

# Baş-boyun kanserlerinde giriş ve çıkış dozlarının in vivo dozimetri kullanılarak ölçülmesi ve tedavi planlama dozlarıyla karşılaştırılması

The measurement of entrance and exit doses with in-vivo dosimetry in head and neck cancers and comparison with treatment planning doses

Burçin PAİDAR,<sup>1</sup> Emin TAVLAYAN,<sup>2</sup> Nezehat OLACAK,<sup>2</sup> Mustafa ESASSOLAK,<sup>2</sup> Bülent Arif ARAS<sup>2</sup>

<sup>1</sup>İzmir Özel Onkomer Onkoloji Merkezi, Radyofizik, İzmir;

<sup>2</sup>Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Tıbbi Radyofizik, İzmir

## AMAÇ

Baş-boyun kanseri hastalarının giriş-çıkış dozlarını in vivo diyot dozimetrisi ile ölçerek tedavi planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırarak tedavi doğruluğunu kontrol etmektir.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Üç adet diyot, su eşdeğeri fantom ile giriş-çıkış dozları için kalibre edilmiştir. Diyotlar için uygun düzeltme faktörleri belirlenmiş ve in vivo diyot okumalarına uygulanmıştır. Doz ölçümleri, lineer hızlandırıcıda 6MV X-ışını ile izosentrik, asimetrik iki yan ve supraklaviküler alanlarla tedavi edilen üç baş-boyun kanseri hastasında 30 set-up'ta alınmıştır. Ölçülen dozlar beklenen dozlarla karşılaştırılmıştır.

## BULGULAR

Ölçümler beklenenden kabul edilebilir düzeyde küçük sapmalar göstermiştir. Giriş ve çıkış dozları için ortalama sapmalar %2.3 ve %1.9, standart sapmalar %0.72 ve %1.4 olarak bulunmuştur. Doz dağılımındaki sapma Uluslararası Radyoterapi Birimleri ve Ölçümleri Komisyonunun (ICRU) tavsiye ettiği %5'lik toleransın içinde olup tedavi dozlarının planlama sistemi dozlarıyla uyumlu olduğu belirlenmiştir.

## SONUÇ

Yarı iletken diyotlarla yapılan in vivo dozimetrisinin hasta doz kontrolü için güvenilir bir yöntem olduğu belirlenmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Baş-boyun kanserleri; in-vivo diyot dozimetrisi; radyoterapi.

## OBJECTIVES

We aimed to measure entrance-exit doses using in-vivo dosimetry for head and neck cancer patients and to compare with planning system doses, to facilitate determination of treatment accuracy.

## METHODS

Three diodes were calibrated using water equivalent phantom. Correction factors had been previously assessed for in-vivo diodes and applied to the readings. Dose measurements were performed on 30 treatment setups for 3 patients treated with isocentric, asymmetric left-right two lateral and supraclavicular fields using 6MV. Measured doses were compared with expected doses.

## RESULTS

The results indicated a small acceptable deviation from expected doses. It was found that the mean deviations for entrance and exit doses were 2.3% and 1.9%, respectively. The deviation in the delivered dose is well within the 5% International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) recommendation, and thus treatment doses are determined to be in accordance with the planning system doses.

## CONCLUSION

It has been shown that in-vivo dosimetry performed using diodes is a reliable and high-precision method for patient dose control.

**Key words:** Head and neck cancers; in-vivo diode dosimetry; radiotherapy.

Radyoterapi tedavisinde amaç, hedef volüme doğru dozu verebilmektir. Bunun için hazırlık, hasta planlaması, hesaplamalar ve günlük tedavi uygulamasının her aşamasında oldukça dikkatli olunmalıdır.<sup>[1]</sup> Radyasyon tedavisi sonuçları, radyasyon alanındaki normal doku toleransı ve belirlenmiş hedef volümdeki doz verimi doğruluğuna bağlıdır. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-RT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi kompleks tedavi tekniklerinin yoğun olarak kullanılmaya başlanmasıyla bu tedavi aşamaları birleştirilmiş ve tedavi doğruluğu için uygun metotlara gereksinim doğmuştur.<sup>[2,3]</sup>

