

9960



T. C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

LİF'ÜN DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİ VE SAĞLIK FİZİĞİ UYGULAMALARINDA KULLANILMASI

Danışman
Prof. Dr. Cengiz YALÇIN

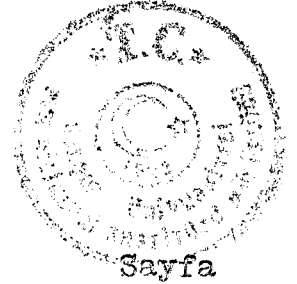
Bahar DİRİCAN
Gülhane Askeri Tıp Akademisi

KONYA — 1988

T. C.
Yükseköğretim Kurulu
Dokümantasyon Merkezi



Çalışmalarımı yönlendiren, ODTÜ Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Termoluminesans Laboratuvarından yararlanmamı sağlayan, çalışmalarımın her aşamasında yakın ilgi uyarı ve yardımlarını gördüğüm değerli hocalarım Doç.Dr.Naif TÜRETKEN'e, ve Prof.Dr.Cengiz YALÇIN'a , Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi ABD Başkanlığında bulunan Radyoterapi Tedavi Cihazlarını, Rando Fantom ve Termoluminesans Dozimetre Sistemini kullanma olanağı veren değerli hocam Doç.Dr.Yücel PAK'a en içten teşekkürlerimi sunarım.



İ Ç İ N D E K İ L E R

Sayfa

ÖZET

1

GİRİŞ

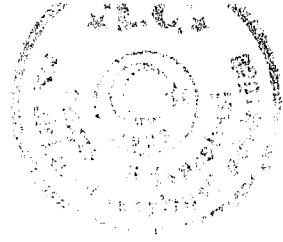
11

BÖLÜM I

1.1.	RADYASYON DOZİMETRELERİ ve DOZ ÖLÇÜMÜNDE KULLANILMASI	1
1.1.1.	STANDART İYONİZASYON ODASI	3
1.1.2.	STANDART HAVA ODASININ DUYARLIĞINI ETKİLEYEN KOŞULLAR	5
1.1.2.1.	Geometrik etkenler	5
1.1.2.2.	Diğer etkenler	6
1.1.3.	PRATİK İYON ODALARI-THIMBLE CHAMBER	9
1.2.	FOTOĞRAFİK FİLM DOZİMETRELERİ	12
1.3.	KALORİMETRELER	16
1.4.	KİMYASAL DOZİMETRELER	17
1.5.	TERMOLÜMİNESANS (TL) ve TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRELERİ (TLD) ÜZERİNE GENEL BİLGİ	18
1.6.	TLD İŞYİCİLARININ (FOSFORLARININ) ÖZELLİKLERİ	21
1.6.1.	Işıma eğrisi (Glow curve)	21
1.6.2.	Duyarlık (Sensitivity)	21
1.6.3.	Kalibrasyon eğrileri	21
1.6.4.	Doz hızının etkileri	21
1.6.5.	Enerji bağımlılığı	22
1.6.6.	Kararlılık	22

BÖLÜM II

2.1.	LİF DOZİMETRELERİNİN BAZI TL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE DENEYSEL ÇALIŞMALAR	23
2.1.1.	TLD-700 ün ışıma eğrisi ve kalibrasyon eğrileri	23
2.1.2.	Fırınlama sıcaklığının duyarlığa etkisi	27
2.1.3.	Duyarlığın kullanım sayısı ile değişimi	30
2.1.4.	400 °C de 1 saat fırınlamanın ve kullanım sayısının duyarlığı etkisi	35
2.1.5.	TLD-100 de TL'in önceki doza bağımlılığı	40
2.1.6.	TLD-100 de TL'in 400 °C de 1 saat fırınlama ve önceki doza bağımlılığı	41
2.1.7.	TLD-700 de TL'in önceki doza bağımlılığı	42
2.1.8.	TLD-700 de TL'in 400 °C de 1 saat fırınlama ve önceki doza bağımlılığı	42
2.1.9.	Duyarlığın değişik dozlar için kullanım sayısına bağımlılığı	47
2.1.10.	Duyarlığın değişik doz, kullanım sayısı ve fırınma sayısı ile değişimi	53



Sayfa

BÖLÜM III

LİF'ÜN SAĞLIK FİZİĞİ UYGULAMALARINDA KULLANIL-
MASI

3.1.	TÜM VÜCUT IŞINLAMASINDA DOZ DAĞILIMI İÇİN DENEY- SEL YÖNTEM	73
3.2.	DENEYSEL BULGULAR	73
3.3.	KURAMSAL DOZ HESABI VE DENEYSEL BULGULARLA KAR- ŞILAŞTIRILMASI	81
3.4.	DOZ HOMOJENİTESİ	126
	SONUÇ	131
	REFERANSLAR	133



Ö Z E T

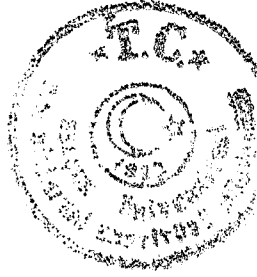
Tez üç bölümden oluşmuştur.

I.Bölümde çeşitli radyasyon dozimetreleri ve doz ölçümünde kullanılmaları anlatılmıştır.İyonizasyon odaları, fotoğrafik film dozimetreleri, kalorimetreler,kimyasal dozimetreler ve termoluminesans dozimetreleri ayrıntılı olarak açıklanmıştır.

II.Bölümde LiF dozimetrelerinin bazı termoluminesans (TL) özellikleri üzerine deneysel çalışmalar yer almıştır.Bu bölümde LiF (TLD-700) ün ^{90}Sr β^- radyasyonu ile ışıma eğrileri elde edilmiş,ışıma eğrisinde görülen piklerin maksimumlarının sıcaklıkları belirlenmiştir.Dozimetre piki olan 5 numaralı pikin ^{90}Sr β^- radyasyonu için kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir.Radyasyon öncesi fırınlama sıcaklığının duyarlık üzerine etkisi araştırılmıştır. LiF (TLD-100 ve TLD-700) ün ^{137}Cs γ radyasyonu ile kalibrasyon eğrileri elde edilmiştir.

LiF'ün rutin kullanım amacına yönelik duyarlık değişimleri incelenmiştir.Burada, her bir kullanımda verilen dozun, kullanım sayısının ve yeniden kullanım için yapılan fırınlama işlemlerinin duyarlık üzerine etkilerini araştırmaya yönelik yapılan deneyler ve sonuçları anlatılmıştır.

III.Bölümde LiF'ün sağlık fiziği uygulamalarında kullanılmasına bir örnek çalışma olarak tüm vücut ışınlaması sunulmuştur. LiF'ün etkin atom numarasının (8.2) dokunun etkin atom numarasına (7.42) yakın oluşu nedeniyle radyasyonu soğurma özellikleri bakımından dokuya eşdeğerdir. Bu nedenle sağlık fiziği uygulamalarında önemli bir dozimetredir. Hem çevre monitörü olarak, hem de teşhis ve tedavide vücudun çeşitli bölgelerinin aldığı dozların bilinmesi için yapılan çalışmalarda kullanılabilir.



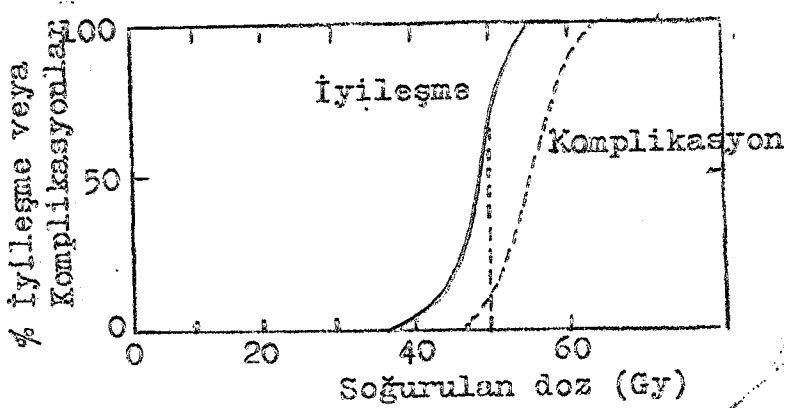
G İ R İ Ő

1895 de Röntgen'in X-ışınlarını keşfettiği yılda X-ışınlarının cildin kızarması, ülseri şeklinde biyolojik hasarlar oluşturduğu açıkta. 1896 da İngiltere'de Lister ve Amerika Birleşik Devletlerinde Grubbe ve Ludlam X-ışınlarının kanser tedavisinde faydalı olabileceğini öne sürdüler. İlk denemeler çok başarılı değildi. Daha sonra bu konudaki çalışmalar hızla ilerledi. Bugün artık radyasyon tedavisi birçok kanser tiplerinin tedavisinde çok önemli bir araç olarak kullanılmaktadır.

Bugün bir bireyin yaşamı boyunca kanser olma olasılığı % 25 tir. Rutin olarak kanser tedavisinde üç büyük tedavi yönteminin yalnız biri ya da kombinasyonları kullanılır. Bunlar cerrahi yöntem, radyasyon tedavisi ve kemoterapidir. Kanserli hastaların büyük bir çoğunluğu tedavilerinin tamamında veya bir kısmında radyasyon alırlar. Radyasyon tedavisinin başarısı kanserin tipine, yayılma durumuna, radyoterapistin ve radyasyon fizikçisinin becerisine bağlıdır. Tümör, tedavide kullanılan radyasyonun türü ve dozunun doğruluğu ile kontrol edilir. Bu son faktör radyasyon fizikçisinin sorumluluğundadır. 1950 den önce radyasyon tedavisi kanser yanında birçok hastalıkta kullanıldı ve halen de diğer tedavilere yanıt vermeyen malign olmayan durumlarda bazen kullanılmaktadır. (1)

1940 tan önce tedavide kullanılan radyasyon enerjisi teşhiste kullanılandan çok yüksek değildi. O nedenle özellikle Amerika Birleşik Devletlerinde çoğu radyasyon tedavisi hastalara genellikle radyologlar tarafından verilirdi. 1940 ın sonlarına doğru daha yüksek radyasyon enerjisi elde edildi ve megavoltaj tedaviye doğru eğilim başladı. 1940 ın başlarında Kerst tarafından geliştirilen Betatron elektronları 45 MeV enerjiye ivmelendirdi ve yüksek şiddette çok girici X-ışınları oluşturdu. Betatron ilk olarak 1948 de kanser tedavisinde kullanıldı. O zamandan beri yüksek enerjili demetlerle radyasyon tedavisinde büyük ilerlemeler kaydedildi.

Tümöre verilen radyasyon dozunda % 5 ten % 10 na bir hata tedavi sonucunda önemli etkiler yapabilir. Çok az radyasyon tümörü öldürmez, çok fazlası ise normal dokuda birçok komplikasyonlara yol açar. (1)

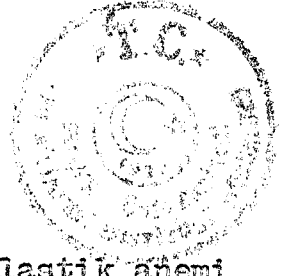


Yukarıdaki şekil, şematik olarak radyasyon terapisi ile kanser tedavisindeki doza bağlı lokal iyileşme ve şiddetli komplikasyonları gösteriyor. Düz çizgi, aynı tip tümörlü hastalarda dozun fonksiyonu olarak lokal tümörün iyileşme yüzdesini gösteriyor. Noktalı çizgi, dozun fonksiyonu olarak şiddetli komplikasyonların yüzdesini gösteriyor. Verilen dozda 50 Gy'den % 5'lik bir azalma lokal iyileşmeyi 2 faktörü kadar azaltır. % 5 yüksek vermek iyileşme oranını büyük ölçüde artırmaz, fakat büyük komplikasyonların sayısını artırır. Tümörden tümöre değişen bu eğriler radyasyon tedavisinde niçin radyasyon fizikçileri tarafından doğru fiziksel ölçümler yapılması gerektiğini göstermektedir. Tedavinin başarısı bundan büyük ölçüde etkilenmektedir. Doğru ölçümler yapabilmek için de dozimetreleri ve bunların özelliklerini çok iyi bilmek gerekir.

LiF termoluminesans dozimetresinin sağlık fiziği uygulamalarında büyük önemi vardır. LiF'in etkin atom numarası (8.2) dokunun etkin atom numarasına (7.42) yakın oluşu nedeniyle radyasyonu soğurma özellikleri bakımından dokuya eşdeğerdir. (2)

LiF'in duyarlılığı büyük ölçüde yapılan fırınlama işlemine ve daha önce alınan toplam doz miktarına bağlıdır. LiF dozimetresi kullanılırken güvenilir ve hassas ölçümler yapabilmek için fırınlama işleminin ve daha önce alınan doz miktarının duyarlılığı nasıl etkilendiğinin bilinmesi önemlidir. Bu çalışmada yapılan deneyler bu amaçla planlanmış ve yapılmıştır.

Son yıllarda kemik iliği naklinde sık başvurulmuş bir yöntem olması nedeniyle sağlık fiziği uygulamalarına bir örnek olarak tüm



vücut ışınlaması (TBI) ele alınmıştır. TBI, lösemi, aplastik anemi gibi hematolojik hastalıklarda kemik iliği naklini sağlamak veya lenfoma gibi yaygın tümör tedavisi yapmak için başvurulan bir yöntemdir. Kemik iliği naklinden önce TBI'nın amacı nakledilecek kemik iliğinin vücut tarafından reddini önlemektir. Bu nedenle hastaya verilecek radyasyon miktarının tam doğrulukla verilebilmesi büyük önem taşır. Herhangi bir yanlıklık kemik iliği naklinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olur. Bu nedenle hastaya verilen doz miktarının, vücudun çeşitli kısımlarının aldığı dozun hastaya radyasyon verilmeden önce deneysel olarak kontrol edilmesi çok önemlidir. Radyasyon verildikten sonra artık geriye dönüş yoktur. Fazlası da, azı da hastayı ölüme götürür.

İşte bu nedenle çalışmamızın ikinci kısmında, TBI ışınlamalarında gerekli dozun hangi ışınlama koşullarında tam olarak verilebileceği araştırıldı. Akciğerler ve boyun bölgelerinde bolus (bu çalışmada piring torbası) kullanılması gerektiği sonucuna varıldı.

BÖLÜM I

1.1.RADYASYON DOZİMETRELERİ ve DOZ ÖLÇÜMÜNDE KULLANILMASI

İyonize edici radyasyona duyarlı olan birçok fiziksel, kimyasal ve hatta biyolojik maddeler vardır. Bunlar radyasyon etkisinde kalırlarsa ölçülebilir bir değişim gösterirler. Bu değişimler maddelerin aldığı radyasyonun bir ölçüsüdür. Bu nedenle radyasyon dozimetrelerinin temelini oluşturur. Radyasyon dozimetrelerinin tıpta, araştırmada ve endüstride büyük kullanım alanları vardır. Bu dozimetrelerin önemli bir grubu şöyle sıralanabilir:(3)

İyonizasyon odaları: Hava veya gazın radyasyon etkisinde kalmasıyla oluşan iyonlar toplanır.

Termoluminesans dozimetre: Radyasyon verilen bazı maddeler ısıtıldığı zaman aldığı radyasyonla orantılı ışık yayar.

Fotografik film dozimetreleri: Geliştirilen film üzerinde radyasyon kararma meydana getirir.

Kalorimetreler: Radyasyona karşı bırakılan soğurucu ortamın yükselen ısısına uygun sıcaklık ölçümüne dayanır.

Fricke dozimetresi: Demir sülfat eriyiğinin oksitlenmesi temelinde dayanır.

Katı vinil film dozimetresi: Vinil kloridin radyasyona karşı bırakılan eşpolimerlerinde renklenme olur.

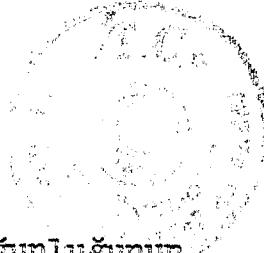
Polymethylmethacrylate dozimetresi: Radyasyonla ultraviyole soğurmada artış olur.

Hidrojen basınç dozimetresi: Radyasyonla polietilenden hidrojene geçiş olur.

Radyoluminesans dozimetre: Ultraviyole ışınlarla tutulduğunda radyasyona uğramış gümüş portakal rengi, sarı ışığa yapar.

"n", "p" silikon güneş pili: Güneş pili ile iyonizasyon akımı yaratılır.

Radyasyon cihazları ile radyasyon dozimetreleri birlikte gelişmiştir. 1966 yılında IAEA ve WHO tarafından birlikte düzenlenen "Co-60 Doz Ölçümleri Karşılaştırılması Programı"nda elde edilen



sonuçlar tıbbî amaçlarla kullanılan dozimetrelerden çoğunluğunun % 10, geri kalanlarının da % 50 ye kadar hatalı ölçüm yaptıklarını göstermiştir. Bu durum karşısında daha sonraki tarihlerde IAEA' da yapılan toplantılar sonucunda bütün dünyada radyasyon dozimetresinde bir standardizasyona ulaşmak üzere bölgesel Segonder Standart Dozimetri Laboratuvarlarının (SSDL) kurulmasına karar verilmiştir. Bu laboratuvarların kurulmasına IAEA ve WHO mali ve teknik yardımda bulunmaktadır. Bugün dünya üzerinde yaklaşık 50 SSDL faaliyet göstermektedir. (4)

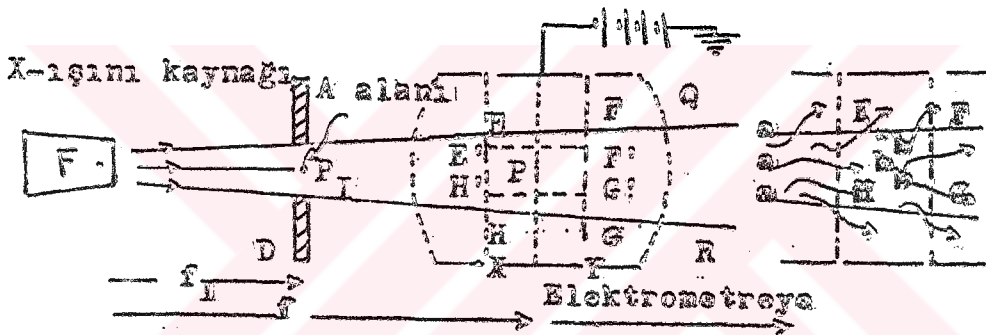
Ülkemizde de ÇNAEM' de radyasyon deteksiyon ve ölçümlerinde kullanılan tüm dozimetre cihazlarının $\pm$ % 1 veya daha az bir hata ile kalibrasyonlarını yapabilen bir SSDL kurularak 1984 başından itibaren faaliyete geçirilmiştir. (4)

Bugün birinci derecede standart dozimetre laboratuvarlarında mutlak olarak radyasyon ölçümleri radyasyon birimleri tanımına göre serbest hava duvarlı iyonizasyon odaları, hava eşdeğer duvarlı kavite iyon odaları ve kalorimetre gibi birinci derecede standart dozimetrelerle yapılmaktadır. İyon odaları ile ışınlama dozu, kalorimetrelerle ise soğurma dozu ölçümleri doğrudan doğruya yapılabilmektedir. Kalorimetreler halen uygulamaya yönelik olarak geliştirilme aşamasındadır.

