	2,65	Hipofarenks	213,3	216,3	1,39
Üst juguler LN	199,1	198,8	-0,15	Orta kulak	12,1	12,2	0,82
S.Klavikuler bölge	198,7	195,1	-1,85	Orta kulak	10,6	10,7	0,93
S.Klavikuler bölge	204,4	202,4	-0,99	Optik sinir	11,3	11	-2,73
S.Klavikuler bölge	196,3	196,5	0,10	Optik sinir	10,5	10,6	0,94
S.Klavikuler bölge	198,3	199,8	0,75	Beyin sapı	2,33	2,3	-1,30
Hipofarenks	203,6	207,2	1,74	Beyin sapı	2,54	2,6	2,31
Hipofarenks	203,4	206,9	1,69	Parotis	176,9	179,3	1,34
Orta kulak	18,7	18,5	-1,08	Parotis	170,9	175,3	2,51
Orta kulak	16,1	16,2	0,62	F-E çakışma	121,8	124,6	2,25
Optik sinir	9,9	9,6	-3,13	F-E çakışma	123,2	125,1	1,52
Optik sinir	9,09	9,1	0,11	F-E çakışma	123,9	126,3	1,90
Beyin sapı	12,8	12,9	0,78	F-E çakışma	123,6	125,9	1,83
Beyin sapı	12,9	12,7	-1,57	F-E çakışma	124,5	126,2	1,35
Parotis	175,2	176,3	0,62	F-E çakışma	121,7	124,7	2,41
Parotis	188,8	186,5	-1,23				
Lens	1,6	1,7	5,88				
Lens	1,8	1,9	5,26				
Asimetrik merkez ön	39,3	39,5	0,51				
Asimetrik merkez ön	85,3	83,3	-2,40				
Asimetrik merkez ön	82,8	85,2	2,82				

207,2 ve 206,9 cGy iken ölçülen 203,6 ve 203,4 cGy idi. Aradaki fark %1,74 ve 1,68 olup kabul edilebilir sınırlar içindedir. Lenf nodları için belirlenen noktalardan hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki en yüksek fark alt spinal lenf nodu noktasında (6,8 cGy; %3,59) hesaplandı. Supraklaviküler alandaki dört noktada hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki maksimum fark %1,85 olarak bulundu. Kritik organlarda hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki en yüksek farklar medulla spinaliste 5,5 cGy (%3,21), beyin sapında 0,2 cGy (%1,57), parotiste 1,7 cGy (%1,23), optik sinirde 0,3 cGy (%3,13), orta kulakta 0,2 cGy (%1,08) ve lensler 0,1 cGy (%5,88) idi. Merkez akslar üzerinde, asimetrik alanların çakışma düzlemi ve aynı zamanda giriş-çıkış dozları arasındaki hesaplanan-ölçülen doz farkları %2,41 (3 cGy) olarak saptandı.

İkinci aşamada (boost) medulla spinalis dozunu azaltmak için foton-elektron kombinasyonu kullanıldı. Bu aşamada hipofarenks için hesaplanan dozlar 216,8 ve 216,3 cGy iken ölçülen 215,4 ve 213,3 cGy idi. Aradaki fark %0,65 ve 1,39 olup sınırlar içindedir. Kritik organlarda hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki en yüksek farklar medulla spinaliste 0,2 cGy (%1,65), beyin sapında 0,06 cGy (%2,31), parotiste 4,4 cGy (%2,51), optik sinirde 0,3 cGy (%2,73) ve orta kulakta 0,1 cGy (%0,93) idi. Foton-elektron çakışma düzlemindeki hesaplanan-ölçülen doz farkları %2,4 (3 cGy) olarak saptandı.

Tartışma ve Sonuç

Radyoterapi bilgisayarlı planlama sistemlerinin doz hesaplama algoritma sürecinin kontrolü için çeşitli dozimetrik araçlar kullanılmaktadır. Bu araçlar verilen radyasyon miktarını anlık ölçebilen sistemler olabileceği gibi soğurulan dozun oluşturduğu renk değişikliği veya lüminisans özelliğinin sonradan ölçülmesi esasına dayanan sistemler de vardır. Her iki durumda da temel amaç BTPS'de hesaplanan dozun, belirli hata sınırları içinde, verilebildiğini göstermektir.