Tedavi planlaması ve bunun hastaya uygulanması sırasındaki pek çok basamakta, hastaya verilen dozda küçük ve kabul edilebilir belirsizlikler olabilmektedir. Hastaya verilen dozdaki belirsizlikler hasta dozimetrisi ile belirlenebilmektedir.<sup>[4]</sup> Tedavi sırasında oluşabilecek hataları en aza indirmek için World Health Organization (WHO), International Commission on Radiotherapy Units and Measurements (ICRU), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) gibi çeşitli uluslararası kuruluşların tavsiye ettiği bazı dozimetrik kontrol yöntemleri bulunmakta ve bunlar arasında en önemlisi in vivo dozimetri sistemidir.<sup>[1]</sup> *In vivo* dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, film dozimetrisi, termoluminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in vivo dozimetri teknikleri TLD ve diyotlardır.<sup>[3,5,6]</sup> TLD ile anlık doz ölçümü yapılamaz ve doz değerinin belirlenmesi için süre gerekmektedir. Diyotlar ise son yıllarda in vivo dozimetride oldukça yaygın olarak kullanılan araçlar haline gelmişlerdir. Tedavi kalite kontrolündeki lineer doz hızı cevabının yanı sıra, yüksek radyasyon duyarlılığı, kolay uygulanabilirliği, küçük boyutlara sahip oluşu, mekanik sağlamlığı ve en önemlisi anlık ölçüm sağlaması diyot kullanımının en önemli avantajlarıdır. Aynı zamanda dokularda olabilecek inhomojeniteye bağlı doz dağılımındaki belirsizlikler veya değişikliklerdeki hassasiyetin kontrolü için de in vivo dozimetri kullanışlı bir metottur. Diyotlar; giriş ve çıkış dozu ölçümleri, hedef dozu ve orta hat dozu saptanması, tüm vücut ışınlanması ve monitor birimi (MU) doğrulanması gibi çeşitli

uygulamalarda kullanılmaktadırlar.<sup>[2,4,7]</sup>

Bu çalışmada, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi edilen baş-boyun kanseri hastalarında in vivo dozimetri sisteminde diyot dedektörler kullanılarak giriş-çıkış dozu ölçümleri alınmış ve tedavi planlama sistemi dozları ile karşılaştırılarak tedavi doğruluğu kontrol edilmiştir.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Giriş dozu  $D_{giriş}$ , hüzmengin girişinde hasta yüzeyinden belirli bir derinlikteki noktada tanımlanmıştır. Bu derinlik "maksimum build-up derinliği"  $d_{max}$ 'a eşittir. Diyotun, örnek olarak hastanın cildi üzerine yerleştirildiğinde, demet kalitesine ve geometrisine göre maksimum doz derinliğindeki dozu ölçmek için giriş dozu kalibrasyonu gerçekleştirilir. Kalibrasyon basamakları öncelikle kalibrasyon faktörünün ( $F_{kal}$ ) belirlenmesini içerir.<sup>[4]</sup>

Giriş dozu kalibrasyon faktörü  $F_{giriş}$ , referans koşullarda geçerli olan build-up başlığıyla birlikte giriş yüzeyinde hastanın cildine yerleştirilmiş diyotun  $R_{giriş, diyot}$  sinyaliyle birlikte  $D_{giriş}$  giriş dozunu vermek üzere çarpılması gereken bir faktör olarak tanımlanmıştır. Giriş dozu kalibrasyon faktörü şu şekilde hesaplanır.<sup>[8]</sup>

$$F_{giriş} = D_{giriş} / R_{giriş, diyot}$$

$$F_{giriş} = \text{Giriş dozu kalibrasyon faktörü}$$

$$D_{giriş} = \text{Giriş dozu}$$

$$R_{giriş, diyot} = \text{Giriş diyot sinyal okuması}$$

Klinik bir durumdaki giriş dozu değeri, diyot okumalarından yararlanılarak diyot okuması, düzeltme faktörü ve kalibrasyon faktörünün çarpımıyla hesaplanır.

$$D_{giriş} = R_{giriş, diyot} \cdot F_{kal} \cdot \Pi C F_i$$

$$F_{kal} = (D_{iyon odası} / R_{diyot, ref\ şart})$$

$$D_{giriş} = \text{Giriş dozu}$$

$$R_{giriş, diyot} = \text{Giriş diyot sinyal okuması}$$

$$F_{kal} = \text{Kalibrasyon faktörü}$$

$$\Pi C F_i = \text{Düzeltilme faktörü}$$

$$D_{iyon odası} = \text{Referans şartlarda (diyotların kalibre}$$



Şekil 1. Scanditronix EDP diyetler.

edildiği şartlar) iyon odası dozu

$R_{diyet}$  = Referans şartlarda (diyetlerin kalibre edildiği şartlar) diyet okuması

$F_{giris}$ 'nin belirlenmesi için diyet hüzmelinin giriş kenarında (ışın huzmesinin fantom yüzeyine ilk temas ettiği bölge, gantri yönü), düz bir fantomun yüzeyine yerleştirilir ve diyetun yanıtı  $d_{max}$  derinliğinde konumlandırılan kalibre edilmiş bir iyon odasının yanıtı ile karşılaştırılır.

Ölçümlerde 30x30x15 cm<sup>3</sup> RW3 su eşdeğeri katı fantom, 0.6cc iyon odası ve Scanditronix EDP diyetler kullanılmıştır (Şekil 1).

Giriş dozu diyet sinyal kalibrasyonu için Şekil 2'de verilen katı fantom ölçüm düzeneği kurulmuştur.

Aynı koşullar altında katı fantom üzerine diyet,  $d_{max}$  (6MV foton enerjili lineer hızlandırıcı için 1.5 cm) derinliğine de iyon odası yerleştirilmiştir. Diyet ve iyon odası merkezi eksen üzerinde konumlandırılmıştır. Diyetler, iyon odasının doz pertürbasyonunu engellemek için merkezden 1.5 cm öteye yerleştirilmiştir.