Şimdi, bugün mutlak olarak radyasyon dozu ölçümünde kullanılan bu dozimetreleri inceleyelim.

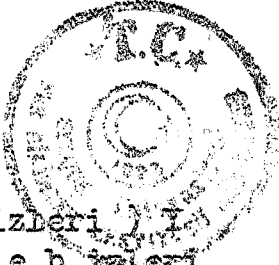
1.1.1. STANDART İYONİZASYON ODASI

Bir standart X-ışını iyonizasyon odası şekil 1.1 de şematik olarak gösterilmiştir. X-ışını tübünün odak noktasından çıkan X-ışınları A alanının dairesel D diyaframı ile sınırlanır ve iyonizasyon odasına girer. FQR hava konisi içinde iyonizasyon ile elektronlar meydana getirir. Bu elektronlar da koninin her tarafına doğru hareket ederek segonder iyonizasyon meydana getirecektir. Böylece iyonlar FQR ile temsil edilen koniden daha büyük hacimde oluşacaklardır. Bu bölge FQR hacminden bütün doğrultularda bir R uzaklığına uzanacaktır. Burada R elektronların maksimum erişme uzaklığıdır.



Şekil 1.1: Standart iyonizasyon odasının şematik diyagramı

İyonlar FQR konisinden R den daha uzak bir yere, X-ışınına paralel ve aralarındaki uzaklık R den daha büyük olacak şekilde yerleştirilmiş iki metal levha tarafından toplanırlar. Alttaki levha üç kısımdan yapılmıştır. Dıştaki ikisi topraklanmıştır. Ortadaki levha ölçüm yapmak için yükleri bir elektrometreye toplar. Burada üstteki levha pozitif yükleri çeker ve negatif yükler duyarlı merkezi elektrot tarafından elektrometreye gönderilir. İyonların hareket doğrultuları şekilde oklarla gösterildiği gibidir. Merkezi bölgede düzgün bir elektrik alanı vardır ve böylece X ve Y levhaları arasında oluşan negatif iyonlar elektrometre tarafından toplanırlar. X ve Y arasından toplanan bütün iyonlar EFGH hacmindaki elektronlar tarafından meydana getirilmeyecektir. X düzlemi önündeki elektronlar (a izleri) X ve Y arasında iyon



oluşturacaktır. X ve Y arasında olan elektronlar (b izleri) düzleminin arkasında iyonlar oluşturacaktır. Genellikle b izleri ile kaybolan iyonların sayısı a izleri ile kazanılan iyonların sayısına eşit olacaktır. Bu denge nedeniyle bu bölgede oluşan bütün iyonların X ve Y levhaları arasında toplandığını düşünebiliriz. Gerçekten elektronlar EFGH hacminde oluşturulacaktır. Böylece bilinen bir hava kütleini ayırabiliriz ve elektronların onun içinde oluşturduğu iyonizasyonu ölçebiliriz. P'deki ışınlama dozunu hesaplamak için iyonların EFGH hacminde toplandığını not edelim. EFGH hacmi $A_f \cdot L$ dir. Burada L toplayıcı levhanın uzunluğu, A_f kaynaktan f uzaklıkta P düzlemindeki demetin tesir kesit alanıdır. Eğer ΔQ , ρ yoğunluğundaki havada Coulomb olarak toplanan yük ise,

$$P \text{ deki ışınlama dozu} = \frac{\Delta Q}{\rho \cdot A_f \cdot L} \cdot \frac{1}{2,58 \cdot 10^{-4}} \text{ Röntgen (1) dir.}$$

Pratikte, ışınlama dozunu toplama hacminin dışında sınırlayıcı diyaframın konumunda eksen üzerindeki bir P_1 noktasında almak uygundur. Havada P_1P yolunda demetin azalmasını ihmal ederek P_1 deki ışınlama dozu P'dekinden ters-kare ile

$$\left(\frac{f}{f_1} \right)^2 \text{ kadar daha büyüktür. Böylece}$$

$$P_1 \text{ deki ışınlama dozu} = \left(\frac{f}{f_1} \right)^2 \cdot \frac{\Delta Q}{\rho \cdot A_f \cdot L} \cdot \frac{1}{2,58 \cdot 10^{-4}} \text{ Röntgen (2)}$$

olur. Sınırlayıcı diyaframın A alanı ve A_f de ters-kare faktörü ile bağlantılıdır.

$$A = A_f \cdot \left(\frac{f_1}{f} \right)^2, \text{ böylece denklem 2 yeni bir şekil alır ve}$$

$$P_1 \text{ deki ışınlama dozu} = \frac{\Delta Q}{A \cdot L} \cdot \frac{1}{2,58 \cdot 10^{-4}} \text{ Röntgen (3) olur.}$$

AL hacmi şekil 1.1 de şematik olarak E'F'G'H' noktalı dikdörtgeni ile gösterilmiştir.

1.1.2. STANDART HAVA ODASININ DUYARLIĞINI ETKİLEYEN KOŞULLAR

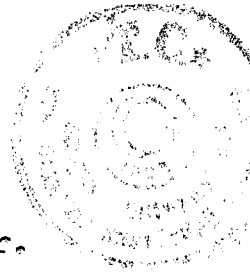
1.1.2.1. Geometrik etkenler:

Eğer odanın levhaları elektronların R maksimum uzaklığından daha yakın EFGH hacmine sınırlanırsa elektronlar bütün enerjilerini harcamadan levhaya çarparlar ve daha az iyonizasyon oluştururlar. Bu koşullar altında toplanan yük çok küçük olur. Aynı nedenle duyarlı hacim EFGH, P₁P en az elektronların ileri doğrultuda menziline eşit olacak şekilde yerleştirilmelidir. Eğer bu koşul sağlanmıyorsa b izleri ile olan iyon kaybı a izleri ile kazandırılan daha çok olacaktır. Hareketteki elektronların sayısı verilen bir hacimde sabit kaldığı zaman sistem elektronik dengededir. Bu koşul standart bir hava odasında sağlanır. STP de bu elektronik denge için hava uzaklıkları tablo 1.1 de 3.sütunda çeşitli X-ışını tüp potansiyeli değerleri için verilmiştir. Örneğin 300 kV da diyaframın önü ve toplayıcı hacim arasında 10 cm. uzaklık gereklidir. 500 kV da elektronlar daha enerjiktir ve daha büyük bir uzaklığa ihtiyaç gösterirler. (40 cm. civarında) Enerji daha büyük değerlere arttıkça boyutlar hızla büyür ve standart hava odası aşırı olarak genişler. Bu ve diğer güçlükler nedeniyle standart hava odası 3 MeV'den daha büyük enerjilerde kullanılmaz. (5)

Elektronik dengeyi sağlamak için odanın artan boyutları ve elektronların enerjilerinin toplayıcı levhalar arasında tam harcanmasını sağlamak bir diğer yeni problem getirir. Birkaç foton şekil 1.2'deki AB çizgisi boyunca saçılabilir ve B de etkileşerek EF ve GH levhaları arasında bir iyonizasyon oluşturabilir. Fakat bu Röntgen tanımına uygun gelmez. Röntgen tanımı bütün iyonizasyonun hava hacminden izole edilmiş elektron yayını kaynağı olmasını gerektirir. Bu ekstra iyonizasyon miktarı levhaların ayrımı ve diyafram ile toplayıcı hacim arasındaki uzaklık ile artacaktır.

Tablo 1.1'deki 5. sütun iyonizasyonun artan yüzdelelerini farklı yarıçaplı odalarda ikincil fotonlara uygun olarak verir. Bu yarıçaplar merkezi bölge ve toplayıcı levhalar arasındaki uzaklıktır. Görüldüğü gibi 30 cm. yarıçap ve 300 kV da iyonizasyon fazlalığı % 0,74 tür. Uygun bir iyon odası geometrisi ile artan iyonizasyona uygun olarak bu etkiyi dengelemek mümkündür.

Tablo 1.1: Standart İyonizasyon Odasına ait veriler.
(Wyckoff ve Attix)



A-ışını tüp potansiyeli (Kilovolt)	Filtre	Elektronik denge için hava uzak- lığı (cm)	Yüzde ola- rak metre başına hava soğurması	Toplam iyonizasyon yüzdesi başına ikincil foton katkısı			
				Yarıçaplar 10cm 20cm 30cm 40cm			
50	1 mm Al		4				
100	1 mm Al		3	0.30	0.74	1.15	1.51
250	1 mm Cu		1.9	0.21	0.53	0.82	1.08
300	3 mm Cu	10	1.5	0.19	0.47	0.74	0.97
400	3 mm Cu	15	1.5	0.17	0.42	0.66	0.86
500	3 mm Cu	40	1.4	0.17	0.42	0.66	0.86

1.1.2.2. Diğer etkenler :

a) Hava azaltması :

Önceki kısımda toplama hacminin diyaframın önünde en az elektron menziline eşit bir uzaklığa yerleştirilmesi gerektiği belirtildi. Bu, diğer hatayı başlatır. Bu hava yolu için demette bir azalma oluşur. Tablo 1.1 in 4. sütunu bu havada metre başına oluşan soğurma yüzdesini gösteriyor. Tablodan 500 kV da elektronik denge için 40 cm. gerektiği görülüyor. Bu da $0,40 \cdot 1,4 = 0,56$ % lik bir azalma oluşturur. Yüksek enerjilerde bu faktör daha fazla ve daha önemli olur. Çünkü duyarlı hacim diyaframdan daha fazla bir uzaklığa konulmalıdır. Hava azaltması olduğunda ölçülen değer uzaklıkla ters orantılı olarak değişir ve ölçülen değerlerin sıfır uzaklığa ekstrapolasyonu yapılabilir. Böylece toplayıcı sistem tam diyaframın önüne yerleştirilmiş gibi ölçülen değer hesaplanabilir.

b) Alan bükülmesi :

Duyarlı hacim, EF ve GH levhaları arasında oluşan bütün elektronlar toplama elektroduna sürülecek şekilde doğru olarak belirlenmelidir. Bu iyonların tam demet doğrultusuna dik olarak hareket etmeleri gerektiğini ifade eder. Bunu gerçekleştirmek için koruyucu elektrot (guard electrode); ve koruyucu teller (guard wires) kullanılır ve toplayıcı elektrot daima toprak potansiye-

linde tutulur. Koruyucu elektrot, toplayıcı elektrot ile aynı düzlemde dir. Fakat materyallerin yalıtımı için çok küçük bir boşluk ile ayrılmışlardır. Koruyucu levhanın kenarlarının yanında elektrik alanı kötü olarak çıkıntı yapmış ve bükülmeye uğramıştır. Böylece koruyucu elektrodun kullanımı bükülmeye uğramış bu bölgeyi toplama elektrodundan uzağa götürür.

Bükülme, yüksek gerilim elektrodu ve toplama elektrodu arası na eşit aralıklı düzlemler dizisinde yerleştirilmiş koruyucu teller dizisinin kullanımı ile daha çok azaltılabilir. (Şek.1.2.)

Bu teller bütün cihazın etrafına çevirir ve direnç zinciri üzerinde terminalleri eşit aralıklarla birleştirerek doğru potansiyeli korurlar. Böylece eğer yüksek voltaj toprağın üzerinde 9000 Volt ise 8 koruyucu tel kullanıldığında ardışık teller arasında 1000 Volt olmalıdır. Alan bükülmesi bu durumda şekil 1.2 de belirtildiği gibi geniş bir çıkıntı yerine küçük bükülmelerin bir serisi olacaktır.

c) Doyum :

Şekil 1.2 nin levhaları arasındaki bölgede pozitif ve negatif iyonlar vardır. Bunlar elektrik alanı ile çabucak ayrılmadıkça tekrar birleşmeye yöneleceklerdir. Bu birleşmenin hangi optimum şartlarda önleneyeceğini göstermek için bir deney yapılmış, elde edilen sonuçlar şekil 1.3 de gösterilmiştir.

İyonların hızları levhalar arasındaki elektrik alanına bağlıdır. Bizim örneğimizde levhalar 1 cm. ayrıdır ve aralarındaki potansiyel farkı 300 Volt'tur. Karşı gelen elektrik alanı 300 Volt/cm. dir. Kullanılan standart hava odasında iyonların % 100 ünü toplamayı sağlamaya büyük özen gösterilir. En standart hava odaları için 250 Volt/cm. civarındaki elektrik alanı yeterlidir.

d) Sıcaklık ve basınç düzeltmeleri :

Röntgen olarak bir ışınlama dozunun ölçümü genellikle bilinen bir hacimdeki havanın kütlesinin belirlenmesini gerektirir. Verilen bir hacme giren havanın kütlesi sıcaklık ve hava basıncına bağlıdır. t sıcaklığında ve P basıncında verilen hacimdeki havanın kütlesi onun 0° C ve 760 mm Hg basıncındaki m kütlesine

$$m(t,P) = m_0 \left(\frac{273,2}{273,2+t} \right) \cdot \left(\frac{P}{760} \right) \quad (5)$$

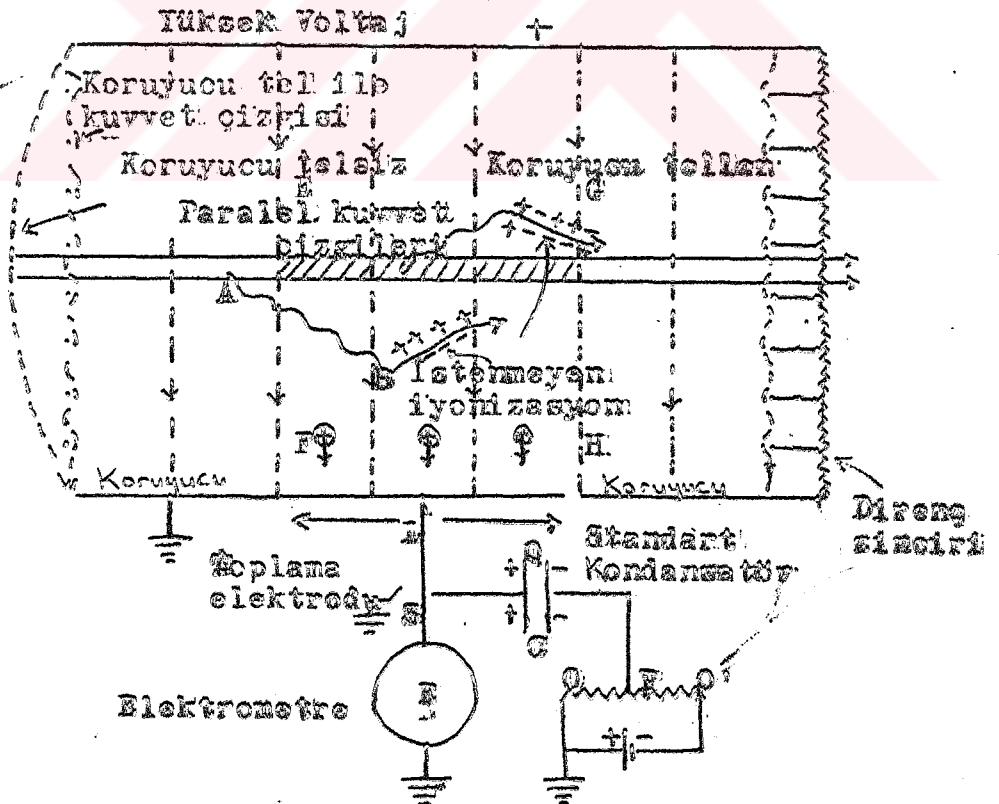
şeklinde bağlıdır. Birinci parantezdeki terim sıcaklık ve gazın genişlemesi için bir düzeltmedir. İkincisi basınçtaki değişimlere uygun değişimdir. Kütle, ışınlama dozu ifadesinde paydada görüldüğünden düzeltilmemiş ışınlama dozu

$$\left(\frac{t+273,2}{273,2} \right) \cdot \left(\frac{760}{P} \right) \quad (6)$$

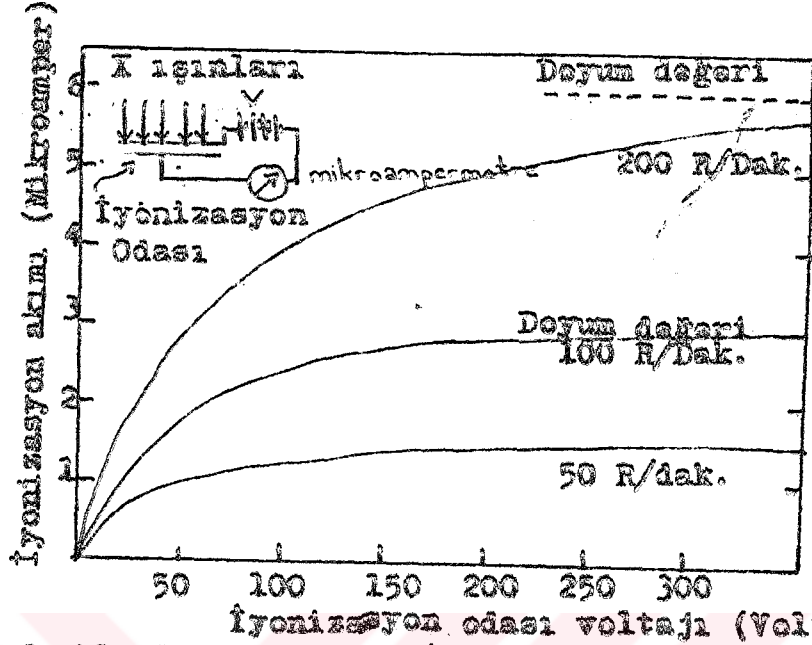
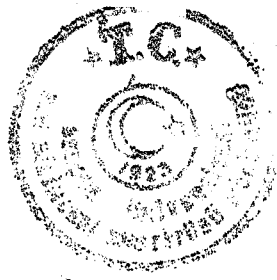
ile çarpıldığında düzeltilmiş ışınlama dozunu verir. Daha büyük doğruluk istenirse havadaki su buharı için de bir düzeltme yapılmalıdır. Kabul edelim ki, buhar basıncı P_1 mm civa, o zaman düzeltme faktörü

$$\left(\frac{t+273,2}{273,2} \right) \cdot \left(\frac{760}{P-0,238P_1} \right) \quad (7)$$

olur. Genellikle su buharı etkileri için düzeltme gerekli değildir. Eğer sıcaklık 25°C ve bağıl nem % 60 ise iki düzeltme faktörü arasındaki fark (7 ve 6) % 0,4 civarındadır.

