

## EKSTERNAL RADYOTERAPİ CİHAZLARINA AİT DOZİMETRİK PARAMETRELERİN ÖLÇÜM VE FABRİKA DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRMASI \*

Bayram DEMİR, Ayşe KOCA, Basri GÜNHAN, Songül KARAÇAM, Ahmet ÖBER

**Background and Design.**- High energy photon beams which are produced by linear accelerators and  $Co^{60}$  treatment machines are used to treat deep seated tumors in radiotherapy. In this study, parameters, the percent depth doses, dose profiles, penumbras, isodose distributions and beam quality are compared to those given in the manufacturers' atlases. Measurements were performed on a Saturne-42 linear accelerator with photon energies of 6, 15 MV, Orion linear accelerator with 4 MV photon energy, and  $Co^{60}$  treatment machine with 1.25 MeV photon energy. Beam quality measurements made in an RW3 solid water phantom using cylindrical ionization chamber and PTW electrometer. Percent depth doses, dose profiles, penumbras, and isodose distribution measurements made in a water phantom.

**Results.**- When the results were compared, the maximum difference in percent depth doses between our measurements and the manufactures' atlases was 5.2 % for 6 MV. At the depth of dose maximum the difference in penumbras found to be within 2 mm. After the comparison of isodose distributions, for 6 MV, 1 cm difference was found between the measured and manufacturers' atlases.

**Conclusion.**- Regarding, it was seen the dosimetric parameters that there were differences in percent depth doses, penumbras, and isodose distributions derived from high energy photon beams between measured data and the ones in the manufacturers' atlases, therefore before starting the treatment with these machines, all dosimetric parameters have to be measured.

Demir B, Koca A, Günhan B, Karaçam S, Öber A. Comparison between measured and manufacturers' data of dosimetric parameters of external radiotherapy devices. Cerrahpaşa J Med 2003; 34: 28-35.

**Y**üksek enerjili foton ışınları radyoterapide derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu ışınlar iki şekilde elde edilmektedir. Birincisi; radyoaktif izotopların bozunumları sırasında ortaya çıkan gamma fotonlarıdır. Günümüzde kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan radyoaktif  $Co^{60}$  izotopu stabil  $Co^{59}$  elementinin reaktörlerde nötronlarla bombardımanı ile elde edilmektedir. Tepkmeden elde edilen  $Co^{60}$  radyoaktif izotopunun  $Ni^{60}$ 'a bozunumu sırasında elde edilen 2 adet  $\gamma$  (gamma) fotonun (1.17 ve 1.33 MeV) ortalama enerjisi 1.25 MeV'dir.  $Co^{60}$  tedavi cihazları günümüzde çocuk tümörleri ve baş-boyun tümörleri gibi fazla derine yerleşmemiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.<sup>1-6</sup>

Eksternal radyoterapide kullanılan ikinci yüksek enerjili foton grubu lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili X-ışınlarıdır.

Lineer hızlandırıcılardan yüksek enerjili X-ışını elde etmenin temel prensibi; başlangıç enerjileri yaklaşık 50 keV dolayında olan elektronların magnetron veya klystrondan elde edilen elektromagnetik dalgalar aracılığı ile dalga kılavuzu tüpünde hızlandırılarak tungsten gibi ağır elementlerden yapılmış hedeflere çarptırılmaları sonucu Brems ışınları elde etmektir. Elde edilen X-ışınlarının enerjileri hızlandırılan elektronlarının enerjilerine bağlı olarak artırılabilir. Lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili X-ışınları akciğer, mesane, prostat tümörleri gibi derin yerleşimli tümörlerin ışınlanmasında kullanılmaktadır.<sup>4-10</sup>

Düşük enerjili fotonlar da yan saçılmalar fazlayken, enerjinin artışıyla beraber ileri doğru saçılmalar artmakta, böylece enerjinin artışıyla birlikte fotonların doku içindeki giricilik kabiliyetlerinde de farklıklar olabilmektedir.<sup>11</sup> Öte yandan alan kenarlarındaki saçılmalar ci-

\* *Anahtar Kelimeler:* Yüksek enerjili fotonlar, yüzde derin doz, penumbra, izodoz eğrileri, ışın kalitesi; *Key words:* High energy photon beams, percentage depth dose, penumbra, isodose, beam quality; *Alındığı Tarih:* 14 Ocak 2003; Uzm. Fizikçi Bayram Demir, Dr. Ayşe Koca, Uzm. Fizikçi Basri Günhan, Uzm. Fizikçi Songül Karaçam, Prof. Dr. Ahmet Öber: İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul; *Yazışma Adresi (Address):* Uzm. Fizikçi Bayram DEMİR, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 34303 Fatih, İstanbul.

hazın kolimatör yapısından oldukça etkilenmektedir. Bundan dolayı yüksek enerjili foton ışınlarının merkezi eksen yüzde derin dozları (%DD), izodoz dağılımı ve penumbra gibi dozimetri parametrelerinde, üretici firmalar tarafından standart olarak üretilerek tedavi merkezlerine gönderilen değerlere göre farklılıklar oluşabilmektedir. Bu çalışmada bölümümüzde bulunan  $Co^{60}$  (1.25 MeV) tedavi cihazı, 4 MV nominal enerjili Orion-4 ve 6 ve 15 MV nominal enerjili Satürne-42 lineer hızlandırıcı cihazlarından elde edilen 4 farklı düzeydeki yüksek enerjili foton ışınının %DD'lerinin, penumbralarının, izodoz dağılımlarının ve ışın kalitelerinin cihazların üretici firmaları tarafından beyan edilen değerleri ile uyumlarının kontrol edilmesi amaçlanmıştır.