Dozimetrik ölçümler için referans koşullar olan gantri açısı 0°, SSD=100 cm, 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutları, 15 cm fantom kalınlığı, 0° kolimasyon açısı ile ışınlamalar yapılmıştır. Tüm tedavi alanlarında kurşun korumalar olduğundan kalibrasyon ışınlamaları da blok tepsisi ile yapılmıştır. Hasta

planlamaları, yarım demet alanlarla planlandığı için 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutları da asimetrik olarak açılmıştır.

Giriş dozu ölçümüne benzer şekilde bir yarıiletken detektör hüzmelinin çıkış yüzeyi üzerine yerleştirilerek ve bu yüzeyden fantomda  $d_{max}$ 'ta konumlanmış bir iyon odasının yanıtıyla karşılaştırılarak bir çıkış dozu kalibrasyon faktörü  $F_{çikis}$  belirlenmiştir.

Çıkış dozu kalibrasyon faktörü  $F_{çikis} = D_{çikis} / R_{çikis, diyet}$

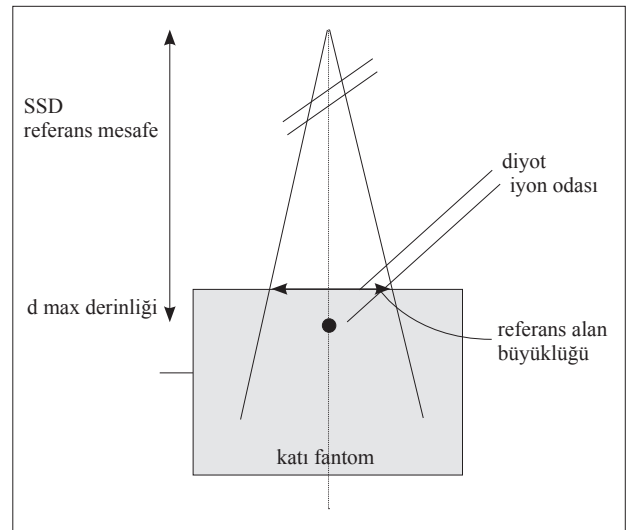
$F_{çikis}$  = Çıkış dozu kalibrasyon faktörü

$D_{çikis}$  = Çıkış dozu

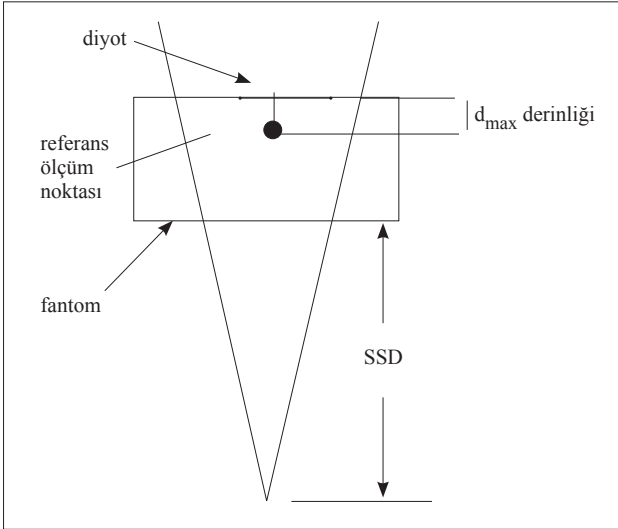
$R_{çikis, diyet}$  = Çıkış diyet sinyal okuması

Çıkış dozu kalibrasyonu için uygulanan referans koşullar ile ilgili olarak hastanın kalınlığı ek bir değişken oluşturmaktadır. Kalibrasyon fantom kalınlığı, klinik koşullarda karşılaşılan ortalama kalınlığa tercihen eşit olmalıdır. Tek bir çıkış kalibrasyon faktörünün bir kontrolü de aynı zamanda iki veya üç tipik kalınlık için önerilmektedir. Çıkış dozu kalibrasyonu için Şekil 3'deki ölçüm düzeneği kurulmuştur.

Dozimetrik ölçümler için referans koşullar olan gantri açısı 180°, kaynak-cilt mesafesi (SSD)= 95 cm, 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutları, 10 cm fantom kalınlığı, 0° kollimasyon açısı ve blok tepsisi ile ışın-



Şekil 2. Giriş dozu ölçümü için diyet kalibrasyon düzeneği.



Şekil 3. Çıkış dozu ölçümü için diyot kalibrasyon düzeneği.

lamalar yapılmıştır. Hasta planlamaları, asimetrik alanlarla planlandığı için 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutları da asimetrik olarak açılmıştır. Diyotlar, fantom üzerine; iyon odası, fantom çıkış yüzeyinden kalibre edilecekleri enerji için maksimum doz derinliğine yerleştirilmiştir.