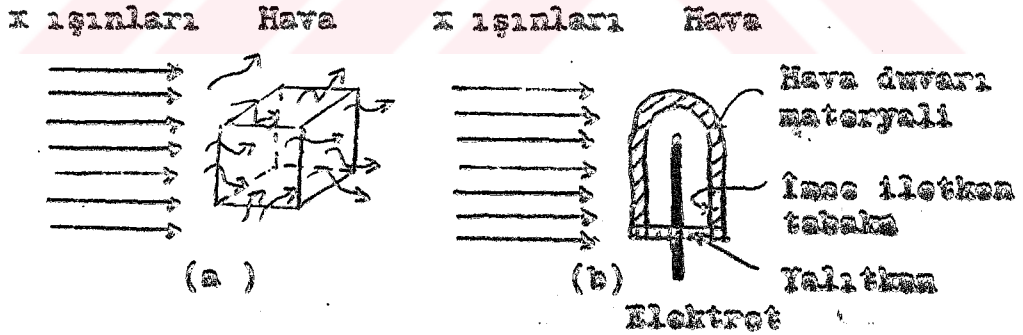


Şekil 1.2: Elektrik kuvvet çisgilerinin bükülmesini düzeltmek için eşit olarak ayrılmış koruyucu tellerin bir direnç zincirine birleştirilmesinin şematik gösterimi.



Şekil13: Üç farklı doz hızı için iyonizasyon odası akımı ve voltajı arasındaki bağıntıyı gösteren grafik.

1.1.3.PRATİK İYON ODALARI - THIMBLE CHAMBER



Şekil14: Thimble iyonizasyon odasının şematik diyagramı.

Geniş standart odalar hareketli değildir ve bir standardizasyon laboratuvarı veya özel koşullar dışında kalibrasyon için kullanılmazlar.



Bu standart odalara karşı thimble chamberların gelişimine neden olmuştur. Tamamen hava ile çevrelenmiş küb şeklinde bir birim hacim havayı gözönüne alalım ve havayı X-ışını ile ışınlatalım. (Şek.1.4.a) Bu hacma giren ve çıkan bazı elektronlar olacaktır. Genellikle içteki elektron tarafından kübün dışında oluşturulan iyonlar, dıştaki elektronlar tarafından içte oluşturulan iyonların sayısına eşittir. Bütün iyonların kübün içinde oluştuklarını ve bütün enerjilerini kübün içinde kaybettiklerini düşünebiliriz. Bu elbette, kübü çevreleyen havanın boyutları elektronun maksimum menziline eşit veya daha büyük ise doğrudur. Elektronların menzili, aynı zamanda havanın yoğunluğuna bağlı olduğundan birim kübü çevreleyen havanın yoğunluğunu artırarak daha küçük boyutta bir iyon odası elde edilebilir. İyon odalarında her zaman hava kullanılmaz. Bunun yerine Z etkin atom numarası havaninkine yakın olan başka maddeler de kullanılabilir. Pratikte en yaygın olarak kullanılan maddelerin başında Bakelite (C_6H_5OH) ve Karbon gelmektedir. Elektrot olarak da alüminyum kullanılır. İşte bu şekilde elde edilen iyon odalarına hava eşdeğer duvarlı kavite iyon odası veya thimble chamber denir. Bu iyon odasının iç tarafı iletken bir tabaka ile kaplanmıştır ve içine bir elektrot yerleştirilmiştir. Böylece verilen bir hava hacmi izole edilebilir ve iyonizasyon sonucunda elde edilen elektrik yükü toplanabilir. Bu toplanan yük toplam ışınlama dozunun ölçüsüdür. Bazı hallerde iyon akımı ölçülebilir. Bu durumda toplam doz değil, doz hızı ölçülmüş olur. Toplam dozu bulmak için doz hızını ışınlama süresi ile çarpmak gerekir. Elektrodun büyüklüğü ve karbon miktarı uygun şekilde ayarlanarak bir hava duvarı odası gibi davranan oda elde edilebilir.

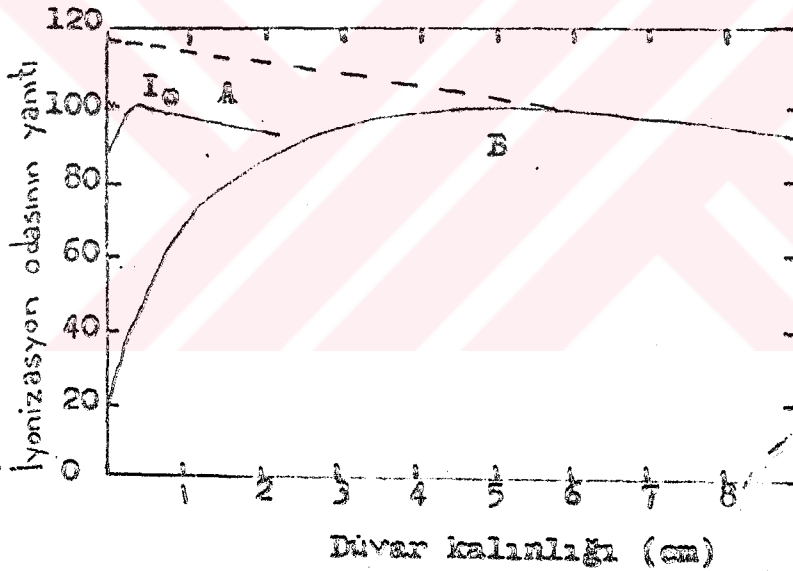
Standart iyonizasyon odasında duvarlı hacmin bütün duvarlarında elektronların menziline eşit veya daha büyük bir hava kalınlığı sağlamak gerekir. Thimble chamber'da tam benzer şekildedir. Odanın duvarı elektronun maksimum menziline daha kalın olmalıdır.

Şekil 1.5 de A eğrisi bir karbon duvarlı oda kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçların duvar kalınlığı ile değişimini gösteriyor. (Mayneord ve Roberts) Görüldüğü gibi duvarlık duvar kalınlığı ile önce artmakta ve arttıkça yanıt denge duvarına ulaşıldığı zaman bir maksimuma ulaşmakta, daha sonra yavaşça azalmaktadır. Kalın chamber duvarları için sonuçlarda görülen azalma radyasyonun oda duvarlarında soğurulmasından kaynaklanır. (5)

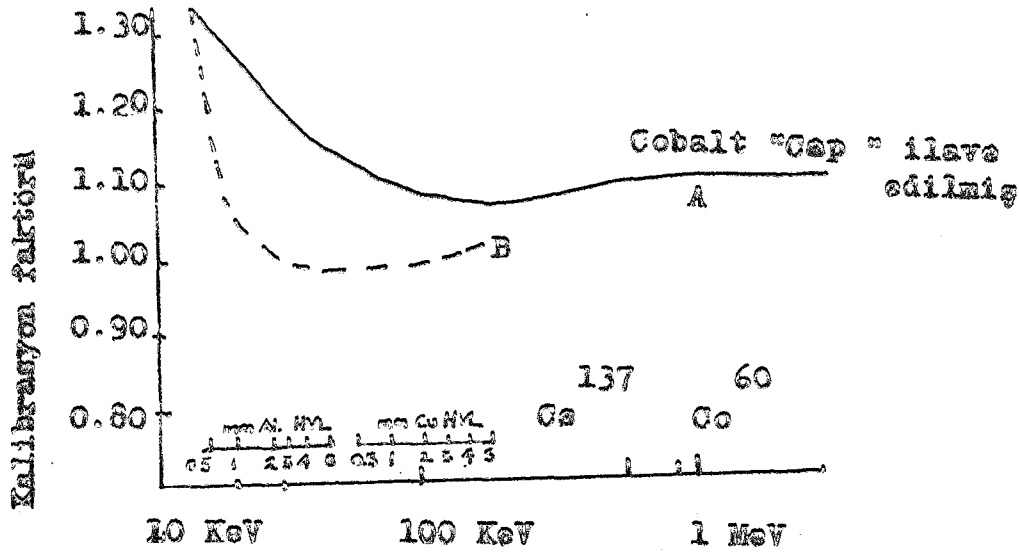
Pratikte thimble chamberlar daima bir standarda göre ve bir-



çok kalitede radyasyona göre kalibre edilirler. Kalibrasyon faktörleri iyonizasyon odalarının iki tipi için sek.1.6 da görülmüyor. Absis yarı değer tabakası ile radyasyonun etkin enerjisidir. Ordinat Röntgen olarak ışınlama dozunu bulmak için cihazdaki ölçülen değerlerin çarpılacağı faktördür. Görüldüğü gibi kalibrasyon faktörü radyasyonun enerjisine bağlıdır. Katı eğri genel kullanım için planlanan bir iyonizasyon odası içindir. Düşük enerjiler için duyarlılık çok küçüktür. Çünkü duvarlar çok kalındır ve böylece düşük enerjili X-ışınlarının büyük bir kısmını soğurur. Yüksek enerjilerde elektronik dengeye erişmek için duvarlar yetersizdir. Bu nedenle "Cobalt cap" denilen bir eklenti kullanılır. Noktalı eğri düşük enerjili X-ışınları için planlanan bir oda içindir. HVL 4 mm. Cu dan 2 mm Al'a kadar bir aralık üzerinden kalibrasyon faktörü bire çok yakındır. Çok düşük enerjilerde duvardaki soğurma nedeniyle ölçülen değer çok düşük kalibrasyon faktörü büyüktür. (5)



Şekil 1.5: Duvar kalınlığı ve iyonizasyon odasının yanıtı arasındaki bağıntıyı gösteren grafik. A eğrisi Radyum gama ışınları ile ışınlanan bir karbon duvarlı iyonizasyon odası için Mayneord ve Robert'den alınan verilerle çizilmiştir. B eğrisi 22 MeV'lik betatron radyasyonu içindir. Duvar kalınlığı burada cm olarak ifade edilmiştir.



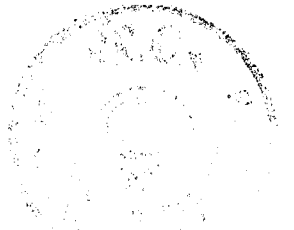
Şekil 1.6: 2 tip iyonizasyon odası için kalibrasyon faktörleri

1.2.FOTOĞRAFİK FİLM DOZİMETRELERİ :

Fotoğrafik film, jelatin tabanda genellikle küçük gümüş iyo-
dür yüzdesi ile gümüş bromür kristallerinden oluşan bir fotoğra-
fik emülsiyondur. Fotoğrafik emülsiyonun kalınlığı birkaç mikron-
dan birçok yüz mikrona kadardır. Film duyarlılığı gümüş bromür ta-
neciklerinin büyüklüklerine bağlıdır. Ortalama tanecik çapı nükleer iz emülsiyonlarında 0,3 μ dan, X-ışınları emülsiyonlarında 1 veya 2 μ na kadar değişir. (6)

Emülsiyonun bazı tanecikleri radyasyon soğurduğu zaman bir değişim gösterirler. Öyle ki bunlar developer olarak bilinen etkili maddelerle farklı olarak indirgenme reaksiyonuna girerler. Yani radyasyondan etkilenen tanecikler diğer etkilenmeyen taneciklerden daha büyük hızla developer tarafından metalik gümüşe indirgenirler. Radyasyonun etkisiyle fotoğrafik filmde oluşan bu geliştirilebilir durum "gelişmemiş görüntü" olarak adlandırılırlar. (7)

Gurney Matt teorisi (8) gelişmemiş görüntü oluşumunu şöyle açıklar. Emülsiyondaki gümüş bromür kristallerinin elektronları soğurulan radyasyon dolayısıyla uyarılarak iletkenlik bandına geçiş yaparlar. Burada enerjilerinin küçük bir kısmını kaybederler



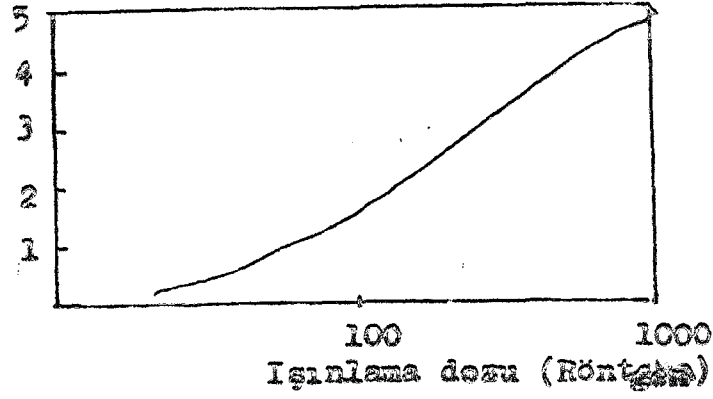
ve ya eski yerlerine geçiş yaparlar veya yasak aralıktaki bulunan ve tuzak adı verilen yarı sürekli enerji düzeyleri tarafından tuzaklanırlar. Tuzaklar kristal örgüdeki safsızlık atomlarından kaynaklanırlar. Gümüş iyonları tuzaklanan elektronlara çekilirler ve gümüş atomu şeklinde nötrleşirler. Gümüş atomu oluşumu tuzaklanan elektron sayısına ve dolayısıyla soğurulan radyasyon miktarına bağılıdır. Artan radyasyonla kristal içerisinde gümüş kümeleri oluşur. Gelişmemiş görüntü bu gümüş atomu kümelerinden oluşur. Bu nedenle bir kristal taneciğindeki oluşmamış görüntü tanecik büyüklüğü ve soğurulan radyasyon miktarıyla doğrudan ilişkilidir.

Developer sadece indirgen madde olarak rol oynar. Öyle ki gelişmemiş görüntüdeki gümüş iyonlarını gümüşe indirgeme özelliğine sahiptir. Geliştirme etkileri geliştirme süresine ve sıcaklığına da bağılıdır. Geliştirmeden sonra film kısa süre durdurucu banyoda çalkalanır. (Sulandırılmış asetik asit solüsyonu) Bu banyo pH yı çabucak düşürerek gelişmeyi durdurur. Bu işlemler sırasında etkilanmemiş gümüş bromür sabitleştirici içinde erir, (Sodyum tiyo-sülfat solüsyonu) yıkanarak filmde ayrılır.

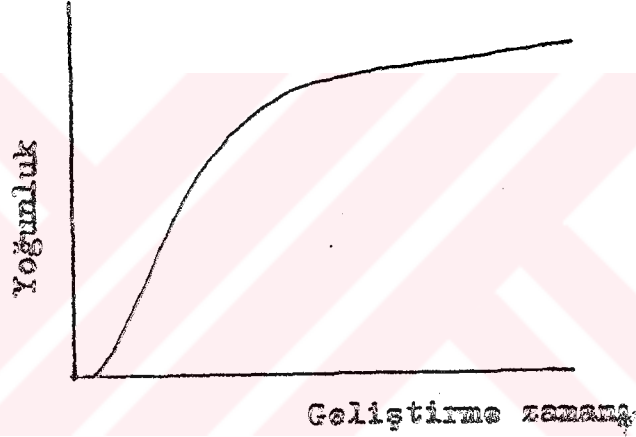
Daha yüksek ışınlama ile daha çok sayıda metalik gümüş filmde kalır. Sonuç olarak film daha siyah olur. Filmin siyahlığı optik yoğunluğa göre ölçülür. Optik yoğunluk film tarafından geçirilen ışık şiddetindeki değişmeye göre tanımlanır. Matematiksel olarak optik yoğunluk $D, \log_{10} (I_0 / I)$ şeklinde tanımlanır. Burada I_0 filme gelen ışık şiddeti I filmde geçen ışık şiddetidir. Işınlanmamış film, yani temiz film, filmin yapısıyla ilgili olarak 0,05 den 0,3 e kadar olan aralıktaki bir optik yoğunluğa sahip olabilir. Bu background yoğunluğu olarak isimlendirilir. Dozimetrik amaçlar için yararlı optik yoğunluk 1,5 tan 3,0 e kadar üst limite sahip olmalıdır. Bu background değeri aralığının oldukça üzerindedir ve kullanılan filmin tipine bağılıdır. Filmin optik yoğunluğunun ölçülmesi, basit bir yoğunluk ölçer ile yapılır. Film yoğunluğunu Röntgen olarak ışınlama dozuna bağlayan kalibrasyon eğrisi yardımıyla eşdeğer doz belirlenir. Şekil 1.7 tipik bir ışınlama dozuna karşı yoğunluk eğrisini göstermektedir. Verilen bir ışınlama dozu için filmin yoğunluğu özellikle developere, developer sıcaklığına ve geliştirme zamanına bağılıdır. Bu faktörlerdeki herhangi bir kontrolsüz değişim yoğunluğa bağılı olarak doz ölçümlerinde büyük hatalara yol açabilir. Şekil 1.8 geliştirme zamanının bir fonksiyonu olarak ışınlanan filmin yoğunluk artışının şematik diyagramını göstermektedir. Şekil 1.9 farklı tip Dupont filmlerinde göreli duyarlıkların (Oransal film yoğunluğu / Röntgen olarak ışınlama dozu) geliştirme sıcaklığına göre değişimini göstermektedir.