## YÖNTEM VE GEREÇLER

### 1. EKİPMAN

#### 1.1. SATÜRNE-42 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Hareketli dalga yapılı bir lineer hızlandırıcı olan Satürne-42 cihazı 6 ve 15 MV foton ışınları ile 4.5, 6, 7.5, 9, 12, 15, 18, 21 MeV elektron ışınları üretebilen bir cihazdır. Tedavi alanı 100 cm kaynak-aks mesafesinde (SAD) foton ışınlamaları sırasında  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  den  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  ye kadar, elektron ışınlamalarında trimmerler ile  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  den  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  ye kadar açılmaktadır. Cihazda asimetrik kolimatör özelliği bulunmaktadır ve bu özellik alt kolimatörler olan X1 ve X2 çeneleri ile sağlanmaktadır. Satürne-42 lineer hızlandırıcısında mikrodalga kaynağı olarak klystron, target materyali olarak da tungsten kullanılmaktadır. Cihaz ile izosentrik ve rotasyon tedavisi yapılabilmektedir.

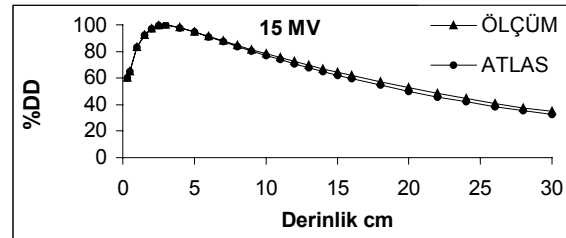
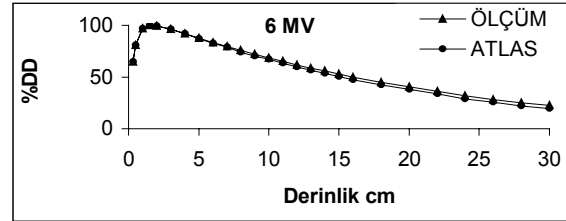
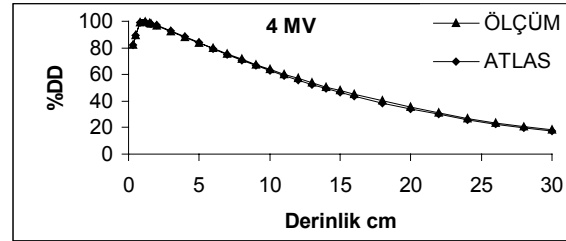
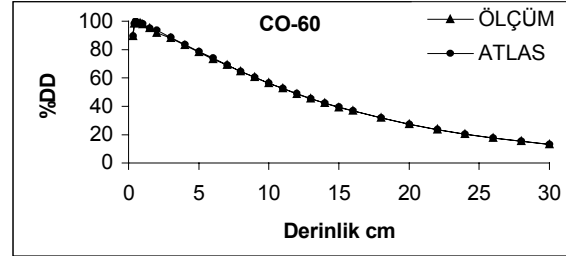
#### 1.2. ORION-4 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Duran dalga sistemi kullanılarak elektron hızlandırılan ORION-4 lineer hızlandırıcı cihazı, 4 MV foton enerjisine ve tek boyutlu asimetrik kolimatör sistemine (X eksenine) sahip olan bir hızlandırıcıdır. Yüz cm SAD de alan, foton ışınlamaları sırasında  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  den  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  ye kadar açılabilir. Orion-4 cihazı düşük enerjili bir lineer hızlandırıcı olduğu için hızlandırma tüpünün uzunluğu yüksek enerjili hızlandırıcılara göre daha kısadır ve cihazın boyutlarının büyümesini önlemek amacıyla yer düzlemine dik olarak yerleştirilmiştir. Cihazda mikro dalga kaynağı olarak magnetron, target materyali olarak tungsten kullanılmaktadır. Cihaz ile izosentrik ve rotasyon tedavisi yapılabilmektedir.

#### 1.3. CIRUS $Co^{60}$ Tedavi Cihazı

Cihazın standart tedavi mesafesi 80 cm olup kolimatörler bu mesafede  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  den  $32 \times 32 \text{ cm}^2$  ye kadar açılabilir. Cihaz ile izosentrik ve rotasyon tedavisi ya-

pılabilmektedir. Cirus teleterapi cihazı radyoaktif  $Co^{60}$  elementini ışın kaynağı olarak kullanan ve kaynak çapı 20 mm olan bir cihazdır.  $Co^{60}$  radyoizotopunun yarı ömrü 5,26 yıldır. Aylık bozunma %1,09 civarındadır ve aktivite her 5,26 yılda %50 azalmaktadır.



Şekil 1.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanın merkezi eksen boyunca su fantomunda ölçülen ve üretici firmanın izodoz atlaslarından elde edilen derin doz eğrileri.