Kalibrasyon faktörünün belirlenmesinden sonra referans şartların dışındaki durumlarda diyot okumasını etkileyecek değişimlerin düzeltilmesi amacıyla bir düzeltme faktörleri kümesi oluşturulmalıdır. Diyot cevabını etkileyen en önemli faktörler; alan büyüklüğü, SSD, kama filtre gibi ışın düzenleyicilerin varlığı ve demet yönelimidir. Bu faktörlerin diyot sinyaline etkileri, dedektörün referans durumunda maksimum doz derinliğindeki dozuna, hem diyot kristalinin hemde diyot dışındaki ortamdan (fantom, doku vb.) saçılan dozların da etki etmesi şeklindedir. Düzeltme faktörleri, klinik durumdaki diyot ve iyon odası okumalarının oranlarının referans koşullardaki aynı oranlara normalize edilmesiyle bulunur.<sup>[4]</sup>

$$CF_i = CF_{\text{alan büyüklüğü}} \cdot CF_{\text{SSD}} \cdot CF_{\text{kama filtre}}$$

$$CF = (R_{\text{iyon odası}} / R_{\text{diyot}})_{\text{klinik şart}} / (R_{\text{iyon odası}} / R_{\text{diyot}})_{\text{referans şart}}$$

$$CF_i = i. \text{ Düzeltme faktörü}$$

$$CF_{\text{alan büyüklüğü}} = \text{Farklı alan boyutlarından gelen düzeltme faktörü}$$

$$CF_{\text{SSD}} = \text{SSD değişiminden gelen düzeltme faktörü}$$

$$CF_{\text{kama filtre}} = \text{Farklı kama filtre açıları değişiminden gelen düzeltme faktörü}$$

$$CF = \text{Düzeltme faktörü}$$

$$R_{\text{iyon odası}} = \text{Diyot sinyali okuması}$$

$$R_{\text{iyon odası}} = \text{İyon odası sinyali okuması}$$

Bağımlılıkların incelenmesinde giriş dozu ve çıkış dozu düzeltme faktörleri farklı parametreler için belirlenmiştir. Diyotlar için alınan düzeltme faktörlerinin belirlenmesinde alan bağımlılığına 7x7 cm<sup>2</sup> ile 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutları arasında, SSD bağımlılığına 90 cm ile 100 cm arasında, kama filtre açısı bağımlılığına ise 0° ile 45° açıları arasında bakılmıştır. Giriş dozu kalibrasyonu ölçümlerinde fantom kalınlığı ölçüm sonuçları için bir önem teşkil etmezken çıkış dozu kalibrasyonu ölçümlerinde fantom kalınlığı ölçüm sonuçlarını etkilemektedir. Bu yüzden kullanılan diyotların giriş dozu kalibrasyonu sırasında kalınlık hesaba katılmazken çıkış dozu kalibrasyonunda fantom kalınlığı hesaba katılmıştır. Hasta planlamalarımızın hepsinde blok tepsisi kullandığımız için bütün düzeltme faktörü ölçümleri, blok tepsisi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tedavi sırasında hasta üzerinde alınan ölçümler, diyotlar maske üzerine yapıştırılarak yapıldığından sıcaklık düzeltilmesi yapılmamıştır. Farklı gantri açıları için alınan ölçümler sonucu, çok küçük sapmalar görüldüğünden gantri açısı bağımlılığı incelenmemiştir.

### SSD ve Kalınlığa Bağımlılığın İncelenmesi

SSD değişiminin diyot okumalarına etkisi incelenirken gantri ve kolimatör açısı 0°'dir. Alan boyutu 10x10 cm<sup>2</sup>'lik referans değerdedir. Diyotlar kalibrasyon ölçümleri sırasında buldukları konumlarda yerleştirilmişlerdir. Giriş dozu düzeltme faktörleri lateral alanlara yerleştirilecek diyotlar için SSD=90, 95 ve 100 cm'de, Supra alanına yerleştirilecek diyot için SSD=90, 95 ve 100 cm'de belirlenmiştir. Çıkış dozu kalibrasyon ölçümlerinde; tüm alanlarımız izosentrik olduğu için hastanın kalınlığına bağlı olarak SSD değişmektedir. Bu nedenle çıkış dozu kalibrasyonunda SSD ve kalınlık tek değişken olarak ele alınmıştır. Lateral

**Tablo 1**

Üç hastada, supra, sağ ve sol tedavi alanları için kullanılan kama filtre açısı değerleri

	Supra			Sağ yan			Sol yan		
Hasta No	I	II	III	I	II	III	I	II	III
Kama filtre açısı	0°	0°	0°	20°	25°	0°	20°	30°	0°

sahalara yerleştirilecek diyetler için çıkış dozu düzeltme faktörleri gantri 180°'de. SSD=90 cm iken 20 cm kalınlıkta, SSD=92.5 iken 15 cm kalınlıkta, SSD=95 iken 10 cm fantom kalınlığında belirlenmiştir.