Potoğrafik yoğunluk

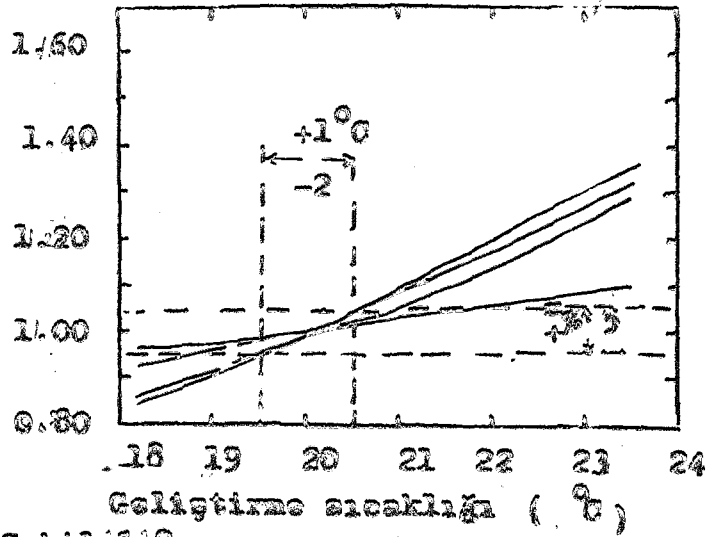


Şekil 17: Işınlama dozuna karşı yoğunluk

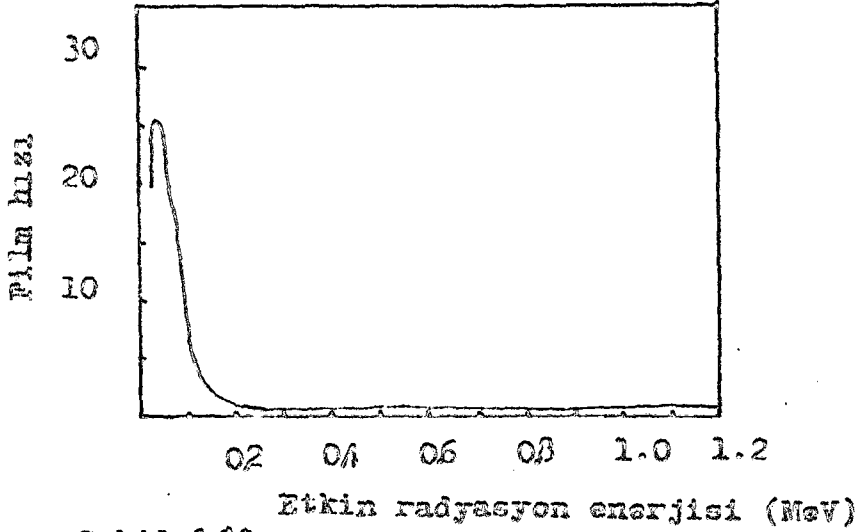
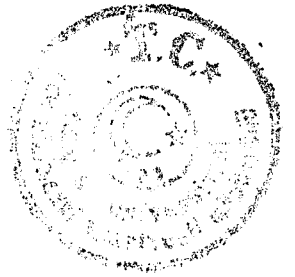


Şekil 1.8

Gereklî film yoğunluğuna
(Röntgen)



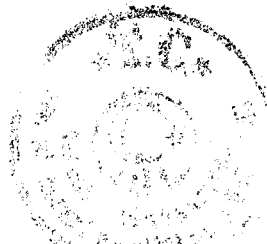
Şekil 1.9



Şekil 1.10

Şekil 1.10 etkin radyasyon enerjisine karşı film duyarlığının tipik bir eğrisidir. Burada film duyarlığı birlik bir optik yoğunluk oluşturmak için gerekli radyasyon karşılığıdır. Ordinat duyarlık ile eş anlamlı olan film hızının bir ölçümüdür. 0,1 MeV'den daha küçük enerjilerdeki duyarlık 0,6 MeV'dekinin genellikle 5-30 katıdır. Bu filmin tipine bağlıdır. Bu eğri filmin 40 KeV dolayındaki radyasyona çok duyarlı olduğunu gösterir. Bunun nedeni gümüş bromür içindeki gümüşün bu enerjide yüksek soğurma katsayısına sahip olmasıdır. 0,2-1 MeV arasındaki radyasyon enerjileri için film duyarlığı oldukça sabit kalır. 1 MeV'den başlayarak yüksek enerjiler için duyarlık enerji ile tekrar biraz yükselir. Fakat bu yükselme kademelidir ve genellikle 1-10 MeV aralığında % 25 ten fazla değildir. (2,9)

Eğer film bilinen enerjili fotonların ışınlama dozunu ölçmeye kullanılırsa ve bu enerji için kalibre edilirse güvenilir sonuçlar elde edilir. Eğer film geniş bir enerji aralığında kullanılacaksa bu enerji aralığı için filmin duyarlığı sabit yapılmalıdır. Bu, filmin yüksek enerjili radyasyona duyarlığı artırılarak veya düşük enerjili radyasyona duyarlığı azaltılarak yapılır. En genel yaklaşım filtre sistemi kullanmaktır. Filtre sistemi düşük enerjili radyasyonu değişik derecelerde azaltır. En genel kullanılan filtre malzemeleri bakır, kurşun, alüminyum, tungsten ve kadmiyumdur. (10)



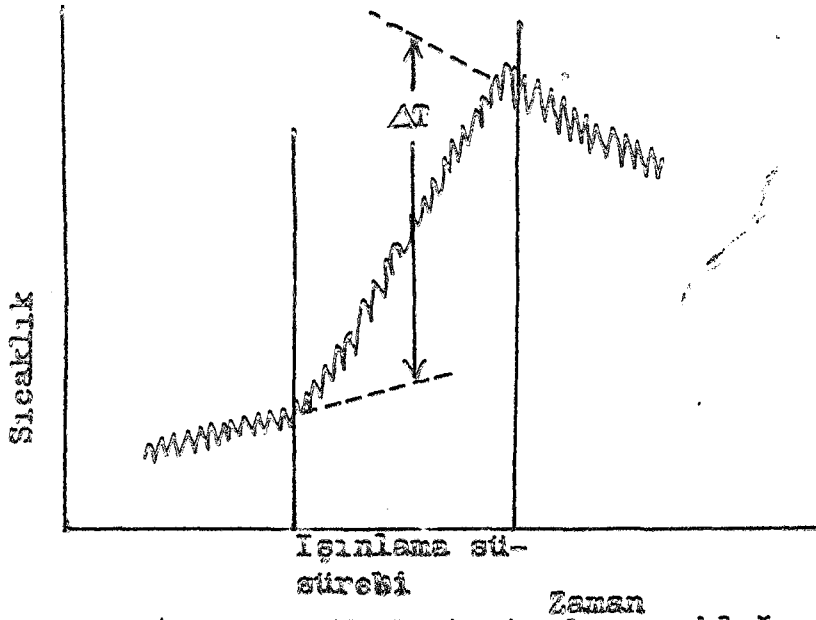
Film yoğunluğunun emülsiyonda soğurulan enerjiyle orantılı olması için elektronik denge varolmalıdır. Elektronik denge, elektronların yoğunluğunun aynı olması koşulunu ifade eder. Film dozimetresini çevreleyen materyalin ikincil elektronların erişebileceği uzaklıktan daha kalın olması gerekir. 0,3 MeV'e kadar olan foton enerjileri için film kabı elektronik denge oluşturmak için yeterlidir. Daha yüksek enerjilerde ikincil elektronların erişebileceği uzaklık film + kabının kalınlığından daha büyük olur. Böylece ilâve materyal eklenmelidir. Bunun için bakelite, polystyrene, naylon ve diğer bazı hava eşdeğeri materyal kullanılabilir.

Yüksek enerjili radyasyonlarla yapılan ışınlamalarda elde edilen sonuçlar ışınların gelme açısına bağlı değil iken 0,12 MeV'lik radyasyonlar için gelme açısına bağımlılık oldukça fazladır. Bu civarda enerjiye sahip ışınların dik gelmesi durumunda yaptığı etki, 80° lik açı ile geldiği zamankinden % 15 daha fazladır. Ayrıca bu açısal bağımlılık elektronik dengeyi sağlamak için kullanılan soğurucunun atom numarasına göre de değişir. Atom numarası arttıkça bağımlılık artmaktadır.(11)

1.3.KALORİMETRELER :

Radyasyon alanından maddeye enerji transferi maddede sıcaklık yükselmesine neden olur. Bu, dozimetrenin kalorimetrik yöntemlerinin temelidir. Kalorimetrik dozimetrenin geliştirilmesi radyasyon soğuran maddedeki çok küçük sıcaklık yükselmelerinin doğru olarak ölçüm yönteminin geliştirilmesine bağlıdır. Kalorimetrik dozimetrenin önemi mutlak yöntem olduğundandır. Bunun için, örneğin soğurduğu radyasyona karşı sıcaklık yükselmelerini gösteren kalibrasyon eğrisi bilinmelidir.

Kalorimetrik dozimetre ile bir ölçüm yapmak için, çevresinden ısısal olarak yalıtılmış kapalı ısı kontrollü bir örnek gereklidir. Pratik olarak bu dozimetrenin kullanılabilmesi için radyasyondan dolayı, sistemin sıcaklığında % 1 doğrulukla ölçülebilen 10^{-2} - 10^{-1} K mertebesinde bir yükselme olmalıdır. (12)



Şekil 1.1. Kalorimetrik dozimetrede sıcaklığın ışınlama süresinin bir fonksiyonu olarak şematik gösterimi.

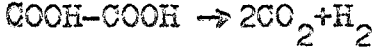
1.4. KİMYASAL DOZİMETRELER :

Kimyasal dozimetrelerde radyasyonla iyonizasyonun yerini kimyasal reaksiyonlar alır. Bunlar özellikle oksidasyon veya indirgenme içeren reaksiyonlardır. Reaksiyon alınan radyasyonla orantılı olur. Fricke dozimetresi sülfirik asit eriyiğinde demir sülfattan ibarettir. Bir küçük cam veya plastik taşıyıcıdaki örneklerin ışınlanması bir seri kimyasal değişimlere neden olur. Bu temel olarak $Fe^{2+} \rightarrow Fe^{3+}$ oksidasyon olayıdır. Fe^{3+} , titretmek veya optik soğurma spektroskopisi ile tayin edilebilir. Bu yöntem $4 \cdot 10^3 - 4 \cdot 10^4$ cGy aralığındaki dozları belirlemek için çok uygundur. (12)

Bu tip nicel bir reaksiyon G değeri ile karakterize edilir. $G, 100$ eV enerji soğurulduğu zaman reaksiyona giren iyon sayısıdır. $Fe^{2+} \rightarrow Fe^{3+}$ reaksiyonu için oksijen varlığında G değeri 15,5 tur. Bu değer geniş bir enerji aralığı üzerinden γ -ışını enerjisinden bağımsızdır. (Düşük foton enerjilerinde azalır -10 keV γ -ışınları için 13,8 olur.) 0,1-4000 cGy/sn aralığında doz hızına bağlı değildir. Böylece dozimetre olarak büyük değer taşır. Özellikle radyasyon kimyası alanındaki araştırmalar için kullanılır. (12)

Daha yüksek dozların ölçümü için ceric sülfat dozimetresi kullanılır. Burada $Ce^{4+} \rightarrow Ce^{3+}$ indirgenme olayı olur. Bu dozimetre $10^4 - 10^8$ cGy aralığındaki dozları belirlemek için kullanılır. G değeri 2.44 tür ve ölçümlerin 10^5 ve 10^7 cGy arasında lineer olduğu rapor edilmiştir. (12)

Kimyasal dozimetrelerin bir başka örneği okzalik asitin ayrışmasını temel alır.

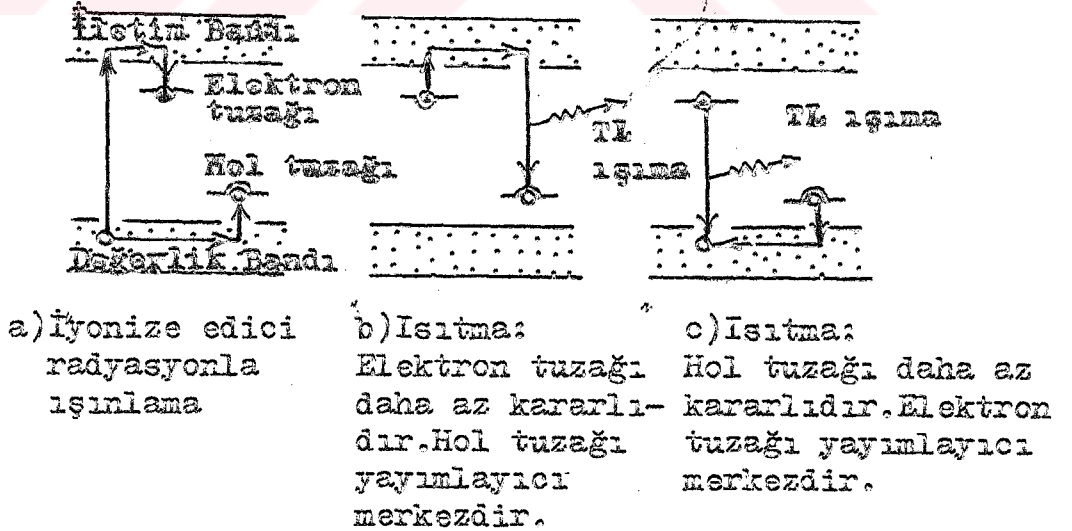


Bu $10^6 - 10^8$ cGy düzeyindeki çok yüksek radyasyon çalışmalarında kullanılır. Bir nükleer reaktörün iç tarafında kullanılabilir. Nötron aktivasyonu olmaması bir avantaj sağlar. (12)

Yukarıda anlatılan üç kimyasal dozimetre sisteminden başka radyasyonla renk değişimi veya koyulaşma esasına dayanan yarı kimyasal sistemler de vardır.

1.5 TERMOLÜMINESANS (TL) VE TERMOLÜMINESANS DOZİMETRELERİ (TLD) ÜZERİNE GENEL BİLGİ:

Dozimetrik tekniklerden bir tanesi de termolüminesans olayını kullanır. Maddenin yapısındaki bozukluklar nedeniyle değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji aralığında lokalize olmuş yarı kararlı enerji seviyeleri bulunur. Bu enerji seviyeleri elektron ve hol'ler için tuzak merkezlerini oluştururlar. (13)

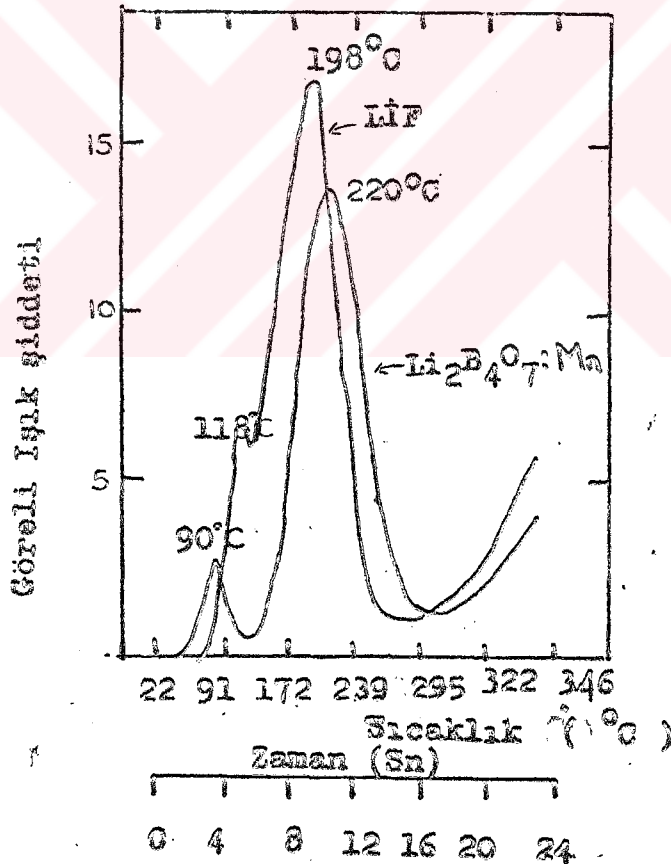


Şekil 112: TL ışımının şematik gösterimi.

Şekil 112 de görüldüğü gibi madde üzerine iyonize edici bir radyasyon düştüğünde değerlik bandındaki elektron hol çiftlerinin bağı koparak elektronlar aldıkları uyarım enerjisi nedeni ile



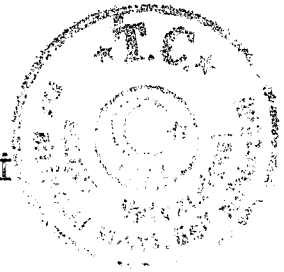
iletkenlik bandına uyarılırlar. İletkenlik bandındaki elektronlar çarpışmalar yolu ile enerjilerinin bir kısmını kaybederek değerlik bandına geri dönerken iletkenlik bandının hemen altında çeşitli derinliklerdeki tuzaklara yakalanırlar. Bu tür geçişler değerlik bandının hemen üzerinde yer alan hol tuzakları içinde mümkündür. Tuzaklanan elektronların sayısı soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır. Oda sıcaklığında sığ tuzaklardaki elektronların bazıları iletkenlik bandına geçebilirler. Fakat derin tuzaklardaki elektronlar çok uzun süre buralarda kalabilirler. Madde ısıtıldığı zaman tuzaklardan kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları fazla enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayımlayarak geri verirler. Buna termolüminesans denir. Değişik seviyelerde tuzaklar bulunuyorsa meydana gelen ışığın sıcaklığa bağlı olarak çizilmiş eğrisinde birden fazla pik gözlenir. Sıcaklığa bağlı olarak çizilen ışık şiddeti eğrilerine termolüminesans ışıma eğrileri (glow curve) denir. (13) Termolüminesans olayının gerçekleştiği maddelere termolüminesans ışıyıcı (fosfor) denir.



Şekil 1.13: Li₂B₄O₇: Mn ve LiF (TLD 100) ün tipik ışıma eğrileri.



Şekil 113 $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$: Mn ve LiF (TLD-100) ün ışına eğrilerini göstermektedir. Piklerin yeri madde içindeki katkı atomlarının meydana getirdikleri tuzak seviyelerine bağlıdır. Herhangi bir madde için piklerin konumu sabittir. Pikin altında kalan alan örneğin soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır. Bu da termoluminesans dozimetrelere ile doz ölçümünün temelidir. Bundan sonraki bölümde termoluminesans özellikleri ayrıntılı olarak açıklanmıştır.



1.6 TLD İŞIYICILARININ (FOSFORLARININ) ÖZELLİKLERİ

1.6.1. Işıma eğrisi (Glow curve):

Işıma eğrileri, termolüminesans ışıma şiddetinin sıcaklığa bağlı olarak değişimini gösteren grafiklerdir. Bir ışıyıcının ışıma eğrisi o ışıyıcıyı en iyi karakterize eder. Örneğin, ışıma eğrisi piklerinin yalnızca düşük sıcaklıklarda görülmesi ışıyıcının depoladığı enerjiyi zamanla kaybedeceği anlamına gelir, dolayısıyla uzun zaman ölçümleri için uygun değildir. Diğer taraftan piklerin çok yüksek sıcaklıklarda olmasının da teknik bazı zorlukları vardır. Şöyle ki, TL ölçümleri sırasında çok yüksek sıcaklığın etkisi ile madde akkor hale gelir ve kızılötesi ışık salar. Bu ışığı normal TL den ayırmak güç olduğundan deneysel zorluklar çıkarır. İdeal olarak bir ışıma eğrisi oda sıcaklığında kararlılık sağlayacak, fakat alet kullanma bakımından problem yaratmayacak kadar yüksek bir tek termolüminesans pik göstermelidir. (200°C civarındaki bir sıcaklık optimumdur.) (13)

1.6.2 Duyarlık (Sensitivity):

Termolüminesans duyarlık, ışıyıcının soğurduğu birim radyasyona karşı verdiği ışık miktarı olarak tanımlanabilir. Duyarlığın alt limiti TLD okuyucunun ve ışıyıcının özelliklerine bağlı olmasına karşın, üst limiti yalnız ışıyıcının özelliklerine bağlıdır. Ancak TL ışıyıcılarının çoğu TLD okuyucularından çok daha büyük bir dinamik aralık gösterdikleri için, sonuç olarak üst limiti okuyucu belirler.