#### 1.4. WELLHÖFER WP 700 Su Fantomu

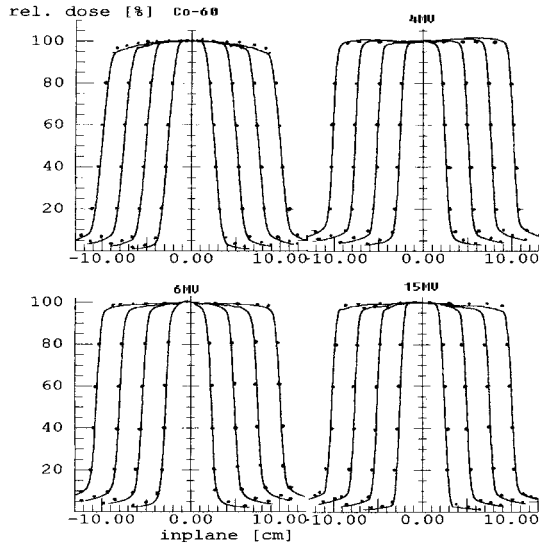
Çalışmada kullandığımız WELLHÖFER WP 700 marka su fantomu, ışına ait derin doz, doz profili, iki boyutlu izodoz dağılımı gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını ve daha sonra bu verilerin analizini yapabilen bilgisayar kontrollü dozimetrik bir sistemdir. Boyutları  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$  olan bir su havuzuna sahiptir. Biri referans diğeri alan dedektörü olmak üzere 2 adet IC15 tipi iyon odası mevcuttur. Su içerisindeki iyon odası 3 boyutlu hareket edebilir. Su havuzu ve dedektörler CU 500 E elektrometre aracılığı ile bilgisayara bağlanmıştır.

### 1.5. PTW UNIDOS Dozimetre ve 0,6 cc Silindirik İyon Odası

Işın kalitesinin tespitinde kullanılan PTW UNIDOS Dozimetre R, R/min, Gy, Gy/mim, Sv/h, amper, coulomb cinsinden doz, doz şiddeti, integral dozu, akım değerlerini okuyabilen bir dozimetredir. Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye ısı ve basınç düzetmeleri için değerler girilebilmektedir. Foton ışınlarında ölçüm aralığı 70 kV-40 MV'dur. Elektronlarda ise 50 MeV enerjiye kadar ölçüm yapabilmektedir. Kullanılan PTW 30001 tipi silindirik iyon odası radyoterapi dozimetreleri ile kullanılan standart bir iyon odasıdır. Duvar materyali polymethylmethacrylate (PMMA-yoğunluğu 1,185 g/cm<sup>3</sup>)+grafit karışımı olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrotun çapı 1 mm, uzunluğu 21,2 mm'dir.

## 2. ÖLÇÜMLER

**2.1. Derin doz ölçümleri:** %DD değerlerinin ölçüm ve beyan edilen değerleri arasındaki uyumu incelemek amacı ile lineer hızlandırıcılarda SSD=100 cm'de, Co<sup>60</sup> cihazında ise SSD=80 cm mesafede, 5x5 cm<sup>2</sup> 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup> ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanlar da 0-30 cm arası derinliklerde Wellhöfer su fantomu kullanılarak ölçümler yapıldı. Her bir enerjinin %DD değeri o enerjinin maksimum doz değerine normalize edilerek su fantomunun bilgisayarında nümerik analiz işlemine tabi tutuldu. Ayrıca üretici firmanın manuel planlamalar için ürettiği izodoz atlaslarından faydalanılarak aynı alanların %DD değerleri hesaplandı. Şekil 1'de 10x10 cm<sup>2</sup> alanda ölçüm ve izodoz atlaslarından elde edilen %DD doz grafikleri görülmektedir. Ayrıca 5x5 cm<sup>2</sup> 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup> ve 20x20 cm<sup>2</sup>de ölçülen %DD eğrileri ve izodoz atlaslarından elde edilen değerler tablo 1'de verilmiştir.



**Şekil 2.** Su fantomunda, 5x5, 10x10, 15x15 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanların d<sub>max</sub> derinliğinde ölçülen ve aynı alanların izodoz atlaslarından elde edilen doz profilleri (Noktalı profiller izodoz atlaslarından elde edilen değerlerle çizilmiştir.)

**2.2. Doz profili ölçümleri:** Her dört enerjide de makinelerin penumbra larını kontrol etmek amacıyla 5x5, 10x10, 15x15 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanlarda lineer hızlandırıcılar için SSD=100 cm'de, Co<sup>60</sup> cihazı için SSD=80 cm'de, Wellhöfer su fantomunda d<sub>max</sub> derinliğinde doz profili ölçümleri yapıldı. Ölçülen inplane doz profillerine su fantomunun bilgisayarını aracılığı ile sayısal analiz yapıldı. Profillerden elde edilen penumbra eğrileri %80 ve %20'lik doz değerlerinin X eksenindeki iz düşümlerinin farkından hesaplandı. Ayrıca her enerjinin d<sub>max</sub> derinliğinde izodoz atlasları üzerine cetvel konularak merkezi eksenin sağ ve solundaki doz değerlerinin X eksenindeki iz düşümleri ölçülerek tespit edildi. Şekil 2'de 5x5, 10x10, 15x15 ve 20x20 cm<sup>2</sup> alanda yapılan ölçümler ve izodoz atlaslarından elde edilen doz profilleri görülmektedir. Penumbra değerleri arasındaki farkları karşılaştırmak amacıyla her iki durumda elde edilen değerler tablo II'de verilmiştir.