#### Alan Boyutu Bağımlılığının İncelenmesi

Alan boyutunun diyet okumalarına etkisinin incelenmesinde kullanılan düzenek, kalibrasyon sırasında kullanılan düzenek ile aynıdır. Giriş dozu düzeltme faktörlerinin belirlenmesi sırasında gantri ve kollimatör açısı 0°'dir. Lateral alan diyetlerinin giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=100 cm'de 7x7, 10x10, 15x15, 20x20 cm<sup>2</sup>'de, supra alanının diyeti için giriş dozu düzeltme faktörleri 10x10, 15x15, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında ölçümler alınmıştır. Lateral alan diyetleri çıkış dozu düzeltme faktörleri gantri açısı 180° ve kollimatör

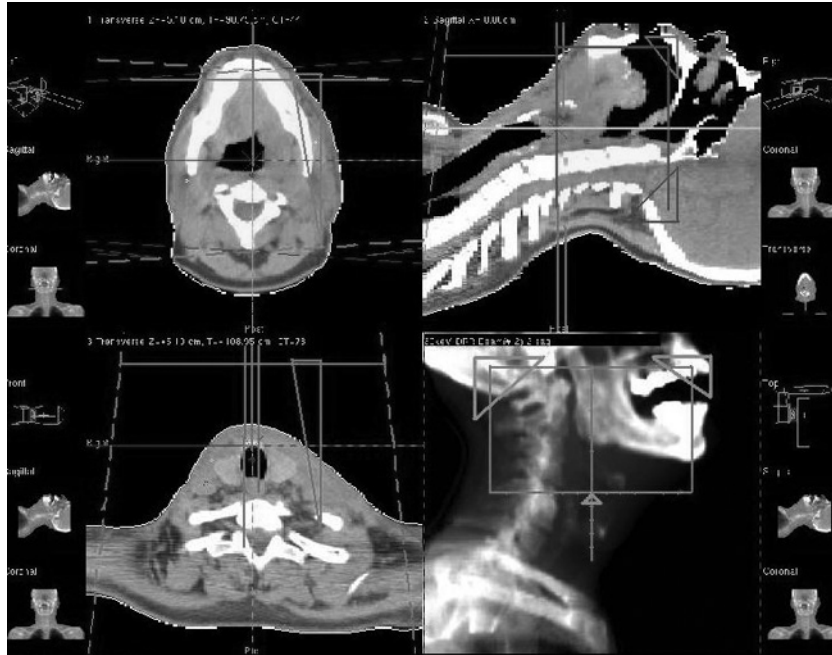
açısı 0°, SSD=95 cm'de 7x7, 10x10, 15x15, 20x20 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında belirlenmiştir.

#### Kama Filtre Açısı Bağımlılığının İncelenmesi

Kama filtre açısının diyet okumalarına etkisinin incelenmesinde kullanılan düzenek, kalibrasyon sırasında kullanılan düzenek ile aynıdır. Lateral ve supra alan diyetleri giriş dozu düzeltme faktörleri için SSD=100 cm, gantri 0°'de, lateral alan diyetleri çıkış dozu düzeltme faktörleri SSD=95 cm, gantri 180°'de 0°, 15°, 30°, 45°'lik açılarda belirlenmiştir.

#### Hasta Planlaması

Üç baş-boyun hastasının bilgisayarlı tomografi kesitleri PrecisePlan tedavi planlama sisteminde aktarılmıştır. Kesitler üzerinde kritik organlar ve tümör çizilmiş, daha sonra da iki yan, bir suprakla-



Şekil 4. Asimetrik (yarım demet alanlardan oluşan) hasta tedavi alanları.

viküler alanlar günlük 2 Gy olacak şekilde planlamaları yapılmıştır. Yapılan planlama sonucunda tedavi alanları için kullanılan kama filtre açıları tablo 1’de gösterilmiştir. Yapılan tedavi planlamalarına uygun ışınlamalar için simülasyon cihazında alanlar ve koruma blokları kontrol edilmiş ve tedavi alanı merkezleri işaretlenmiştir. Tedavi alanları ve huzme yönleri Şekil 4’te gösterilmiştir.

Diyotların kalibrasyon sırasında merkeze göre yerleri göz önünde bulundurularak hasta üzerinde konumlandırılarak ölçümler alınmış ve değerler kaydedilmiştir. Maske üzerine yerleştirilen diyotlar, kalibre edildikleri gibi dmax’daki (1.5 cm derinlikteki) dozu ölçmektedir (Şekil 5, 6).

Hastalar üzerinde on gün boyunca ölçümler alınmış olup ölçümler sırasında diyotlar maske üzerine yapıştırılmış ve her ölçüm öncesi diyotlara sinyal kalibrasyonu yapılmıştır.