1.6.3. Kalibrasyon eğrileri:

Bir TLD ışıyıcının aldığı doza karşılık yaptığı ışıma miktarını gösteren grafiğe kalibrasyon eğrisi denir. Bu grafikler büyük bir doz aralığı için lineer olmalıdır. TLD ışıyıcılarının büyük çoğunluğu bu özelliğe sahiptir. Bazı TLD ışıyıcıları lineer olarak cevap vermez ve ilgilenilen doz aralığında dikkatli kalibrasyon gerekir.

Genellikle lineerlikten ayrılma kademelidir. Böylece cevap sık sık sınırlanan aralık üzerinden lineer olarak yaklaştırılır. TLD okuyucular lineer olmayan cevabı da gösterirler.

1.6.4. Doz hızının etkileri:

Radyasyon dedektörlerinin çoğu doz hızına duyarlı olup, belli doz hızı aralıklarındaki radyasyonlar için ancak güvenilir sonuç verirler. TL dozimetreleri ise genellikle çok geniş bir aralık üzerinden doz hızı etkileri göstermezler. (13)

1.6.5 Enerji bağımlılığı:



Genellikle 100 KeV den daha aşağı foton enerjilerinde foton elektrik soğurma olayı etkilidir. Bu etkileşim atomun Z atom numarasına bağlıdır. Sonuç olarak yüksek Z'li radyasyon dedektörlerinin düşük foton enerjilerinde enerji bağımlılığı yüksektir. Eğer dozimetrenin röntgen başına cevabı, foton enerjisi ile az değişirse iyi bir enerji cevabına sahip olduğu söylenir. Eğer dedektörlerin efektif Z'si yaklaşık olarak havanın efektif Z'si kadarsa (7.64) iyi bir enerji cevabı gösterirler. 7.64 ten çok farklı efektif Z ile zayıf enerji cevabı gösterirler. (13)

1.6.6. Kararlılık:

TL, radyasyondan soğurulan enerjinin görünür ışık olarak serbest salınmasıdır. Bu enerjinin serbest bırakılma oranı ışıyıcının sıcaklığına bağlıdır ve artan sıcaklıklarla hızlı bir şekilde artar. Işıma pikinin maksimum olduğu sıcaklık "ışılma pik sıcaklığı" olarak anılır. Depolanan enerjinin düşük sıcaklıklarda da belirli bir kaybı vardır. Eğer bir ışıyıcı oda sıcaklığında önemsiz bir TL kaybı gösterirse onun iyi bir kararlılığa sahip olduğu söylenir. Bir ışıyıcı düşük sıcaklıklarda ışıma pikine sahipse, oda sıcaklığında bile kaybı büyük olur. Bu nedenle ışıyıcı kararsızdır. Dozimetre için kararlı TL ışıyıcılarının kullanılması gerekir. Işıyıcının verdiği TL nin, soğurduğu toplam radyasyonu tam olarak yansıtmaması için kararlılık koşulu aranmaktadır.

BÖLÜM II

2.1. LİF DOZİMETRELERİNİN BAZI TL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE DENEYSEL ÇALIŞMALAR



LİF dozimetreleri, geniş bir doz aralığında kullanılabilirler. Kararlı olmalarından ve radyasyonu soğurma özellikleri bakımından dokuya eşdeğer olmalarından dolayı personel ve çevre monitörü olarak, teşhis ve tedavideki dozu belirlemede çok yaygın olarak kullanılırlar. Ayrıca fantomda ve canlılarda iç ve dış radyasyon kaynaklarının verdiği dozların ölçümünde kullanılabilirler. (13,14,15,16,17)

LİF'ün duyarlılığını yaklaşık orijinal değerine getirmek için standart fırınlama işleminin 400°C'de 1 saat olduğu kabul edilmekle birlikte tekrar tekrar fırınlamanın duyarlılıkta nasıl bir değişime neden olduğu belirtilmemektedir. Ayrıca bir kullanımda verilen doz değerine göre kaç defa kullanıldıktan sonra duyarlılıkta önemli bir değişim meydana geldiği, yani fırınlamanın gerektiği belirtilmemektedir. (17,18,19,20,21,22) Bundan dolayı LİF'ün TL özelliklerini ayrıntılı bir biçimde ortaya çıkarmak için çeşitli deneyler planlanmış ve yapılmıştır.

Yapılan deneyler ve elde edilen sonuçlar bu bölümde sunulmaktadır.

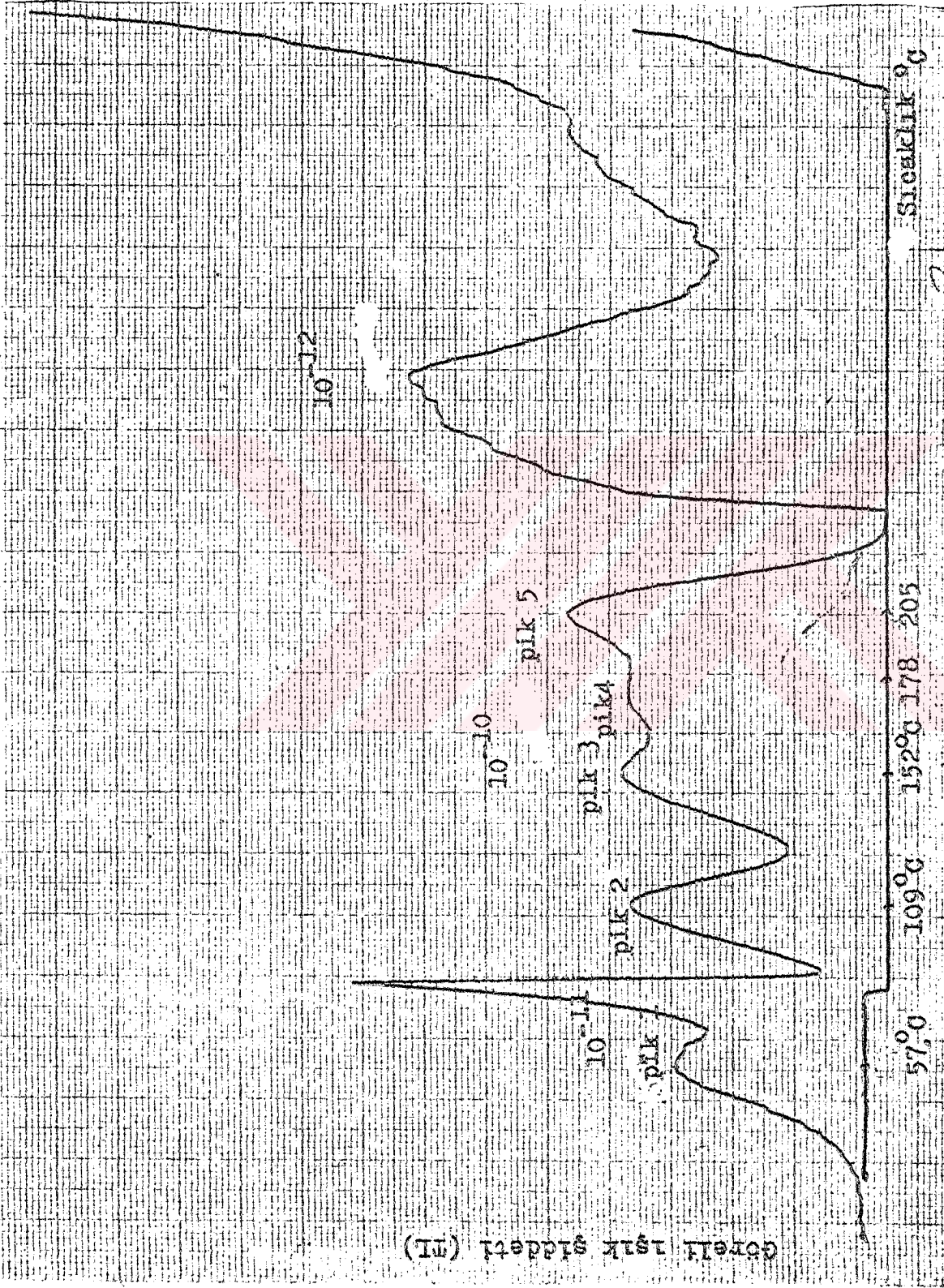
Bir kullanımda verilen doz miktarı olarak seçilen değerler hasta tedavisinde kullanılan doz değerleri aralığındadır. Bununla amaçlanan çalışmaların uygulama alanına yönelik olmasına sağlamaktır.

Çalışmalarda Harshaw'un çip şeklindeki (3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm) TLD-100 ve TLD-700 termolüminesans dozimetreleri kullanılmıştır. Termolüminesans okuyucu olarak 2.1.1 ve 2.1.2'de Harshaw termolüminesans okuyucu, diğer çalışmalarda Victoreen 2800 TLD okuyucu kullanılmıştır.

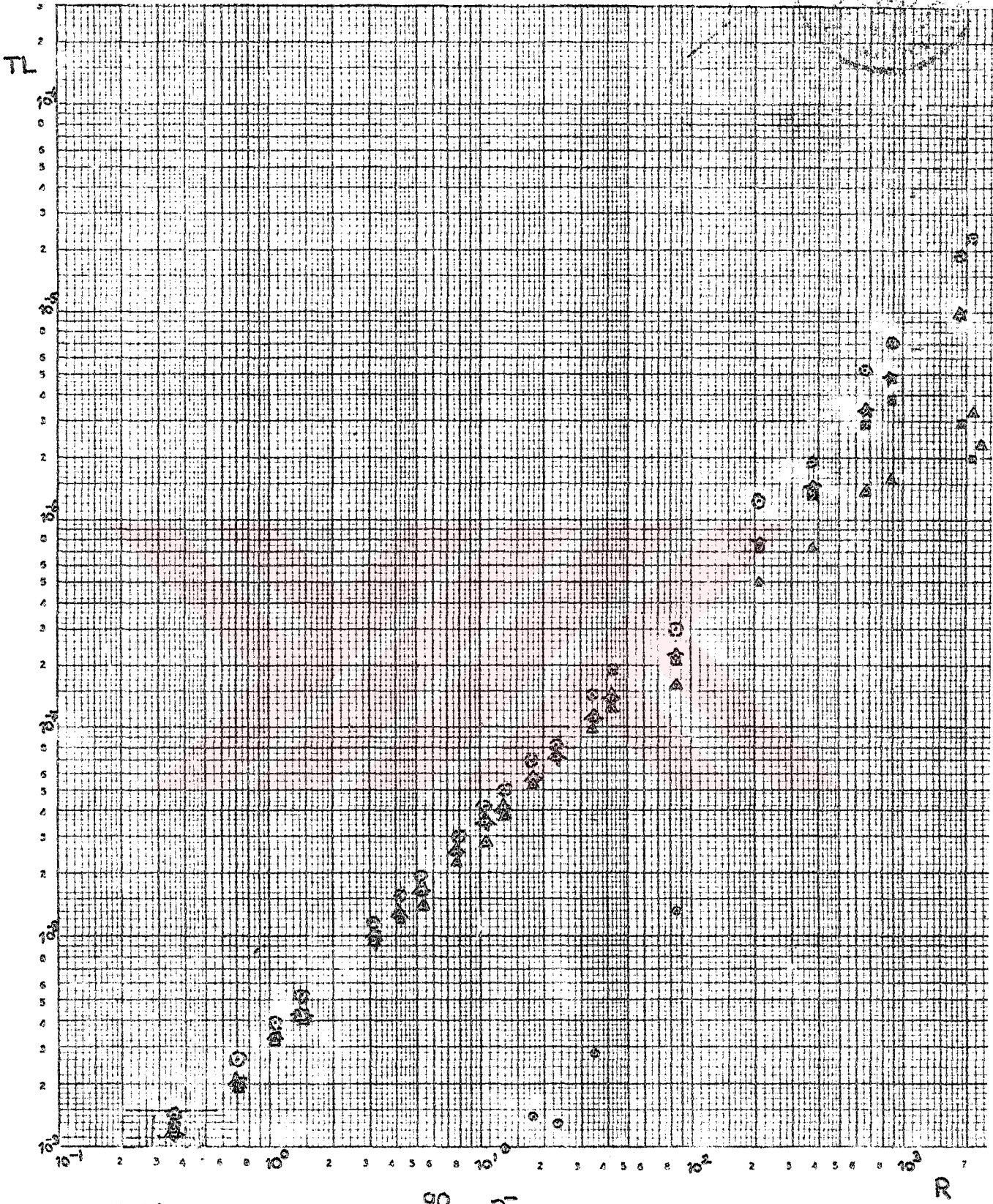
2.1.1 TLD-700'un ışıma eğrisi ve kalibrasyon eğrileri :

Harshaw'un çip şeklindeki (3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm) TLD-700 termolüminesans dozimetreleri kullanıldı. TLD-700'e ^{90}Sr β radyasyonları verildi. ($E_{\beta} = 1.10 \text{ MeV}$) TLD-700'ler Harshaw termolüminesans okuyucuda azot gazı ortamında okundu. Isıtma hızı 10°C/sn. idi. Işıma eğrileri elde edildi. (Şek.2.1) 1,2,3,4,5 numaralı piklerin maksimum pik sıcaklıkları ve verilen doza karşı TL'leri ölçüldü. Pik 1,2,3,4 ve dozimetre piki olan 5 numaralı pik için 348,22 mR- 2110,00 R aralığındaki dozlar için doza karşı TL grafikleri elde edildi. (Şek.2.2) Pik maksimum sıcaklıkları pik 1,

57 °C ; pik 2, 109°C; pik 3, 152°C; pik 4, 178°C ve pik 5, 205°C olarak belirlendi. Pik 5 için doza karşı TL değerleri tablo 2.1 de gösterilmiştir.



Şekil 2.1; LAF (TLD-700) ın ısıtma eğrisi. 10°C ısıtma hızında pik maksimumları



Şekil 2.2: TLD-700 de $^{90}\text{Sr } \beta^-$ dozuna karşı TL şiddetleri
 $\circ$ pik 1 ; Δ pik 2 ; $\square$ pik 3 ; $\diamond$ pik 4 ; $\odot$ pik 5



Tablo 2.1: TLD-700 ün ^{90}Sr dozuna karşı TL şiddetleri
(Isıtma hızı 10°C/sn.)

Verilen doz (R)	Pik numarası	TL Şiddeti
$348,22 \cdot 10^{-3}$	5	$141,0 \cdot 10^{-11}$
$696,44 \cdot 10^{-3}$	5	$262,5 \cdot 10^{-11}$
$1044,66 \cdot 10^{-3}$	5	$39,5 \cdot 10^{-10}$
$1392,88 \cdot 10^{-3}$	5	$52,0 \cdot 10^{-10}$
$3133,98 \cdot 10^{-3}$	5	$118,0 \cdot 10^{-10}$
$4178,64 \cdot 10^{-3}$	5	$155,0 \cdot 10^{-10}$
$5223,30 \cdot 10^{-3}$	5	$194,0 \cdot 10^{-10}$
$7834,95 \cdot 10^{-3}$	5	$30,0 \cdot 10^{-10}$
$10446,60 \cdot 10^{-3}$	5	$42,0 \cdot 10^{-9}$
13,00	5	$50,0 \cdot 10^{-9}$
17,60	5	$70,0 \cdot 10^{-9}$
23,00	5	$83,5 \cdot 10^{-9}$
33,95	5	$145,0 \cdot 10^{-9}$
41,79	5	$191,0 \cdot 10^{-9}$
84,36	5	$30,0 \cdot 10^{-8}$
209,21	5	$122,0 \cdot 10^{-8}$
369,25	5	$191,0 \cdot 10^{-8}$
654,13	5	$53,0 \cdot 10^{-7}$
878,20	5	$73,0 \cdot 10^{-7}$
1880,41	5	$19,0 \cdot 10^{-6}$
2110,00	5	$23,0 \cdot 10^{-6}$

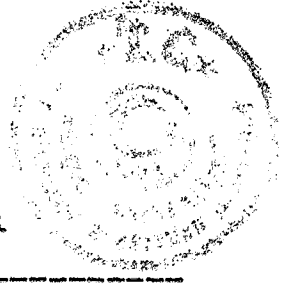


2.1.2 Fırınlama sıcaklığının duyarlığa etkisi:

TLD-700 doz öncesi değişik sıcaklıklarda (457°C , 500°C , 550°C , 595°C , 655°C , 790°C) 30 dakika fırınlandı. Daha sonra, 20 dakika ($1737,64 \text{ mR}$) ^{90}Sr radyasyonu verildi. Doz öncesi fırınlama sıcaklığına bağlı olarak çeşitli piklerin şiddetleri ölçüldü. (Tablo 2.2) Fırınlama sıcaklığına göre pik şiddetlerinin grafikleri çizildi. (Şekil 2.3) 500°C den sonraki sıcaklıklardaki fırınlamalar için duyarlılığın keskin bir şekilde azaldığı görüldü.

Tablo 2.2: Doz öncesi çeşitli sıcaklıklarda fırınlanan TLD-700 lerin $1737,64 \text{ mR}$ ^{90}Sr dozuna karşı pik şiddetleri. (İşinleme süresi 20 dakika)

Pik numarası	Pik şiddeti	Verilen doz (mR)	Radyasyon koşulları
1	$24 \cdot 10^{-11}$	1737,64	Doz öncesi 457°C de 30 dak. fırınlandı.
2	$42 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 457°C de 30 dak. fırınlandı.
3	$48 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 457°C de 30 dak. fırınlandı.
4	$56 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 457°C de 30 dak. fırınlandı.
5	$68 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 457°C de 30 dak. fırınlandı.
1	$32 \cdot 10^{-11}$	1737,64	Doz öncesi 500°C de 30 dak. fırınlandı.
2	$44 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 500°C de 30 dak. fırınlandı.
3	$56 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 500°C de 30 dak. fırınlandı.
4	$68 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 500°C de 30 dak. fırınlandı.
5	$68 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 500°C de 30 dak. fırınlandı.
1	$22 \cdot 10^{-11}$	1737,64	Doz öncesi 550°C de 30 dak. fırınlandı.
2	$38 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 550°C de 30 dak. fırınlandı.
3	$40 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 550°C de 30 dak. fırınlandı.
4	$47 \cdot 10^{-10}$	1737,64	Doz öncesi 550°C de 30 dak. fırınlandı.