**2.3. İzodoz ölçümleri:** İzodoz dağılımlarının ölçüm ve beyan değerleri arasındaki uyumu kontrol etmek amacıyla su fantomunda inplane doğrultusunda 10x10 cm<sup>2</sup> alanda ve 0-30 cm arası derinliklerde iki boyutlu izodoz dağılımları elde edildi. Her bir enerjinin izodoz dağılımı alanın maksimum doz değerine normalize edildi. Elde edilen izodozlar atlaslardaki değeri ile karşılaştırılmak üzere Şekil 3'de verilmiştir.

**2.4. Işın kalitesi ölçümleri:** Işının su gibi absorblayıcı ortamlardaki giricilik kabiliyetinin bir göstergesi olan ışın kalitelerinin, ölçüm ve beyan değerlerinin karşılaştırılması amacıyla katı-su fantomunda TPR<sup>20/10</sup> ölçümü yapılmıştır. Bu amaçla IAEA'nin (International Atomic Energy Agency) 277 numaralı raporunda<sup>12</sup> anlatılan ve şekil 4'de görülen ölçüm düzeneği kullanılarak 10x10 cm<sup>2</sup> alanda katı fantomunun 10 cm ve 20 cm derinliğindeki rölatif dozlar tespit edildi. Daha sonra 20 cm'deki doz 10 cm'deki doza oranlanarak her bir enerji için TPR<sup>20/10</sup> oranları elde edildi. Ayrıca üretici firma tarafından beyan edilen nominal enerjilere karşılık gelen TPR<sup>20/10</sup> değerleri BJR-Supplement-25'deki<sup>11</sup> değerleri ile karşılaştırılmak üzere tablo III'de verilmiştir.

## BULGULAR

**1. Yüzde Derin Dozlar:** Şekil 1'de her dört enerjinin 10x10 cm<sup>2</sup> alanda %DD değerlerinin ölçüm ve fabrika değerleri incelendiğinde build-up derinliklerinin (maksimum doz derinliği) Co<sup>60</sup>'da ölçülen ve beyan edilenlerin 5 mm'de, 4 MV'da ölçülen ve beyan edilenlerin 10 mm'de, 6 MV'da ölçülenin 16 mm ve beyan edilenin 15 mm ve 15 MV'da ölçülenin 32 mm'de, beyan edilenin 30 mm'de olduğu görülmektedir. Derinliğin artışıyla Co<sup>60</sup> enerjisinin fabrika ve ölçüm değerleri arasında önemli bir farklılığın olmadığı görülmektedir.

Bu enerji için tablo I'deki diğer alanlarda yaptığımız ölçüm ve fabrika değerleri arasında da genel bir uyum olduğu, maksimum farkın 20x20 cm<sup>2</sup> alanın 20 cm derinliğinde %1,2 ve bütün farkların %2 içinde olduğu görülmektedir.

Şekil 1'de 4 MV için elde edilen değerler incelendiğinde yüzeye yakın derinliklerde değerler arasında genel bir uyum görülürken özellikle 15 cm'den fazla derinliklerde ölçüm ve fabrika değerleri arasındaki farkların %2'nin üstüne çıkmaktadır. Tablo I'de 4 MV'de diğer alanlar için yaptığımız ölçüm ve fabrika değerleri arasında oluşan maksimum fark 10x10 cm<sup>2</sup> alanın 20 cm derinliğinde % 3,5'dir.

Şekil 1'de 6 MV için elde edilen değerler incelendiğinde yine yüzeye yakın derinliklerde

değerler arasında genel bir uyum görülürken, özellikle 15 cm'den fazla derinliklerde ölçüm ve fabrika değerleri arasında farklar da artış görülmektedir. Yine tablo I'de 6 MV için ölçüm ve fabrika değerleri arasında oluşan maksimum fark 10x10 cm<sup>2</sup> alanın 20 cm derinliğinde %5,2'tir.

Şekil 1'de 15 MV için elde edilen değerler incelendiğinde yine yüzeye yakın derinliklerde değerler arasında genel bir uyum görülürken özellikle bu enerji için tedavide oldukça sık kullanılmakta olan 10-30 cm arası derinliklerde ölçüm ve fabrika değerleri arasındaki %DD farklarında artış görülmektedir. Tablo I'de 15 MV için ölçüm ve fabrika değerleri arasında oluşan maksimum farkın 5x5 cm<sup>2</sup> alanın 20 cm derinliğinde %4,2 olduğu görülmektedir.