Konvansiyonel radyoterapi için kabul edilebilir hata payı ICRU (International Commission on Radiation Units) Report-24'e göre +/-%5 olarak önerilmektedir⁴. Bloemen ve ark.⁵ total vücut ışınlamasında TLD dozimetre ile aldıkları ölçümlerde tedavi planlama sistemiyle doz uyumunun +/-%3 sınırları içerisinde olduğunu belirtmişlerdir. Essers ve Mijneer⁶ yaptıkları çalışmada bazı özel hasta grupları için yaptıkları ölçümlerde hata oranlarının +/- %3-10 arasında değiştiğini bildirmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada BTPS'de hesaplanan dozlarla TLD ile deneysel olarak ölçülen dozlar arasındaki farklar, lensler hariç, +/-%5 sınırını içineydi. Lens dozları termoplastik maskenin içine yerleştirilen TLD'lerin aldığı dozlar olup primer ışın huzmesinden

değil saçılmadan kaynaklanmaktaydı. Burada hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkın yüksek olmasının nedeni, çok düşük değerlerde olan dozlarda TLD'lerin duyarlılığının az olması ya da yerleştirme sırasında oluşabilecek hatalar, olabilir.

Asimetrik merkez akslarında birleşme düzleminde baktığımız giriş-çıkış dozlarında BTPS ile fark %3'ün altındaydı. David ve ark'ları⁷ penumbra nedeniyle konvansiyonel simetrik teknikte alan birleşimindeki dozlarda %30-40' a kadar değişmeler olduğunu, bu nedenle foton-foton birleşmesinde oluşabilecek potansiyel sıcak ve soğuk doz noktalarına dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Kullandığımız asimetrik alan merkez akslarından aldığımız ölçümlerde doz farklarının kabul edilebilir sınırlar içinde olması asimetrik tekniğin bu bölgedeki doz inhomojenitesini önlemede yardımcı olduğunu göstermektedir.

Radyoterapide tanımlanan volümler tümör yüküne göre düzenlenmiş olup GTV klinik ve radyolojik olarak saptanabilen hastalığı gösterirken, CTV olası mikroskopik yayılıma göre düzenlenmektedir. Klinik deneyimler makroskopik tümör yükünün ortadan kaldırılabilmesi için gereken optimum dozun 66-70 Gy, mikroskopik hastalığın kontrolü içinse 50-60 Gy olması gerektiğini göstermektedir⁸. Klinik pratikte, hedef volüme BTPS'de öngörülen dozun kontrolü amacıyla, genellikle giriş-çıkış doz ölçümleri kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra randofantom içine yerleştirilen dozimetrik ekipman da BTPS dozimetrik sürecinin kontrolünde önemli yer tutmaktadır. Çalışmamızda hedef volümler (GTV ve CTV) içine yerleştirilen TLD'lerle ölçülen ve BTPS'de hesaplanan dozlar arasında oldukça iyi bir uyum göstermekteydi (fark %3'ün altında).

Boost aşamasında, en önemli, kritik organ medulla spinaliste ölçülen dozların uygunluğu radyasyonun geç etkileri açısından önemlidir. Medulla spinaliste oluşabilecek myelit hastanın yaşamında geri dönüşümsüz olumsuzluklara yol açabilir. Baş boyun kanserlerinde lokal kontrolü sağlamak amacıyla, tümör yüküne bağlı olarak, 50-70 Gy uygulanmakta olup bu dozlar medulla spinalis tolerans dozu olarak kabul edilen 44-46 Gy'in üzerindedir. Optimum sonuç alabilmek için tedavi sırasında, medulla spinalis korunarak, dozun tolerans sınırında kalması sağlanması gerekmektedir. Baş-boyun radyoterapisinde medulla spinalisin korunması için en fazla kullanılan tekniklerden birisi arka spinal bölgenin elektronla ışınlandığı foton- elektron kombinasyonudur⁹.