Pik numarası	Pik şiddeti	Verilen doz (mR)	Radyasyon koşulları
5	56.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 550°C de 30 dak. fırınlandı.
1	18.10^{-11}	1787,64	Doz öncesi 595°C de 30 dak. fırınlandı.
2	26.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 595°C de 30 dak. fırınlandı.
3	28.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 595°C de 30 dak. fırınlandı.
4	29.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 595°C de 30 dak. fırınlandı.
5	34.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 595°C de 30 dak. fırınlandı.
1	18.10^{-11}	1787,64	Doz öncesi 655°C de 30 dak. fırınlandı.
2	14.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 655°C de 30 dak. fırınlandı.
3	13.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 655°C de 30 dak. fırınlandı.
4	12.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 655°C de 30 dak. fırınlandı.
5	13.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 655°C de 30 dak. fırınlandı.
1	16.10^{-11}	1787,64	Doz öncesi 700°C de 30 dak. fırınlandı.
2	13.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 700°C de 30 dak. fırınlandı.
3	11.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 700°C de 30 dak. fırınlandı.
4	8.10^{-10}	1787,64	Doz öncesi 700°C de 30 dak. fırınlandı.
5	85.10^{-11}	1787,64	Doz öncesi 700°C de 30 dak. fırınlandı.



Şiddet

$\times 10^{-10}$

70

60

50

40

30

20

10

pik 5

pik 4

pik 3

pik 2

pik 1

pik 1

0 100 200 300 400 500 600 700 °C

Fırınlama sıcaklığı

Şekil 2.3: Doz öncesi değişik sıcaklıklarda 30 dakika fırınlanan ve daha sonra 1737,64 mR ^{90}Sr β^- radyasyonu verilen TLD-700 de doz öncesi fırınlama sıcaklığına bağlı olarak çeşitli piklerin şiddetleri.

2.1.3 Duyarlığın kullanım sayısı ile değişimi:

Virjin TLD-100 alındı. 50 cGy ^{137}Cs γ ışını ile ışınlandı. Victoreen 2800 TLD okuyucuda okundu. Bu deney 105 kez tekrarlandı. Sonuçlar Tablo 2.3 de gösterilmiştir.

Tablo 2.3 Virjin TLD-100 e 50 cGy ^{137}Cs γ radyasyonu verilmesi durumunda kullanım sayısına göre TL değerleri ve duyarlılıkta meydana gelen değişimler.

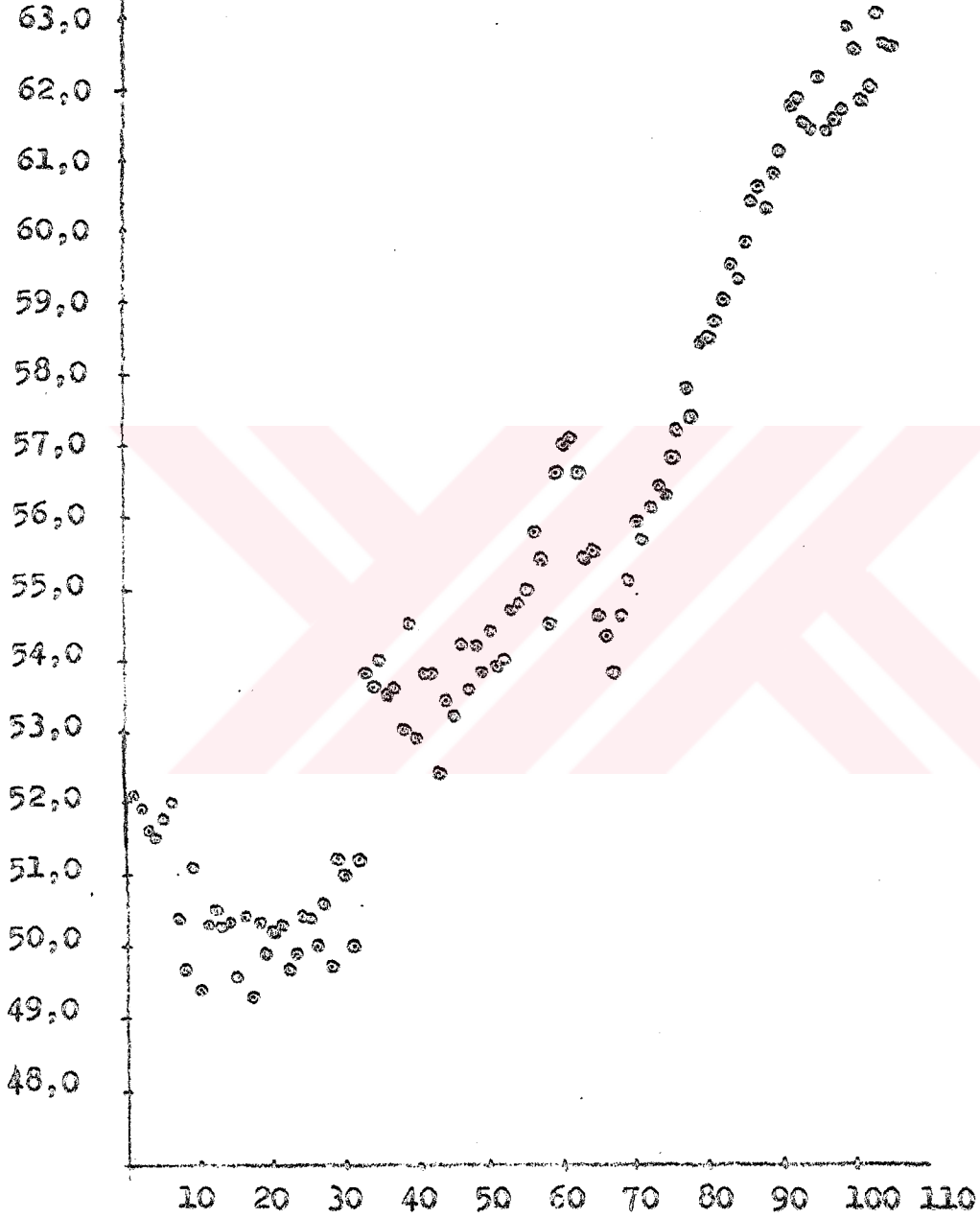
Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/İlk TL
1	0	52.1	1.0000
2	50	51.9	0.9962
3	100	51.6	0.9904
4	150	51.5	0.9885
5	200	51.8	0.9942
6	250	52.0	0.9981
7	300	50.4	0.9674
8	350	49.7	0.9539
9	400	51.1	0.9808
10	450	49.4	0.9482
11	500	50.3	0.9655
12	550	50.5	0.9693
13	600	50.4	0.9674
14	650	50.3	0.9655
15	700	49.6	0.9520
16	750	50.4	0.9674
17	800	49.3	0.9463
18	850	50.3	0.9655
19	900	49.9	0.9578
20	950	50.2	0.9635
21	1000	50.3	0.9655
22	1050	49.7	0.9539
23	1100	49.9	0.9578
24	1150	50.4	0.9674
25	1200	50.4	0.9674
26	1250	50.0	0.9597
27	1300	50.6	0.9712
28	1350	49.7	0.9539
29	1400	51.2	0.9827
30	1450	51.0	0.9789
31	1500	50.0	0.9597
32	1550	51.2	0.9827

Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/İlk TL
33	1600	53.8	1.0326
34	1650	53.6	1.0288
35	1700	54.0	1.0365
36	1750	53.5	1.0269
37	1800	53.6	1.0288
38	1850	53.0	1.0173
39	1900	54.5	1.0461
40	1950	52.9	1.0154
41	2000	53.8	1.0326
42	2050	53.8	1.0326
43	2100	52.4	1.0058
44	2150	53.4	1.0250
45	2200	53.2	1.0211
46	2250	54.2	1.0403
47	2300	53.6	1.0288
48	2350	54.2	1.0403
49	2400	53.8	1.0326
50	2450	54.4	1.0441
51	2500	53.9	1.0345
52	2550	54.0	1.0365
53	2600	54.7	1.0499
54	2650	54.8	1.0518
55	2700	55.0	1.0557
56	2750	55.8	1.0710
57	2800	55.4	1.0633
58	2850	54.5	1.0461
59	2900	56.6	1.0864
60	2950	57.0	1.0940
61	3000	57.1	1.0960
62	3050	56.6	1.0864
63	3100	55.4	1.0633
64	3150	55.5	1.0653
65	3200	54.6	1.0480
66	3250	54.3	1.0422
67	3300	53.8	1.0326
68	3350	54.6	1.0480
69	3400	55.1	1.0576
70	3450	55.9	1.0729
71	3500	55.7	1.0691
72	3550	56.1	1.0768
73	3600	56.4	1.0825
74	3650	56.3	1.0806
75	3700	56.8	1.0902
76	3750	57.2	1.0979

Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/İlk TL
77	3800	57.8	1.1094
78	3850	57.4	1.1017
79	3900	58.4	1.1209
80	3950	58.5	1.1228
81	4000	58.7	1.1267
82	4050	59.0	1.1324
83	4100	59.5	1.1420
84	4150	59.3	1.1382
85	4200	59.8	1.1478
86	4250	60.4	1.1593
87	4300	60.6	1.1631
88	4350	60.3	1.1574
89	4400	60.8	1.1670
90	4450	61.1	1.1727
91	4500	61.7	1.1843
92	4550	61.8	1.1862
93	4600	61.5	1.1804
94	4650	61.4	1.1785
95	4700	62.1	1.1919
96	4750	61.4	1.1785
97	4800	61.5	1.1804
98	4850	61.7	1.1843
99	4900	62.8	1.2054
100	4950	62.5	1.1996
101	5000	61.8	1.1862
102	5050	62.0	1.1900
103	5100	63.0	1.2092
104	5150	62.6	1.2015
105	5200	62.5	1.1996

Tablo 2.3 de 1. sütun kullanım sayısını 2. sütun daha önce-
den verilmiş olan toplam dozu, 3. sütun 50 cGy γ dozuna karşı o-
kunan TL'i ve 4. sütun ise duyarlılıkta meydana gelen değişimleri
(TL/İlk okunan TL) gösteriyor. TL kullanım sayısına (veya önceden
verilen toplam doz'a) bağlı olarak artmaktadır. TL'in kullanım
sayısının fonksiyonu olarak ve duyarlılıkta meydana gelen değişimin
kullanım sayısının fonksiyonu olarak grafikleri çizildiğinde
(Şek.2.4-Şek.2.5) ilk kullanımlar için önemli bir değişim olmadı-
ğı daha sonraki kullanımlar için TL'in kademeli olarak arttığı
görülmektedir.

TL(R)



Şekil 2.4: Virjin TLD-100 e 50 cGy ¹³⁷Cs γ radyasyonu verilmesi durumunda kullanım sayısına göre TL nin değişimi



Şekil 2.5: Virjin TLD-100 e 50 ccγ ¹³⁷Cs 8 radyasyonu verilmesi durumunda kullanım sayısı
sınıg göre % olarak duyarlakta meydana gelen değışim





2.1.4.400°C de 1 saat fırınlamanın ve kullanım sayısının duyarlığa etkisi :

2.1.3 de kullanılan TLD - 100 400°C de 1 saat fırınlandıktan sonra aynı ölçümler tekrarlandı. Elde edilen ölçüm sonuçları tablo 2.4 de görülmektedir.

Tablo 2.4:400°C de 1 saat fırınlanan TLD - 100 'e 50 cGy

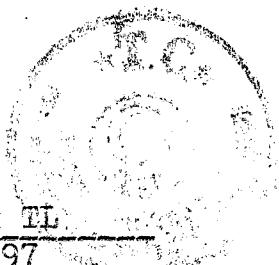
137

Cs X radyasyonu verilmesi durumunda kullanım sayısına göre TL değerleri ve duyarlılıkta meydana gelen değişimler.

Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/İlk TL
1	0	50.5	1.0000
2	50	50.4	0.9980
3	100	51.2	1.0139
4	150	51.5	1.0198
5	200	51.4	1.0178
6	250	50.9	1.0079
7	300	52.8	1.0455
8	350	53.5	1.0594
9	400	54.2	1.0733
10	450	53.1	1.0515
11	500	54.5	1.0792
12	550	53.4	1.0574
13	600	54.6	1.0812
14	650	54.7	1.0832
15	700	54.2	1.0733
16	750	55.9	1.1069
17	800	56.0	1.1089
18	850	56.4	1.1168
19	900	54.7	1.0832
20	950	56.7	1.1228
21	1000	56.2	1.1129
22	1050	55.5	1.0990
23	1100	55.2	1.0931
24	1150	56.6	1.1208
25	1200	56.7	1.1228
26	1250	56.4	1.1168
27	1300	55.7	1.1030
28	1350	55.9	1.1069
29	1400	57.1	1.1307
30	1450	57.3	1.1347



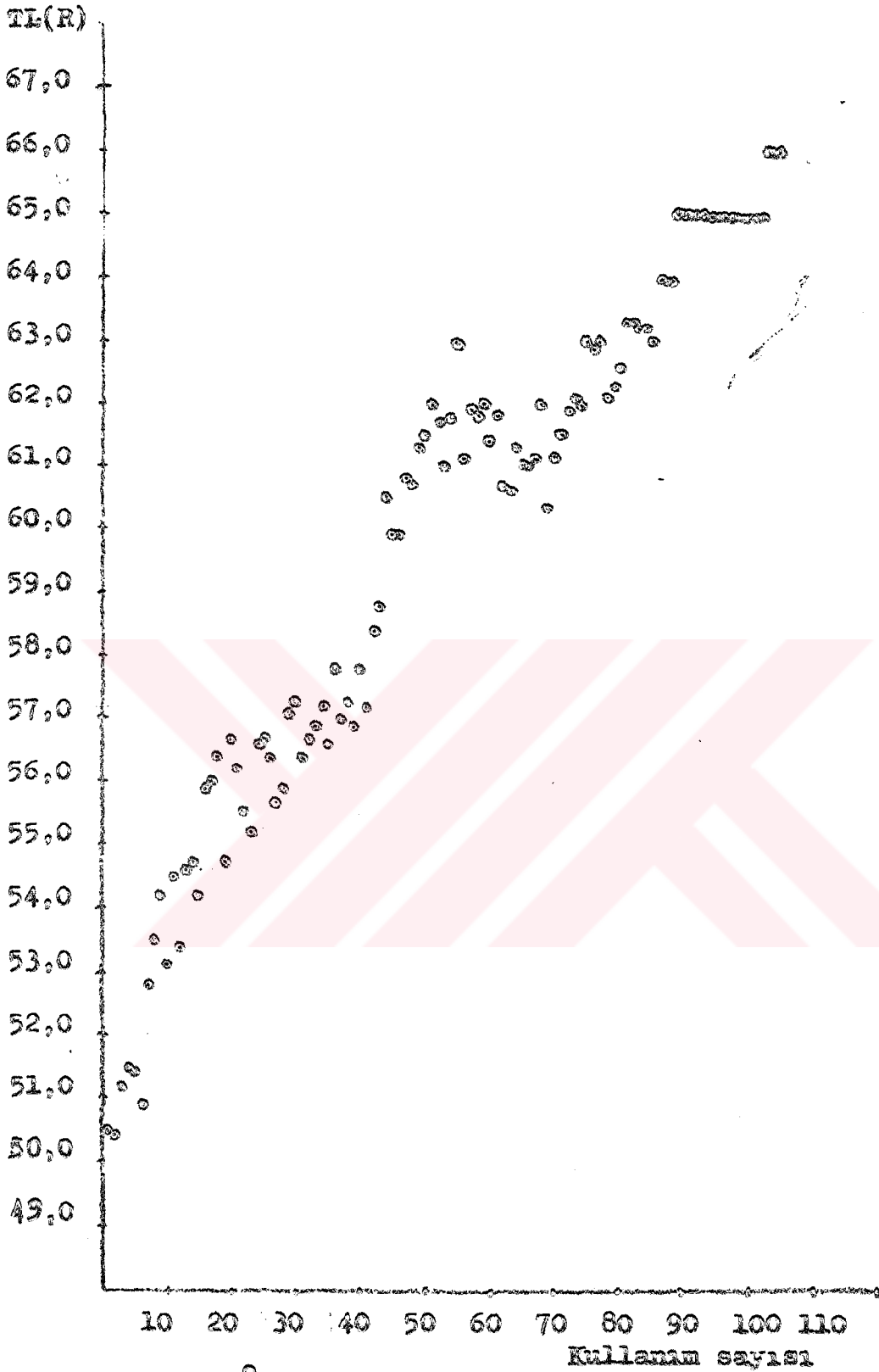
Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/İlk TL
31	1500	56.4	1.1168
32	1550	56.7	1.1228
33	1600	56.9	1.1267
34	1650	57.2	1.1327
35	1700	56.6	1.1208
36	1750	57.8	1.1446
37	1800	57.0	1.1287
38	1850	57.3	1.1347
39	1900	56.9	1.1267
40	1950	57.8	1.1446
41	2000	57.2	1.1327
42	2050	58.4	1.1564
43	2100	58.8	1.1644
44	2150	60.5	1.1980
45	2200	59.9	1.1861
46	2250	59.9	1.1861
47	2300	60.8	1.2040
48	2350	60.7	1.2020
49	2400	61.3	1.2139
50	2450	61.5	1.2178
51	2500	62.0	1.2277
52	2550	61.7	1.2218
53	2600	61.0	1.2079
54	2650	61.8	1.2238
55	2700	63.0	1.2475
56	2750	61.1	1.2099
57	2800	61.9	1.2257
58	2850	61.8	1.2238
59	2900	62.0	1.2277
60	2950	61.4	1.2158
61	3000	61.8	1.2238
62	3050	60.7	1.2020
63	3100	60.6	1.2000
64	3150	61.3	1.2139
65	3200	61.0	1.2079
66	3250	61.0	1.2079
67	3300	61.1	1.2099
68	3350	62.0	1.2277
69	3400	60.3	1.1941
70	3450	61.1	1.2099
71	3500	61.5	1.2178
72	3550	61.9	1.2257