**Tablo I.** Su Fantomunda Ölçülen ve Üretici Firmanın İzodoz Atlaslarından Elde Edilen %DD'ların Karşılaştırılması

Alan : 5x5 cm <sup>2</sup>												
Derinlik cm	CO <sup>60</sup> %DD			4 MV %DD			6MV %DD			15MV %DD		
	ÖLÇÜM	ATLAS	%FARK	ÖLÇÜM	ATLAS	% FARK	ÖLÇÜM	ATLAS	% FARK	ÖLÇÜM	ATLAS	% FARK
5	74.9	75.2	0.4	81.4	81.3	0.1	86.3	85.2	1.3	95.3	94.6	0.1
10	51.1	51.2	0.2	59.7	58.6	1.9	65.4	64.0	2.2	76.8	75.8	1.3
15	34.3	34.5	0.6	43.3	42.	0.9	49.2	47.7	3.1	61.3	60.0	2.2
20	23.0	23.2	0.9	30.6	29.9	2.3	37.3	35.5	5.0	49.3	47.3	4.2
Alan: 10x10 cm <sup>2</sup>												
5	78.6	78.8	0.3	83.8	83.9	0.1	87.5	86.9	0.7	94.8	94.5	0.3
10	56.3	56.4	0.1	64.1	63.0	1.8	68.5	67.5	1.5	77.7	77.0	0.9
15	39.3	39.4	0.2	47.9	46.5	3.0	52.9	51.1	3.5	63.3	62.1	1.9
20	27.3	27.4	0.4	35.8	34.6	3.5	40.5	38.5	5.2	51.4	49.5	3.8
Alan: 15x15 cm <sup>2</sup>												
5	79.6	80.3	0.9	85.1	85.0	0.1	88.1	87.5	0.7	94.8	94.0	0.9
10	59.0	59.2	0.3	66.4	65.4	1.5	70.1	69.3	1.2	78.2	77.3	1.2
15	42.1	42.5	1.0	50.7	49.4	2.6	55.0	53.5	2.8	64.2	62.9	2.1
20	30.2	30.2	0.0	38.5	37.5	2.7	42.8	40.9	4.6	52.7	50.7	3.9
Alan: 20x20 cm <sup>2</sup>												
5	80.5	81.3	0.9	85.7	85.7	0.0	88.0	87.9	0.1	94.2	93.7	0.5
10	60.4	60.8	0.7	67.9	66.9	1.5	70.6	68.4	3.2	78.1	75.9	2.9
15	44.3	44.5	0.6	52.7	51.3	2.7	56.0	53.8	4.1	64.8	62.5	3.7
20	31.9	32.3	1.2	40.6	39.9	2.5	44.2	43.4	1.8	53.2	52.0	2.3

**Tablo II.**  $D_{max}$  Derinliğinde Ölçülen Doz Profillerinden ve Üretici Firmanın İzodoz Atlaslarından Elde Edilen Penumbra Değerleri

Alan cm <sup>2</sup>	Co <sup>60</sup>			4 MV			6MV			15MV		
	Ölçüm	Atlas	Fark mm	Ölçüm	Atlas	Fark mm	Ölçüm	Atlas	Fark mm	Ölçüm	Atlas	Fark mm
5x5	9.2	9.5	0.3	6.5	7.0	0.5	7.2	7.0	0.2	7.1	6.0	0.9
10x10	9.8	10	0.2	7.1	7.5	0.4	7.2	7.5	0.3	8.8	8.0	0.8
15x15	10.8	11	0.2	8.4	8.0	0.4	7.0	8.0	1.0	9.1	9.0	0.1
20x20	14.1	13	1.1	9.4	9.0	0.4	8.4	9.0	0.6	9.4	9.0	0.4

**Tablo III.**  $TPR^{20/10}$ 'nin Ölçülen ve Üretici Tarafından Bildirilen Nominal Enerjilere Karşılık Gelen BJR-Sup.25 Değerleri.