## BULGULAR

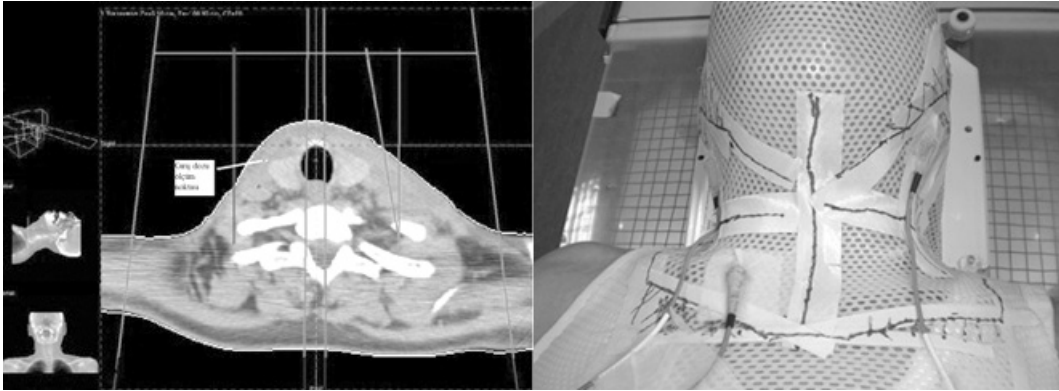
Her hasta için tedavi sırasında diyotlarla giriş-çıkış dozları ölçülmüş, günlük kalibrasyon değerleri ve düzeltme faktörleri sonuçlarına göre hastaların tedavi dozları hesaplanmıştır. Düzeltme faktörü;

$$F_{kal} = F_{SSD} \times F_{Alan\ Boyutu} \times F_{Kama\ filtre}$$

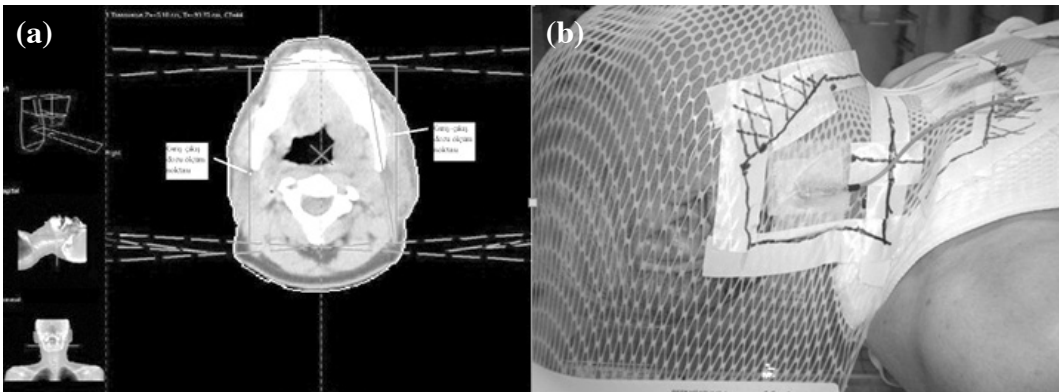
Giriş-çıkış dozları;

[(Beklenen Doz Değeri x 100) / Kalibrasyon değeri] x Düzeltme Faktörü

Her hasta için planlama giriş-çıkış dozları ve tedavi sırasında diyotlarla alınan giriş-çıkış dozları ölçülmüş ve günlük kalibrasyon değerlerine göre normalize edilip çeşitli parametrelere göre faktörlerle çarpılarak hesaplanmıştır. Bu dozlar arasındaki farklar ve standart sapmalar hesaplanmıştır.



Şekil 5. Supra alanı giriş dozu ölçüm noktası.



Şekil 6. (a) Sağ-sol yan giriş-çıkış dozu ölçüm noktaları (b) Hastanın sağında diyot giriş dozu ölçüm noktası.

**Tablo 2**

3 hastada, supra giriş ve sağ-sol giriş-çıkış değerleri için yapılan ölçüm ve hesaplama değerleri

	Hasta No	Supra ortalama giriş dozu	Sağ yan ortalama giriş dozu	Sol yan ortalama çıkış dozu	Sol yan ortalama giriş dozu	Sağ yan ortalama çıkış dozu
Ham tedavi ölçüm değeri (cGy)	I	208.1	129.7	79.1	115.1	73.1
	II	207.8	131.3	65.3	137.5	73.2
	III	200.3	125.8	71.2	121.8	71.6
Günlük kalibrasyon değeri (cGy)	I	95.6	96.3	96.1	96.7	96.5
	II	95.5	96.2	95.8	96.6	96.3
	III	95.5	96.2	95.8	96.6	96.3
Düzeltilme faktörü	I	1.0054	1.0161	1.0186	1.0169	1.0181
	II	1.0065	1.0171	1.0282	1.0214	1.0227
	III	0.9991	1.0038	0.9976	1.0045	0.9965
Ölçülen doz (cGy)	I	218.85	136.89	83.85	120.98	77.15
	II	218.93	138.79	70.01	145.42	77.61
	III	209.69	131.25	74.16	126.65	74.12
Planlama sistemi dozu (cGy)	I	216.7	131.79	81.96	119.08	76.33
	II	213.8	134.07	68.03	142.67	76.08
	III	204.62	129.38	73.42	122.89	72.30
Standart sapma (%)	I	0.9	1.1	1	0.9	1.5
	II	0.9	0.4	1.6	0.8	1.3
	III	0.6	0.7	1.4	0.4	1.4
Fark (%)	I	1	3.7	2.3	1.6	1
	II	2.3	3.4	2.8	1.9	2
	III	2.4	1.4	1	3	2.4

Sonuçlar her hasta için Tablo 2’de gösterilmiştir. Giriş dozlarında beklenen ve ölçülen dozlar ortalama %2.3 fark ( $SD=\pm 0.7$ ), çıkış dozlarında ise ortalama %1.9 fark ( $SD=\pm 1.4$ ) bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda beklenen ve ölçülen giriş-çıkış dozlarının standart sapmaları ve ortalama farkları incelenmiş ve bunlar arasında büyük bir fark olmadığı görülmüştür.