Çalışmamızda medulla spinalisin korunması için ilk aşamada asimetrik kolimasyon ve boost aşamasında ise foton-elektron kombinasyonu kullanıldı. Toplam planlanan 23+10 fraksiyonluk doz göz önüne alındığında, verilen toplam doz 66 Gy iken ölçtüğümüz medulla spinalis dozları 41,45 - 47,33 Gy arasında değişmektedir. Martel ve ark.¹⁰ 3 alan asimetrik ışın-

Konvansiyonel Baş-Boyun Radyoterapisi

lama ve ardından foton elektron boost ışınlaması sonucunda toplam medulla spinalis dozlarını 48,9 - 55,9 Gy arasında bulmuşlardır. Kaya ve ark.⁹ yaptığı çalışmada maksimum medulla spinalis dozlarını 43,99 – 49,54 Gy arasında hesaplamışlar ve 2 yıllık takip süresince hiçbir hasta da myelit bulgusuna rastlamadıklarını bildirmişlerdir.

Foton-elektron kombinasyonunda alan birleşme çizgisindeki doz inhomojenitesi sorununu ortadan kaldırmak üzere çeşitli teknikler önerilmektedir. BTPS’de soğuk noktaları önlemek için 0,5 cm’lik bir alanda alanların iç içe geçirilmesi en uygun doz dağılımını sağladı. Yaptığımız ölçümlerde de çakışma bölgesine yerleştirilen TLD’lerden okunan dozlar BTPS verileriyle en fazla %2,41’lik fark göstermekteydi. Bu da kullanılan tekniğin uygun olduğunu göstermektedir.

Dozimetrik süreç kontrolü randofantom ya da hastalar üzerinde giriş-çıkış dozlarına bakılarak da yapılabilir. Giriş-çıkış dozları hem tedavi dozlarının doğrulamasını yapmakta hem de cihazların çalışma performansları hakkında bilgi vermektedir.^{11, 12}. Giriş dozları aynı zamanda hasta pozisyonunun doğruluğu kontrol amacıyla da kullanılabilir.¹³. Çıkış dozları hesaplama algoritmalarının doğrulamanın haricinde, doz hesaplama prosedürlerinde şekil, boyut ve doku inhomojeniteleri gibi parametrelerin hesaplamasında da yardımcı olur.¹⁴. Giriş-çıkış dozlarını ölçmek için farklı birçok teknik kullanılabilir.^{15, 16}. Böylece BTPS’de, hastaya verilmesi öngörülen dozun hesaplanmasında kullanılan dozimetrik süreç kontrol altında tutulmuş olur. Essers ve Mijnheer⁶ yaptıkları çalışma sonucunda eksternal radyoterapi alan hastalar için:

1. Tedavi başlangıcında ve her alan, doz ve teknik değişiminde giriş-çıkış dozlarına bakılmasını, eğer bu ölçülen dozlar % 5 uygunluk sınırını aşıyorsa araştırılması gerektiği,
2. Uygulanması planlanan farklı teknikler için rutin uygulamaya geçmeden, yapılacak in vitro ölçümlerden sonra, belirli sayıda hasta üzerinde düzenli giriş-çıkış dozlarına bakılmasını,
3. Düzenli ölçümlerde hedef volümün alacağı dozu daha doğru değerlendirmek açısından portal görüntüleme yapılmasını,
4. Tüm vücut ışınlamasında hedef volümün aldığı dozu belirlemek amacıyla her fraksiyonda giriş-çıkış dozlarının ölçülmesini,
5. Ayrıca riskli organlar üzerine de TLD yerleştirilmesini,
6. Yüksek doz inhomojenitesinin olduğu durumlarda fotografik filmlerle portal doz ölçümü yapılmasını önermektedirler.

Sonuç olarak in vivo dozimetrik düzenekler modern radyoterapi merkezleri için vazgeçilmez kalite kontrol ekipmanlarıdır. Hem hasta dozlarının kontrolü açısından hem de çalışanların radyasyon güvenliği açısından

önemlidir. Çalışmamızda hasta üzerinde olmasa da randofantom üzerinde bir tedavi süreci açısından dozimetrik kontroller yaptık ve bunların uygunluğunu araştırdık. Aldığımız sonuçlar BTPS ile sanal ortamda öngördüğümüz tedavinin pratik hasta tedavisine aktarılmasında kullandığımız dozimetrik sürecin uygun olduğunu gösterdi.