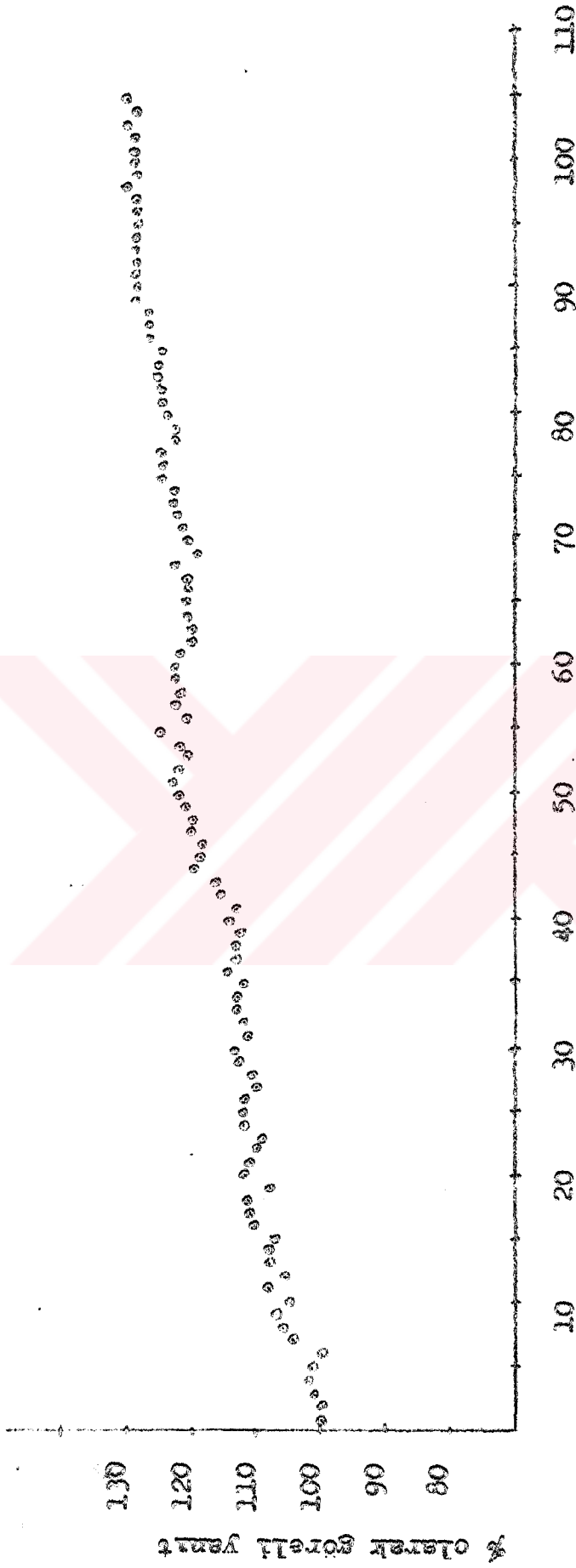
Kullanım sayısı	Önceki doz (cGy)	TL (R)	TL/ilk TL
73	3600	62.1	1.2297
74	3650	62.0	1.2277
75	3700	63.0	1.2475
76	3750	62.9	1.2455
77	3800	63.0	1.2475
78	3850	62.1	1.2297
79	3900	62.3	1.2337
80	3950	62.6	1.2396
81	4000	63.3	1.2535
82	4050	63.3	1.2535
83	4100	63.2	1.2551
84	4150	63.2	1.2551
85	4200	63.0	1.2475
86	4250	64.0	1.2673
87	4300	64.0	1.2673
88	4350	64.0	1.2673
89	4400	65.0	1.2871
90	4450	65.0	1.2871
91	4500	65.0	1.2871
92	4550	65.0	1.2871
93	4600	65.0	1.2871
94	4650	65.0	1.2871
95	4700	65.0	1.2871
96	4750	65.0	1.2871
97	4800	65.0	1.2871
98	4850	65.0	1.2871
99	4900	65.0	1.2871
100	4950	65.0	1.2871
101	5000	65.0	1.2871
102	5050	65.0	1.2871
103	5100	66.0	1.3069
104	5150	66.0	1.3069
105	5200	66.0	1.3069

Tablo 2.4 den görüldüğü gibi yine TL' ler kullanım sayısına (veya önceden verilen toplam doz'a) bağlı olarak artmaktadır. TL'in kullanım sayısının fonksiyonu olarak ve duyarlılıkta meydana gelen değişimin kullanım sayısının fonksiyonu olarak çizilen grafiklerinde (Şek.2.6-Şek.2.7) TL'nin kademeli olarak arttığı görülmektedir.

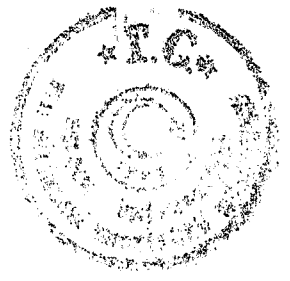
2.1.3 ve 2.1.4 te kullanılan TLD - 100 400°C de 1 saat fırınlanıp 50 cGy ¹³⁷Cs 8 radyasyonu verildiğinde okunan TL, 49.8 R dir. Bu sonuç, 2.1.3 ve 2.1.4 ün sonuçları tablo 2.5 te özetlenmiştir.



Şekil 2.6: 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 e 50 cGy ¹³⁷Cs γ radyasyonu verilmesi durumunda kullanım sayısına göre TL nin değişimi



Şekil 2.7: 400°C de bir saat fırınlanan TID-100 e 50 cGy ¹³⁷Cs γ radyasyonu verildiği durumda kullanım sayısına göre % olarak duyarlılıkta meydana gelen değişim.



Tablo 2.5:Çeşitli kullanım ve fırınlama sayıları için
TLD - 100 ün TL'inde meydana gelen değişimler.

Önceki doz (cGy)	400°C de 1 saat fırınlama sayısı	Verilen doz (cGy)	TL (R)
0	0 (virjin)	50	52.1
5200= (104x50cGy)	0	50	62.5
5250= (105x50cGy)	1	50	50.5
10450= (105x50cGy + 400°C de 1 saat fırınlama	1	50	66.0
+ 104x50cGy)			
10500= (105x50cGy + 400°C de 1 saat fırınlama	2	50	49.8
+ 105x50cGy + 400°C de 1 saat fırınlama)			

Buna göre radyasyon verilmeden önceki doz arttıkça TL artmaktadır. 400°C de 1 saat fırınlamalardan sonra TLD -100 ün duyarlığında bir azalma meydana gelmektedir. Görüldüğü gibi duyarlılıkta meydana gelen değişimler hem kullanım sayısına (önceki doza) hem de 400°C de 1 saat fırınlama sayısına bağlıdır. Bu nedenle her iki bağımlılığı araştıran deneyler yapıldı.

2.1.5 TLD - 100 de TL'in önceki doza bağımlılığı :

Virjin TLD - 100 alındı. ¹³⁷Cs 8 dozları verilerek TL'in önceki doza bağımlılığı incelendi. Sonuçlar tablo 2.6. da özetlenmiştir.

Tablodan görüldüğü gibi önceki doz miktarı arttıkça supralinearite artmaktadır.

Tablo 2.6: ^{137}Cs ȧ dozları verilen virjin TLD - 100 de TL'lerin ȧnceki doza bağımlılığı.

Verilen doz (cGy)	ȧnceki doz (cGy)	TL (R)	Verilen doz 50 cGy	Verilen doza karşı TL 50 cGy in TL'i
50	0	54.2	1	1.0000
100	50	109.0	2	2.0111
150	150	165.0	3	3.0443
200	300	220.0	4	4.0590
250	500	275.0	5	5.0738
300	750	339.0	6	6.2546
350	1050	398.0	7	7.3432
400	1400	458.0	8	8.4502
450	1800	527.0	9	9.7232
500	2250	589.0	10	10.8672
550	2750	675.0	11	12.4539
600	3300	729.0	12	13.4502
650	3900	763.0	13	14.0775

2.1.6 TLD - 100 de TL'nin 400°C de 1 saat fırınlama ve ȧnceki doza bağımlılığı:

2.1.5 de kullanılan TLD - 100 400°C de 1 saat fırınlandı. ^{137}Cs ȧ dozları verilerek TL'in ȧnceki doza bağımlılığı incelendi. Sonuçlar tablo 2.7 de ȧzetlenmiřtir.

Tablo 2.7: ^{137}Cs ȧ dozları verilen, 400°C de 1 saat fırınlanan TLD - 100 de TL'lerin ȧnceki doza bağımlılığı.

Verilen doz (cGy)	ȧnceki doz (cGy)	TL (R)	Verilen doz 50 cGy	Verilen doza karşı TL 50 cGy in TL'i
50	0	52.5	1	1.0000
100	50	105.0	2	2.0000
150	150	157.0	3	2.9905
200	300	210.0	4	4.0000
250	500	266.0	5	5.0667
300	750	329.0	6	6.2667
350	1050	395.0	7	7.5238
400	1400	461.0	8	8.7810
450	1800	514.0	9	9.7905
500	2250	585.0	10	11.1429
550	2750	686.0	11	13.0667
600	3300	762.0	12	14.5143
650	3900	792.0	13	15.0857

2.1.7 TLD - 700 de TL'in önceki doza bağımlılığı :

Virjin TLD - 700 alındı. ^{137}Cs 8 dozları verilerek TL'in önceki doza bağımlılığı incelendi. Sonuçlar tablo 2.8 de özetlenmiştir.

Tablo 2.8: ^{137}Cs 8 dozları verilen virjin TLD - 700 de TL'lerin önceki doza bağımlılığı.

Verilen doz (cGy)	Önceki doz (cGy)	TL (R)	Verilen doz 50 cGy	Verilen doza karşı TL 50 cGy in TL'i
50	0	53	1	1.0000
100	50	106	2	2.0000
150	150	164	3	3.0943
200	300	227	4	4.2830
250	500	286	5	5.3962
300	750	360	6	6.7925
350	1050	428	7	8.0755
400	1400	515	8	9.7170
450	1800	602	9	11.3585
500	2250	681	10	12.8491
550	2750	763	11	14.3962

2.1.8 TLD - 700 de, TL'nin 400°C de 1 saat fırınlama ve önceki doza bağımlılığı :

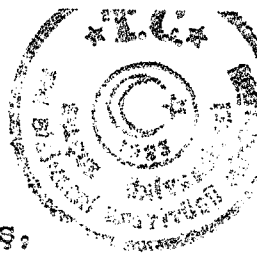
2.1.7 de kullanılan TLD - 700 400°C de 1 saat fırınlandı. ^{137}Cs 8 dozları verilerek TL'in önceki doza bağımlılığı incelendi. Sonuçlar tablo 2.9 da özetlenmiştir.

Tablo 2.9 : ^{137}Cs ȧ dozları verilen 400°C de 1 saat fırınla-
nan TLD - 700 de TL'lerin doza bağımlılığı.

Verilen doz (cGy)	Önceki doz (cGy)	TL (R)	Verilen doz 50 cGy	Verilen doza karşı TL 50 cGy in TL'in
50	0	49	1	1.0000
100	50	98	2	2.0000
150	150	148	3	3.0204
200	300	198	4	4.0408
250	500	256	5	5.2245
300	750	322	6	6.5714
350	1050	405	7	8.2653
400	1400	476	8	9.7143
450	1800	549	9	11.2041
500	2250	660	10	13.4694
550	2750	760	11	15.5102
600	3300	850	12	17.3469
650	3900	990	13	20.2041
700	4550	1110	14	22.6531
750	5250	1240	15	25.3061
800	6000	1380	16	28.1633
850	6800	1520	17	31.0204
900	7650	1690	18	34.4898
950	8550	1900	19	38.7755
1000	9500	2090	20	42.6531
1050	10500	2260	21	46.1224
1100	11550	2430	22	49.5918
1150	12650	2670	23	54.4898
1250	13800	2950	25	60.2041
1350	15050	3360	27	68.5714
1450	16400	3740	29	76.3265
1750	17850	4580	35	93.4694
2000	19600	5360	40	109.3878
2250	21600	5420	45	110.6122
2300	23850	6430	46	131.2245
2500	26150	7010	50	143.0612
2750	28650	7630	55	155.7143

2.1.8 de kullanılan TLD,- 700, 400°C de 1 saat fırınılandı.
50 cGy ^{137}Cs ȧ radyasyonu verildi. Buna karşı okunan TL 34,5 R
oldu.

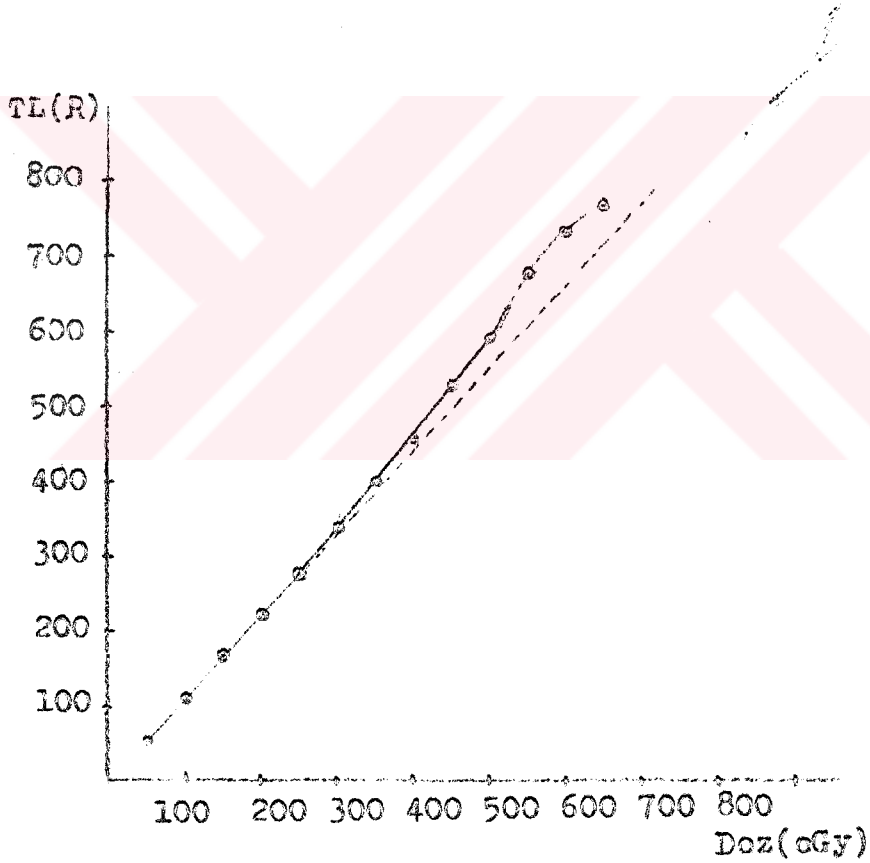
Görüldüğü gibi TLD - 100 ve TLD - 700 ün her ikisi için de



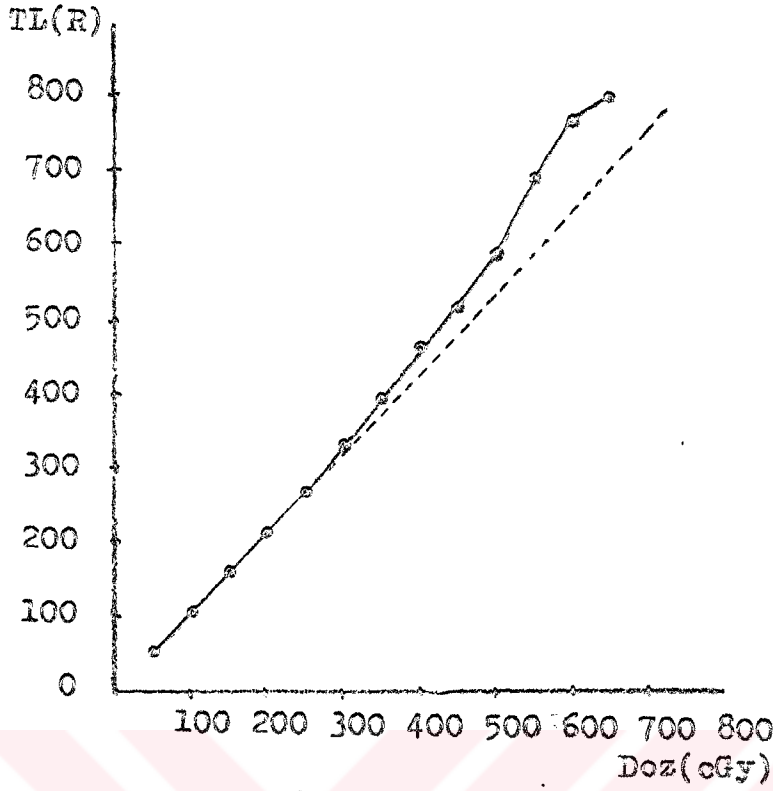
TL, önceki dozla artmaktadır. Fakat TLD - 700 deki artış, TLD - 100 den daha hızlıdır.

400°C de 1 saat fırınlama işlemi duyarlılığı azaltmaktadır. TLD - 700 deki duyarlılık azalması TLD - 100 den daha hızlıdır. Fırınlama sayısı arttıkça duyarlılık azalması hızlanmaktadır.

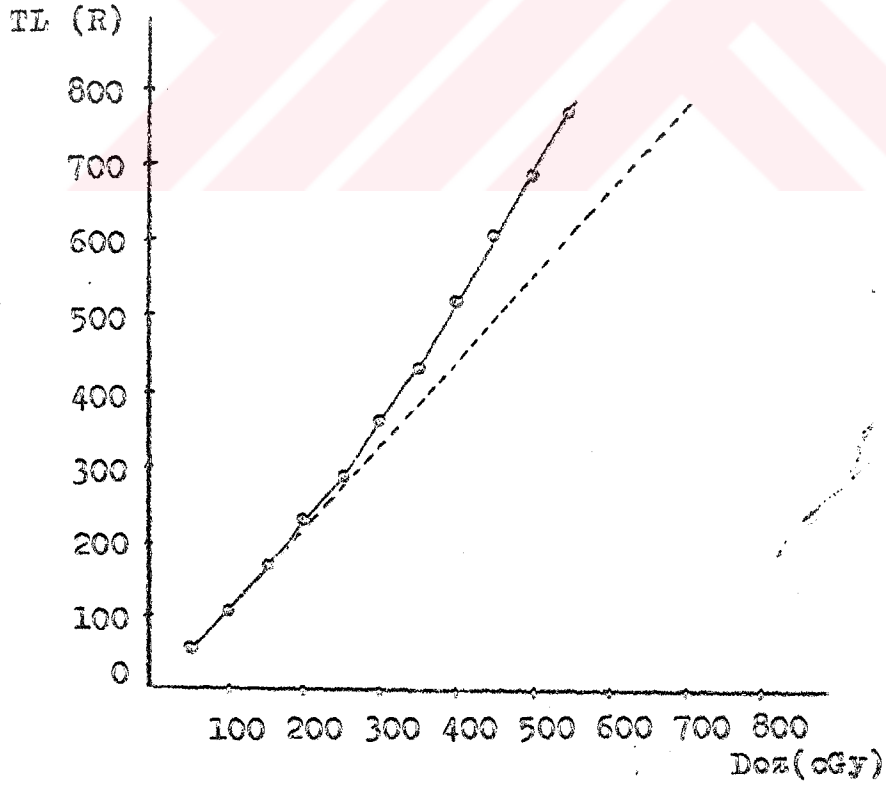
Şekil 2.8.-2.9-2.10 ve 2.11 de verilen doza karşı okunan TL'lerin grafikleri görülmektedir.