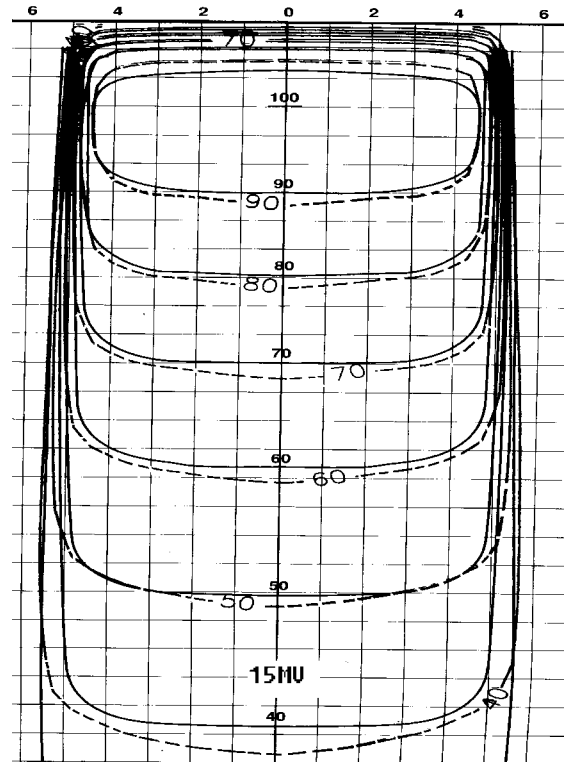
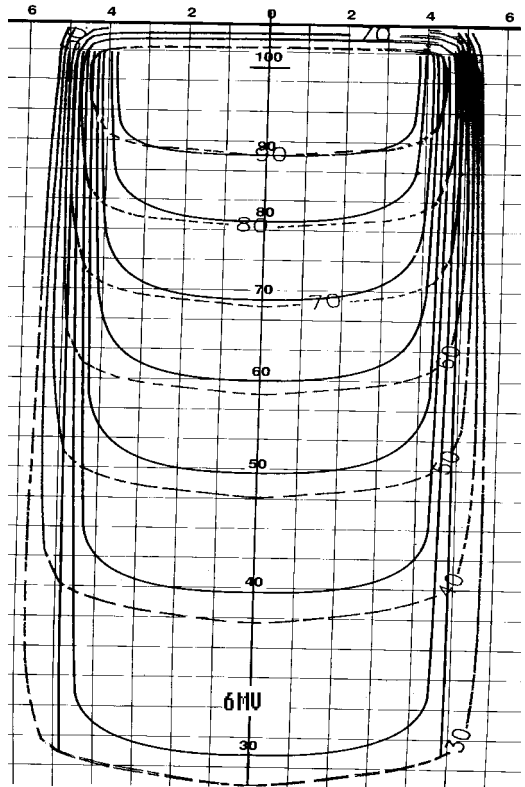
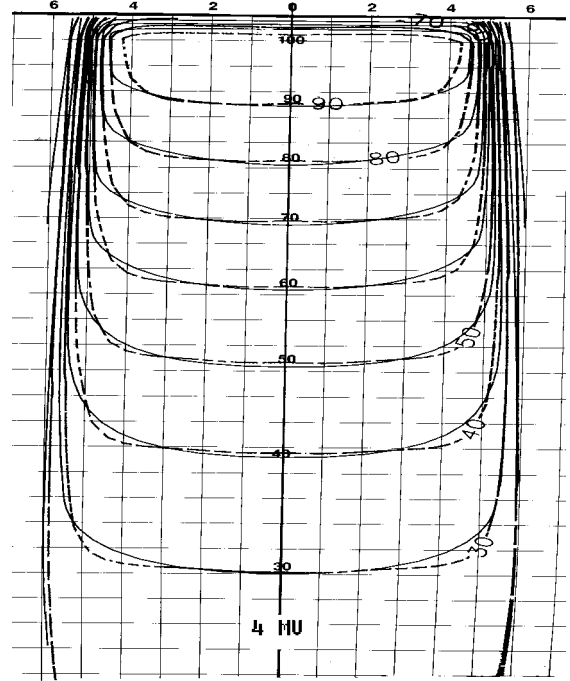
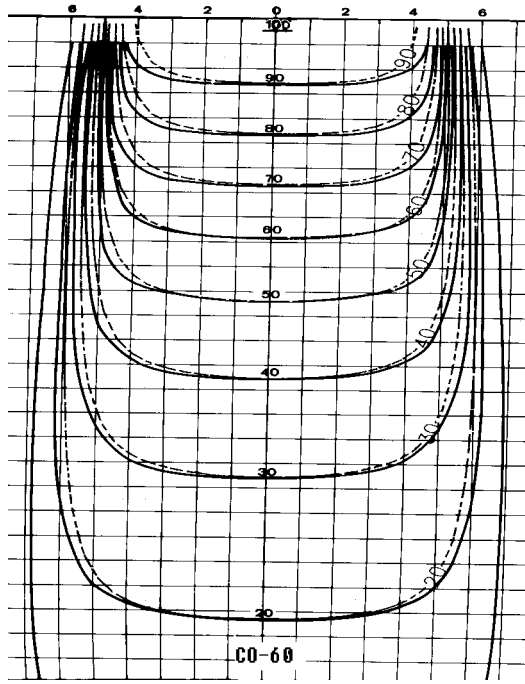
NOMİNAL ENERJİ	$TPR^{20/10}$ Ölçülen	$TPR^{20/10}$ BJR-Sup.25	Fark %
Co <sup>60</sup> (1.25 MeV)	0.571	0.570	0.1
4 MV	0.624	0.626	0.3
6MV	0.687	0.677	1.5
15MV	0.768	0.763	0.7

**2. İzodozlar:** Şekil 2'de 10x10 cm<sup>2</sup> alanda Co<sup>60</sup> ışınları için su fantomu ve atlaslardan elde edilen izodozların merkezi eksenleri arasında uyumun oldukça iyi olduğu görülmekle beraber alan kenarlarına gidildikçe uyumun azaldığı buna karşın izodozlar arasındaki farkların genel olarak 2 mm içinde olduğu görülmektedir. 4 MV için elde edilen izodozların merkezi eksenleri etrafındaki uyum yüzeye yakın derinlikler de genel olarak iyi olmakla beraber derinliğin artışıyla uyumun azaldığı görülmektedir. Bu enerjide merkezi eksen etrafındaki farkların 2 mm'den az olduğu buna karşın alan kenarlarında farkların 5 mm'ye kadar çıktığı görülmektedir. 6 MV için çizilen izodoz eğrileri arasında uyumun oldukça kötü olduğu görül-

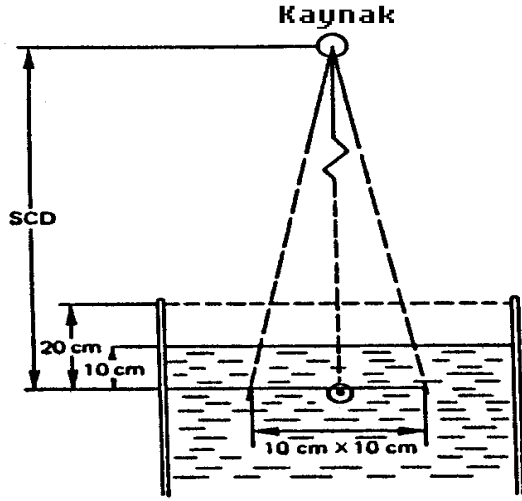
mektedir. Hem merkezi eksen hem de alan kenarlarındaki farklar özellikle %50'lik izodozdan daha küçük izodoz eğrilerinde 1 cm'nin üstüne çıkmaktadır. 15 MV için çizilen izodozların merkezi eksenleri etrafındaki farkların ise yüzeye yakın derinliklerde 5 mm olmasına karşın özellikle %40'lık izodoz eğrileri arasında 9 mm'ye kadar çıktığı görülmektedir.