### TARTIŞMA

Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde bölgesel kontrolü arttırmak ve komplikasyonları azaltmak için belirlenen dozun doğrulukla uygulanması çok önemlidir. Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin düzgün bir şekilde ölçülmesi dışında ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle kalite kontrolün yapılması gerekmektedir. Yapılan çalışmada, hasta tedavisi sırasında doz doğruluğunun kontrol edilebilmesine olanak sağlayan in vivo diyot dozimetri

sistemi kullanılmış ve ölçülen dozlarla hesaplanan dozlar karşılaştırılmıştır.

Blyth ve arkadaşları çalışmalarında beklenen dozlarla karşılaştırdıklarında giriş dozları için %1.29 ( $SD=\pm 2.97$ ) değerinde bir farklılık bulunmuşlardır. Çıkış dozları ölçümleri sonucunda ise ortalama ölçülen çıkış dozları beklenenden %2.84 ( $SD=\pm 3.54$ ) daha düşük bulunmuştur.<sup>[9]</sup>

Millwater ve arkadaşlarının da yaptığı benzer çalışmada 50 baş-boyun hastası üzerinde giriş-çıkış dozu ölçümleri yapılmıştır. Ölçülen ve hesaplanan giriş dozları arasında önemli bir fark saptanmamıştır (%0.4,  $SD=2.7$ ). Ölçülen ve beklenen giriş dozları arasındaki fark, 284 ölçümün 16’sında %5’den büyük (%6) bulunmuştur. Ölçülen çıkış dozları ise beklenenden %2.4 ( $SD=\pm 4.8$ ) daha düşük bulunmuştur. Ölçülen ve beklenen çıkış dozları arasındaki fark 207 ölçümün 67’sinde %5’den büyük olarak %32 belirlenmiştir.<sup>[10]</sup>

Strojnik yaptığı çalışmada farklı SSD'ler, alan boyutları ve gantri açıları için düzeltme faktörleri belirlemiştir. Gantri açısı bağımlılığı %1'in içinde bulunduğu için ve farklı sıcaklıklar için bağımlılık incelemek oldukça zor olduğundan bu parametrelerin düzeltme faktörleri ihmal edilmiştir. Giriş dozları için ICRU'nun tavsiye ettiği %5, çıkış dozları için de %8 tolerans değerlerine göre değerlendirme yapmışlardır. 302 hastanın (%9) 27'sinde in vivo doz ölçümleri sonuçları belirlenen tolerans değerini aşmıştır.<sup>[11]</sup>

Alshaiikh ve arkadaşları diyotları kalibre ettikten sonra diyotların oldukça doğru doz okuduklarını saptamışlardır. Toplam olarak verilen 1800 cGy doz için diyot okumalarında maksimum sapma %0.1 olarak bulunmuştur.<sup>[12]</sup>

Fiorino ve arkadaşları da yaptıkları benzer çalışmada in vivo dozimetre ile giriş dozu ölçümleri almış ve planlama sistemi dozları ile karşılaştırmışlardır. Beş yıllık bir periyotta 1433 hasta üzerinde yapılan çalışmada 6 MV x-ışını kullanmışlardır. İn vivo dozimetri sisteminde p-tipi diyotlarla aldıkları giriş dozu ölçüm sonuçlarını planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırmış ve %5 tolerans değerini aşan bulgularda tüm tedavi parametrelerini kontrol edip ölçümleri tekrarlamışlardır.<sup>[13]</sup>

Hastadaki absorbe dozu etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bu faktörlerden bazıları enerji, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklık (SSD), kama filtre açısı, blok tepsisi kullanımıdır. Bu durumda hasta içerisindeki dozu hesaplamak için derin doz parametrelerini etkileyebilecek yukarıda bahsedilen faktörlerin iyi bilinmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda sözü edilen durumlar göz önünde bulundurularak her hasta için ardarda alınan on fraksiyon boyunca hasta giriş-çıkış dozları diyot dedektörlerle ölçülmüş ve elde edilen bulgular tedavi planlama sistemi dozlarıyla karşılaştırılmıştır.

Önce 6 MV X ışını ile diyotların kalibrasyonu yapılmış ve daha sonra klinikte tedavi süresi hesabını, dolayısıyla verilen dozu etkileyen parametreler olan SSD, alan boyutu ve kama filtre açısı bağımlılıklarına bakılmıştır. Lateral ve supra alanlarındaki diyotlar için sırasıyla SSD bağımlılığı en

fazla 1.017, 1.018 ve 1.011; alan boyutu bağımlılığı en fazla 1.020, 1.020 ve 1.013; kama filtre açısı bağımlılığı en fazla 1.052, 1.051 ve 1.023 olarak belirlenmiştir. Her parametre için tekrarlanan ölçümler sonucu grafikler çizilmiş ve hasta tedavisinde kullanılan bu parametreler için grafiklerden okumalar yapılmıştır.