Kaynaklar

1. Helperin CE, Perez AC, Brady WL. The Discipline of Radiation Oncology In:Helperin CE, Perez AC, Brady WL. Perez and Brady’s principles and practice of radiation oncology. 5th edition, Lippincott Williams&Wilkins, 2008, 4-6.
2. F.L.R. Vinagre, P.C.P.S. Simões, P.J.B.M. Rachinhas. Omniwedge technique for increased dose homogeneity in head and neck radiotherapy. Physica Medica, 2009, 25, 154-9.
3. Sue S. Yom, William H. Morrison, K. Kian Ang, David I. Rosenthal, George H. Perkins, Pei-Fong Wong, and Adam S. Garden. Two-field versus three-field irradiation technique in the postoperative treatment of head and neck cancer. Int, J, Radiation Oncology Biol, Phys, 2006, 66/2, 469–76.
4. International commission on radiation units and measurements determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Report 24, ICRU, Washington, 1976.
5. Bloemen –Van Gurp JE, Mijnheer JB, Verschuere Tam, Lambin P. Total body irradiation, toward optimal individual delivery: dose evaluation with metal oxide field effect transistors, thermoluminescence detectors and a treatment planning system. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007;69:4, 1297–304.
6. Essers M, Mijnheer JB. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999;43:245–59.
7. Rosenthal Di, Mc Donough J, Kassae A. The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked fields for the treatment of head and neck cancer. Radiother Oncol, 1998;49:273-8.
8. Helperin CE, Perez AC, Brady WL. Hypopharynx Cancer. In:Helperin CE, Perez AC, Brady WL. Perez and Brady’s principles and practice of radiation oncology. 5th edition, Lippincott Williams&Wilkins, 2008;958:74.
9. Kaya V, Aksu MG, Korcum AF, Tunçel N. Radyoterapi uygulanan baş-boyun kanserli hastalarda medulla spinalis dozunun incelenmesi. Türk Onkoloji Dergisi 2009;24:1-8.
10. Martel KM, Eisbruch A, Lawrence ST, Fraas AB, Ten Haken KR, Lichter AS. Spinal cord dose from standart head and neck irradiation: implication for three-dimensionel treatment planning. Radiother Oncol, 1997;47:185–9.
11. Van Dam J. and Marinello G., Methods for in vivo Dosimetry in External Radiotherapy. ESTRO, Brussels, 1994.
12. Huyskens D.P., Bogaerts R., Verstraete J., Löff M., Nyström H., Fiorino C., Broggi S., Jornet N., Ribas M. and Thwaites D.I. Practical Guidelines for the Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose). ESTRO, Brussels, 2001.
13. Alessandro M.C., Gustavo L.B., Edenyse C.B., Heberton F., Simone Z.S., Beatriz C. and Linda V.E. Caldasc. In vivo dosimetry with thermoluminescent dosimeters in external photon beam radiotherapy. Appl Radiat Isot, 2010;68:4-5, 760-2.
14. A. Piermattei, A. Fidanzio, G. Stimato, L. Azario, L. Grimaldi, G. D’Onofrio, S. Cilla, M. Balducci, M.A. Gambacorta, N. Di Napoli and N. Cellini. In vivo dosimetry by an aSi-based EPID, Med, Phys,2006;33:4414–22.

15. K. Venables, E.A. Miles, E.G.A. Ard, P.J. Hoskin and on behalf of the START trial management group. The use of in vivo thermoluminescent dosimeters in the quality assurance programme for the START breast fractionation trial. *Radiother, Oncol*, 2004;71:303–10.
16. M.L. Rodriguez, E. Abrego and A. Pineda. Implementation of in vivo dosimetry with Isorad™ semiconductor diodes in radiotherapy treatments of the pelvis. *Med, Dosim*, 2008;33:14–21.