**3. Penumbra:** Ölçüm yaptığımız dört farklı alanın  $d_{max}$  derinliğindeki doz profillerinde, %20 ve %80'lik doz değerlerinin farkından hesaplanan dozimetrik penumbraalarının genel olarak atlaslardan elde edilen değerleri ile uyumlu olduğu, en büyük farkın Co<sup>60</sup>'da 20x20 cm<sup>2</sup> alanda 1,1 mm olduğu ve farkların kabul kriteri olan 2 mm içinde kaldığı görülmektedir.

**4. Işın kalitesi:** Tablo III'de bildirilen ışın kaliteleri ile ölçtüğümüz ışın kaliteleri arasında en büyük fark %1,5 olarak 6 MV ortaya çıkmıştır. Bu enerjinin  $TPR^{20/10}$  değerine karşılık gelen gerçek enerji değeri BJR Sup.25'den<sup>11</sup> 6,6 MV olarak hesaplanmıştır. Nominal 4 MV enerjili ışının gerçek değerinin de 4 MV ve nominal 15 MV enerjili ışının gerçek enerjisinin ise 16,5 MV olduğu tespit edilmiştir. Öte yandan Co<sup>60</sup>'ın mono-enerjik bir gamma kaynağı olması sebebiyle ölçüm ve bildirilen enerjiler arasında önemli bir fark olmadığı görülmektedir.



Şekil 3.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda ölçüm ve atlaslardan elde edilen izodoz eğrilerinin karşılaştırılması (Kesik çizgili dağılım ölçüm değerleridir.)



**Şekil 4.** Yüksek enerjili fotonların ışın kalitelerinin tespiti için kurulan deney düzeneği. Kaynak-İyon Odası-Mesafesi (Source-Chamber Distance-SCD) sabit kalmak üzere derinlik, iyon odası üzerine katı fantom plakaları konularak birinci durumda 10 cm'ye ikinci durumda 20 cm'ye çıkartılarak her iki durumda ölçümler yapıldı.

## TARTIŞMA

Radyoterapide, yüksek enerjili foton ışınları yüzde derin doz, izodoz eğrileri ve penumbra lar gibi dozimetri parametreleri göz önüne alınarak kullanılmaktadır. Tedavi planlaması sırasında bu parametrelerdeki hata oranının düşük tutulması tedavi edilecek doku hacmine istenilen dozun verilmesi açısından önemlidir.

Yüksek enerjili fotonlarda enerjinin artışıyla beraber yan saçılmalar azalmakta buna karşın ileri doğru saçılmalar artmaktadır. Buna bağlı olarak fotonun doku içindeki giricilik kabiliyeti artmaktadır. Böylece fotonların build-up derinlikleri (maksimum doz derinliği) enerjinin artışıyla daha derinlerde oluşmakta ve % DD değerleri de artmaktadır. Merkezimizde ki tedavi cihazlarından  $Co^{60}$  tedavi cihazının ölçülen ve üretici firma tarafından beyan edilen %DD değerleri arasında oluşan farkların kabul kriteri olan %2 içinde oluşması, bu cihazda mono enerjilik gamma ışını yayınlayan radyoaktif bir kaynağın kullanılmasından kaynaklanmaktadır. 4 MV'da ölçülen ve BJR Supplement 25'den<sup>11</sup> bulunan enerji değerleri arasın-

da %0,3'lük bir fark olmakla beraber ölçülen enerjinin 4 MV olduğu görülmektedir. Nominal enerji ile ölçülen enerji değerleri arasında fark olmamasına rağmen makinenin kolimatör yapılarındaki farklılıklardan dolayı ölçülen ve atlaslardan elde edilen %DD değerleri arasında farklıklar olabildiği görülmektedir. Diğer enerjilerin %DD'ları arasındaki farkların ise lineer hızlandırıcı cihazlarımızın gerçek enerjilerinin fabrika tarafından beyan edilen nominal enerjilerden daha fazla olması dolayısıyla ışınların giricilik kabiliyetlerindeki artıştan kaynaklanmaktadır.

Doz profili, ışınlanan doku hacmi içinde dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumu yada konumunu yansıtır. Doz profillerinde, dozlar merkezi eksen değerine normalize edilerek gösterilir. Doz profillerinden, ölçümün yapıldığı derinlikteki penumbra değerleri elde edilebilir. Dozimetrik penumbra çeşitli protokollerde farklı doz değerlerinin farkından hesaplanırken en yaygın hesaplama, %80 ve %20'lik dozların geçtiği mesafelerin farkıdır. Penumbra, alan kenarlarındaki organ ve doku koruması açısından oldukça önemli bir parametredir. Bu çalışmada, üretici firmanın verdiği standart atlaslarda ışınlarla ait doz profilleri bulunmamasından dolayı penumbra lar arasındaki karşılaştırmalar atlaslardaki izodozların  $d_{max}$  derinliğinden elde edilmiştir. Bu değerler su fantomunda  $d_{max}$  derinliğinde ölçülen doz profillerinden elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında farklar kabul kriteri olan 2 mm içinde bulunmuştur. Ancak izodoz atlaslarında doz profillerinin verilmemiş olması farklı derinliklerde penumbra lar arasındaki uyumun kontrol edilmesini engellemektedir.