6 MV ile tedavi edilen üç baş-boyun hastası için tedavileri sırasında ardarda 10 gün boyunca alınan diyot okumaları düzeltme faktörleri ile çarpılmış ve planlama sistemi dozları ile karşılaştırılmıştır. Birinci hasta için supra alanında giriş dozunda beklenen ve ölçülen doz farkı %1.0 (SD=%0.9), ikinci hasta için %2.3 (SD=%0.9), üçüncü hasta için %2.4 (SD=%0.6) olarak bulunmuştur.

Birinci hasta için sağ yan giriş dozunda beklenen ve ölçülen doz farkı %3.7 (SD=%1.1), sol yan giriş dozunda ise %1.6 (SD=%0.9); ikinci hasta için sağ yan giriş dozunda %3.4 (SD=%0.4), sol yan giriş dozunda ise %0.8 SD ile %1.9; üçüncü hasta için sağ yan giriş dozunda %1.4 (SD=%0.7), sol yan giriş dozunda ise %0.3 (SD=%0.4) bulunmuştur. Çıkış dozlarında beklenen ve ölçülen doz farkı birinci hasta için sağ yanda %1.0(SD=%1.5), sol yanda %2.3(SD=%1.0); ikinci hasta için sağ yanda %2.0(SD=%1.3), sol yanda %2.8 (SD=%1.6); üçüncü hasta için sağ yanda %2.4 (SD=%1.4), sol yanda ise %1.0 (SD=%1.4) bulunmuştur.

Bu sonuçlar doğrultusunda giriş dozlarında beklenen ve ölçülen dozlar için ortalama %2.3 fark (SD=%0.7), çıkış dozlarında ise %1.9 fark (SD=%1.4) bulunmuştur.

## SONUÇ

Diyotların birçok merkezde kullanımında genel olarak %5 değerinde değişen müdahale seviyesi uygulanmaktadır.<sup>[5,12,13]</sup> Buna göre bu değerler içerisinde yer alan bütün sonuçlar için hasta tedavisi doğru kabul edilmekte, bu değerler dışında bulunan sonuçlar için tedaviyle ilgili bütün veriler, hasta set-up'ı ve diyot pozisyonları kontrol edilip tekrar ölçüm alınmaktadır. Yaptığımız çalışma sonuçlarını %5 tolerans değerleri içinde değerlendirdiğimizde hasta tedavilerinin doğru olduğu sonucuna varılmıştır.



## KAYNAKLAR

1. Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother Oncol* 1995;34(2):144-51.
2. Georg D, De Ost B, Hoornaert MT, Pilette P, Van Dam J, Van Dycke M, et al. Build-up modification of commercial diodes for entrance dose measurements in 'higher energy' photon beams. *Radiother Oncol* 1999;51(3):249-56.
3. Loncol T, Greffe JL, Vynckier S, Scalliet P. Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results. *Radiother Oncol* 1996;41(2):179-87.
4. Huyskens D, Bogaerts R, Verstraete J, Lööf M, Nyström H, Fiorino C, et al. Practical guidelines for the implementation of in-vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy photon beams (entrance dose). 1st ed. ESTRO Booklet 5. 2001. p. 13-28.
5. Adeyemi A, Lord J. An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors. *Br J Radiol* 1997;70(832):399-408.
6. Meigooni AS, Sowards K, Myron G. Evaluation of the veridose in vivo dosimetry system. *Med Dosim* 2002;27(1):29-36.
7. Meiler RJ, Podgorsak MB. Characterization of the response of commercial diode detectors used for in vivo dosimetry. *Med Dosim* 1997;22(1):31-7.
8. Hernigou P, Marce D, Julieron A, Marinello G, Dormont D. Bone sterilization by radiation and the HIV virus. [Article in French] *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1993;79(6):445-51. [Abstract]
9. Blyth C, McLeod AS, Thwaites DI. A pilot study of the use of in-vivo diode dosimetry for quality assurance in radiotherapy. *Radiography* 1997;3(2):131-42.
10. Millwater CJ, MacLeod AS, Thwaites DI. In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance. *Br J Radiol* 1998;71(846):661-8.
11. Strojnik A. In vivo dosimetry with diodes in radiotherapy patients treated with four field box technique. *Medicon* 2007;16(23):891-94.
12. Alshaikh S, Mofteh B, Kinsara A.A, Eltaher Z, Naseem M. Calibration of semiconductor detector for in-vivo dosimetry. *Transactions of the American Nuclear Society* 2005;93:812-13.
13. Fiorino C, Corletto D, Mangili P, Broggi S, Bonini A, Cattaneo GM, et al. Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiother Oncol* 2000;56(1):85-95.