Merkezi eksen derin doz bilgileri radyasyonun doku içindeki dağılımını tam olarak ifade etmez. Bu nedenle ışının doku içindeki dağılımını tam olarak görebilmek amacıyla iki boyutlu doz dağılımları (izodoz eğrileri) kullanılmalıdır. Öte yandan izodoz eğrileri güvenilirliği ışınlanacak hacmi tam olarak kapsayan izodoz eğrisinin doğru olarak oluşturulması açısından önemlidir. Fabrika ve ölçüm değerleri arasında karşılaştırma yaptığımız bu çalışmada ölçülen ve beyan edilen izodoz dağılımları ara-

sında kabul kriteri olan 2 mm'den daha büyük farklar olduğu görülmektedir.

Sonuç olarak; yüksek enerjili radyoterapi cihazlarına ait %DD, penumbra ve izodoz eğrileri gibi dozimetri parametrelerinin üretici firma tarafından bildirilen ve dozimetrist tarafından ölçülen değerleri arasında önemli farklar olabileceği göz önünde tutulmalı ve bu cihazlarla tedaviye başlanılmadan önce cihazlara ait dozimetri parametreleri ölçülerek cihaza özel tespit edilmelidir.

## ÖZET

Lineer hızlandırıcılar ve  $Co^{60}$  tedavi cihazlarından elde edilen yüksek enerjili fotonlar derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Bu çalışmada yüksek enerjili foton ışınlarının yüzde derin doz, penumbra, izodoz dağılımı ve ışın kalitesinin cihazların üretici firmaları tarafından beyan edilen değerleri ile uyumunu inceledik. Ölçümler Satürne-42 lineer hızlandırıcısında elde edilen 6 ve 15 MV nominal enerjili, Orion-4 lineer hızlandırıcısından elde edilen 4 MV nominal enerjili ve  $Co^{60}$  tedavi makinesinden elde edilen 1.25 MeV enerjili foton ışınları ile yapıldı. Işın kalitesi ölçümleri silindirik iyonizasyon odası ve PTW elektrometre ile katı fantomda, yüzde derin doz, izodoz ve doz profili ölçümleri Wellhöfer su fantomunda yapıldı. Bulgular karşılaştırıldığında yüzde derin dozlar da ölçüm ve fabrika değerleri arasında 6 MV'da %5,2'ye varan farklılıklar oluşabildiği görüldü.  $D_{max}$  derinliğinde penumbralar arasında yapılan karşılaştırmalarda farkların 2 mm içinde olduğu tespit edildi. İzodozlar arasında yapılan karşılaştırmalarda ölçülen ve beyan edilen değerler arasında 6 MV'da 1 cm 'ye varan farklılıklar tespit edildi. Sonuç olarak; yüksek enerjili radyoterapi cihazlarına ait %DD, penumbra ve izodoz eğrile-

ri gibi dozimetri parametrelerinin üretici firma tarafından bildirilen ve dozimetrist tarafından ölçülen değerleri arasında önemli farklar olabileceği görüldüğünden, bu cihazlarla tedaviye başlanılmadan önce cihazlara ait dozimetri parametreleri ölçülerek tespit edilmelidir.

## KAYNAKLAR

1. Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. Illinois, Charles C. Thomas 1969; 103-130, 172-192.
2. Williams JR, Thwaites DI. Radiotherapy physics in practice. Oxford, Oxford University Press 2000; 6-7, 61-32.
3. Bentel GC, Nelson CE, Noell T. Treatment planning and dose calculations in radiation oncology. New York, Pergamon Press 1989; 8-15.
4. Perez CA, Brady LW. Principles and practice of radiation oncology. Ed. Patterson D. Philadelphia, J.B. Lippincott Company 1987; 134-140.
5. Kuter S. Yüksek enerjili teleterapi cihazları. İstanbul, Otağ Matbaası 1975; 50-54.
6. Khan FM, Potish RA. Treatment planning in radiation oncology. Baltimore, Williams and Wilkins 1998; 425-448, 567-582.
7. Khan FM. The Physics of radiation therapy. Department of therapeutic radiology. Baltimore, Williams and Wilkins 1984; 47-66, 75-86.
8. Kazmak CJ. Advance in lineer accelerator design for radiotherapy. Med. Phys 1984; 11: 105-128.
9. Ginzton EL, Nunan CS. History of microwave electron linear accelerators for radiotherapy. Int. J. Radiat. Onc. Biol. Physc 1984; 11: 205-216.
10. Shahabi S. Blackburn's introduction to clinical radiation therapy physics. Madison, Medical Physics Publishing Comporation 1989; 21-23.
11. Central axis depth dose data for use in radiotherapy (BJR Supplement 25). London, Published by the British Institute of Radiology 1996.
12. International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbed dose determination in photon and electron beams. Vienna, Technical Reports Series No: 277, 1987.