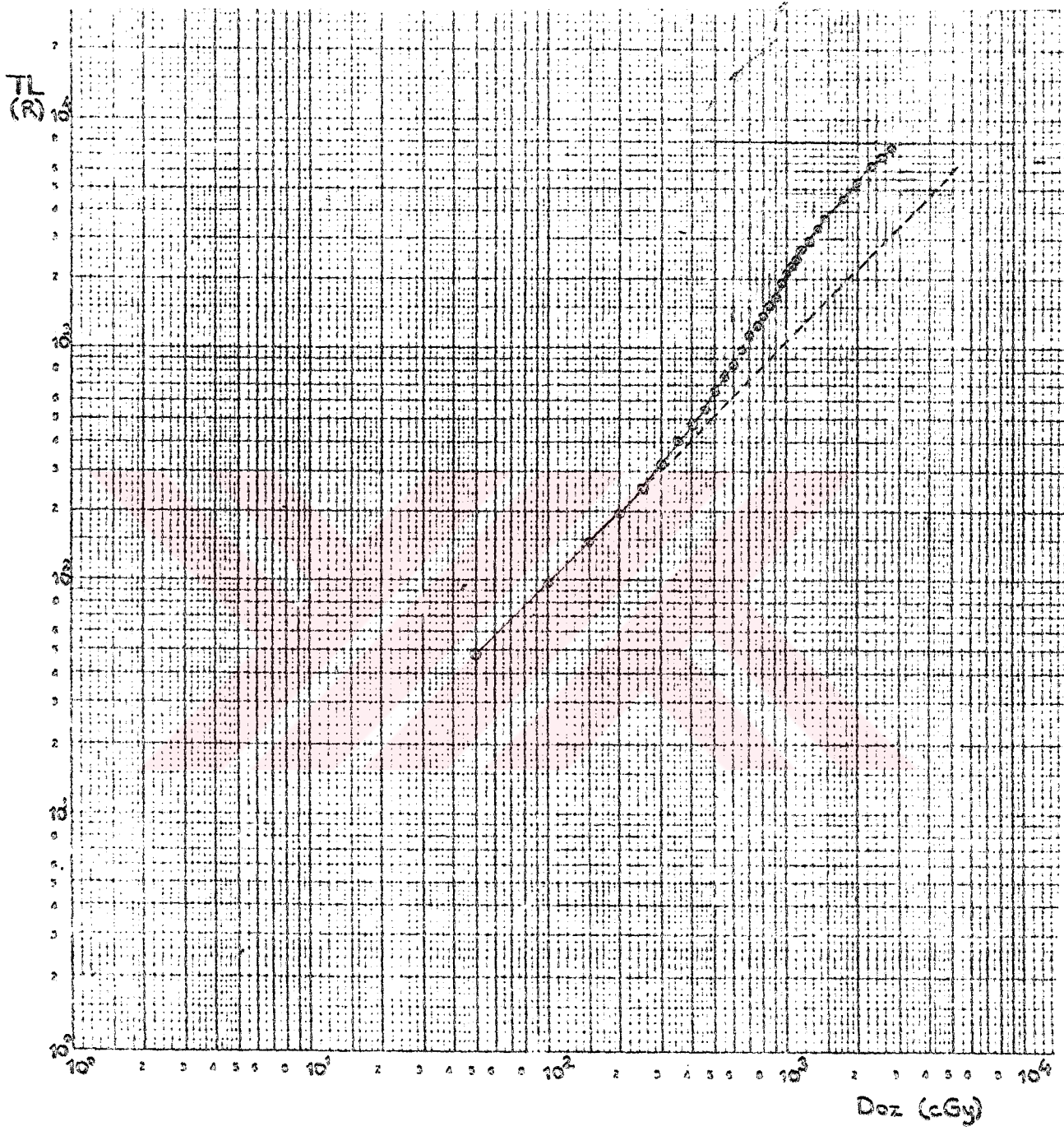
Şekil 2.8: Virjin TLD-100 de verilen doza karşı okunan TL



Şekil 2.9: 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 için doza karşı TL



Şekil 2.10: Virjin TLD-700 de verilen doza karşı okunan TL



Şekil 2.11: 400°C de bir saat fırınlanan TLD-700 için doza karşı TL

2.1.9 Duyarlığın değişik dozlar için kullanım sayısına bağımlılığı:

2.1.9.1. Virjin TLD-100 alındı. 50R ¹³⁷Cs X radyasyonu verildi. TL okundu. Bu işlem 20 kez tekrarlandı. (Tablo 2.10)
TL nin kullanım sayısına karşı grafiği çizildi. (Şek. 2.12)
TL de belirgin bir değişim gözlenmedi.

2.1.9.2. Virjin TLD-100 alındı. 100R ¹³⁷Cs X radyasyonu verildi. TL okundu. Bu işlem 20 kez tekrarlandı. (Tablo 2.10)
TL nin kullanım sayısına karşı grafiği çizildi. (Şek. 2.13)
İlk 7 kullanımda önemli bir değişim görülmedi. Daha sonra bir artış görüldü.

2.1.9.3 Virjin TLD-100 alındı. 200R ¹³⁷Cs X radyasyonu verildi. TL okundu. Bu işlem 20 kez tekrarlandı. (Tablo 2.10) TL nin kullanım sayısına karşı grafiği çizildi. (Şek 2.14)
TL de kademeli olarak önce yavaş sonra hızlı bir artış görüldü.

Yukarıdaki üç sonuç birleştirildiğinde:

TLD-100 ün duyarlığının kullanım sayısına ve bir kullanımda verilen toplam doza bağlı olduğu görüldü.

2.1.9.1 in sonuçları ortalama bir değer etrafında gelişigüzel bir dağılım göstermektedir. Burada verilen doz dolayısı ile ışınla ma süresi küçük olduğundan (2 dakika 33 saniye) radyasyon cihazının açılıp kapanma süreleri farkı da sonuçlardaki bu dağılımın bir nedeni olabilir.

2.1.9.2 de 10. kullanımda duyarlıkta meydana gelen değişim $123/122 = 1.0082$ dir. 2.1.9.3 de aynı toplam önceki doza karşı-lık gelen 5. kullanımda duyarlıkta meydana gelen değişim, $243/238 = 1.021$ dir. Bir kullanımda verilen doz miktarı arttıkça duyarlık değişimi daha hızlı olmaktadır.

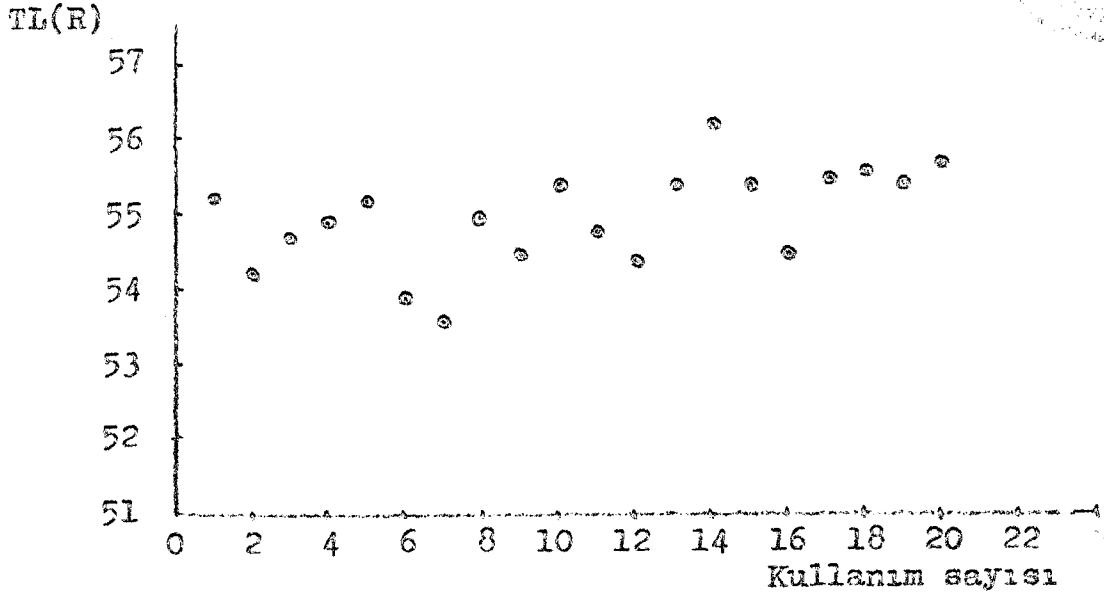
137 Tablo 2.11, virjin TLD-100 ler için 50 R, 100 R ve 200 R ¹³⁷Cs X radyasyonu verilmesi durumunda duyarlığın kullanım sayısı ile değişimini göstermektedir.

Tablo: 2.10 Virjin TLD-100 ler için 50R,100R ve 200R ¹³⁷Cs γ radyasyonu verilmesi durumunda TL'nin kullanım sayısı ile değişimi.

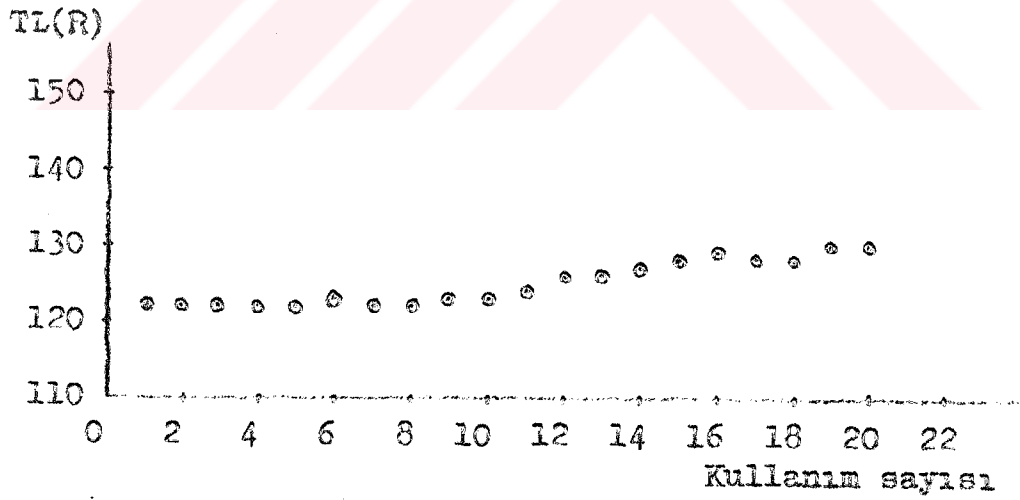
Kullanım sayısı	Virjin TLD-100'de 50R γ radyasyonu- na karşı okunan TL (R)	Virjin TLD-100'de 100 R γ radyasyo- nuna karşı okunan (TL(R)	Virjin TLD-100'de 200 R γ radyas- yonuna karşı okunan TL(R)
1	55.2	122	238
2	54.2	122	238
3	54.7	122	241
4	54.9	122	243
5	55.2	122	243
6	53.9	123	245
7	53.6	122	246
8	55.0	122	247
9	54.5	123	249
10	55.4	123	253
11	54.8	124	257
12	54.4	126	260
13	55.4	126	262
14	56.2	127	266
15	55.4	128	267
16	54.5	129	270
17	55.5	128	274
18	55.6	128	280
19	55.4	130	281
20	55.7	130	285

Tablo 2.11 Virjin TLD-100 ler için 50R, 100R,ve 200R ¹³⁷Cs γ radyasyonları verilmesi durumunda duyarlılığın kullanım sayısı ile değişimi.

Kullanım sayısı	n. kullanım ilk kullanım (Virjin TLD-100 e 50R verildi,okun- du.) (20 kez)	n. kullanım ilk kullanım (Virjin TLD-100 e 100R verildi,okun- du.) (20 kez)	n.kullanım ilk kullanım (Virjin TLD-100 e 200R verildi,okun- du.) (20 kez)
1	1.0000	1.0000	1.0000
2	0.9819	1.0000	1.0000
3	1.0091	1.0000	1.0126
4	0.9946	1.0000	1.0210
5	1.0000	1.0000	1.0210
6	0.9764	1.0082	1.0294
7	0.9710	1.0000	1.0336
8	0.9964	1.0000	1.0378
9	0.9873	1.0082	1.0462
10	1.0036	1.0082	1.0630
11	0.9928	1.0164	1.0798
12	0.9855	1.0328	1.0924
13	1.0036	1.0328	1.1008
14	1.0181	1.0410	1.1176
15	1.0036	1.0492	1.1218
16	0.9873	1.0574	1.1345
17	1.0054	1.0492	1.1513
18	1.0072	1.0492	1.1765
19	1.0036	1.0656	1.1807
20	1.0091	1.0656	1.1975

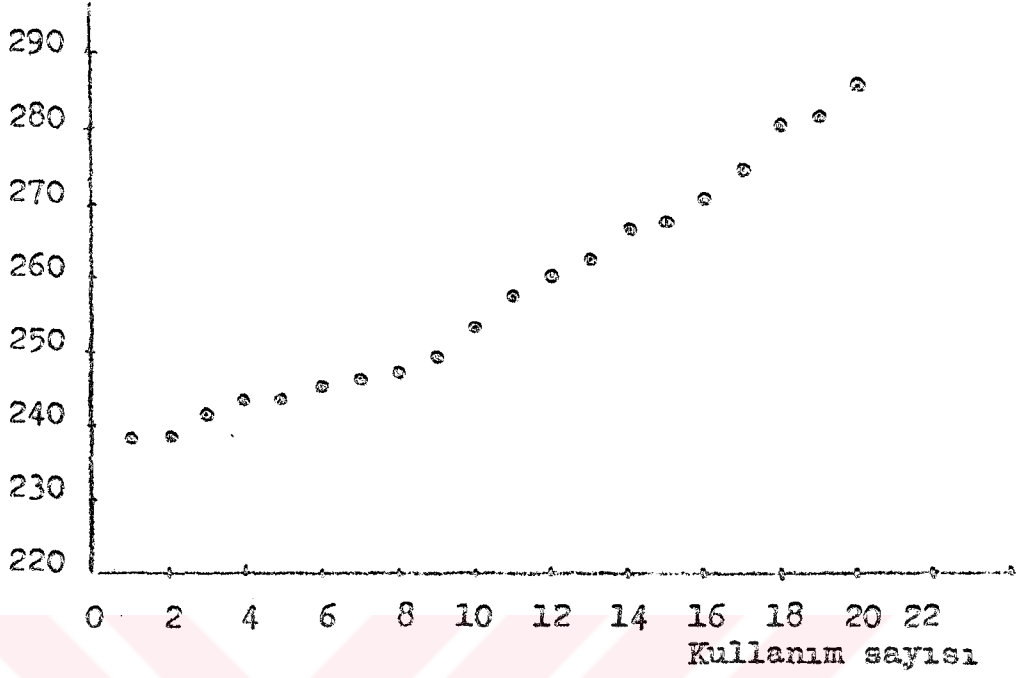


Şekil 2.12: Virjin TLD-100 de 50 R lik ^{137}Cs γ radyasyonuna karşı okunan TL lerin kullanım sayısı ile değişimi

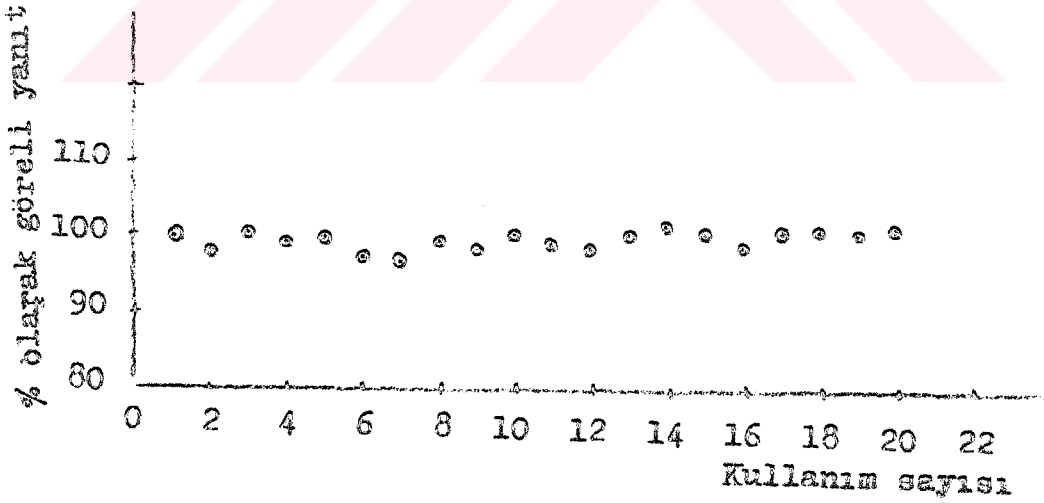


Şekil 2.13: Virjin TLD-100 de 100 R lik ^{137}Cs γ radyasyonuna karşı okunan TL lerin kullanım sayısı ile değişimi

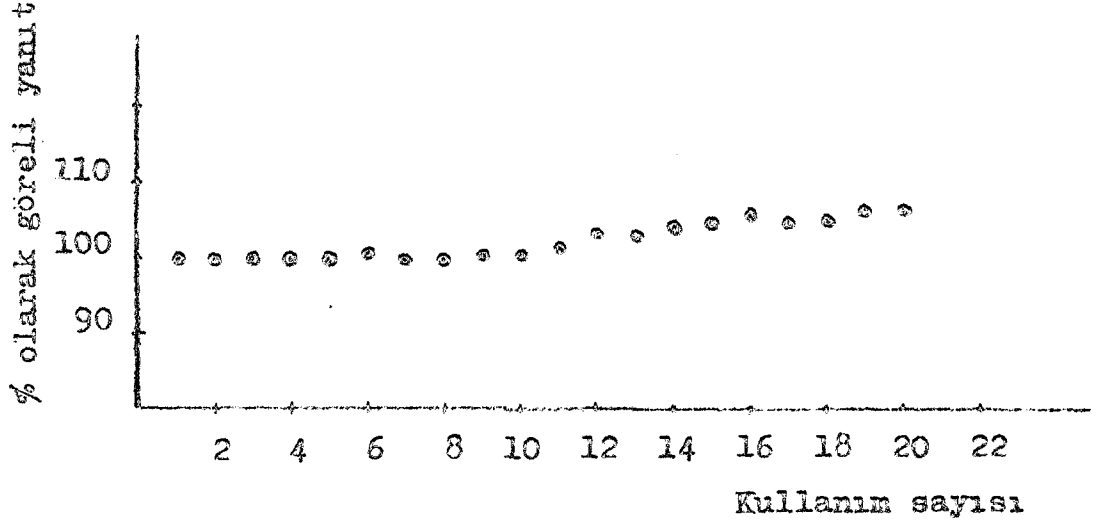
TL(R)



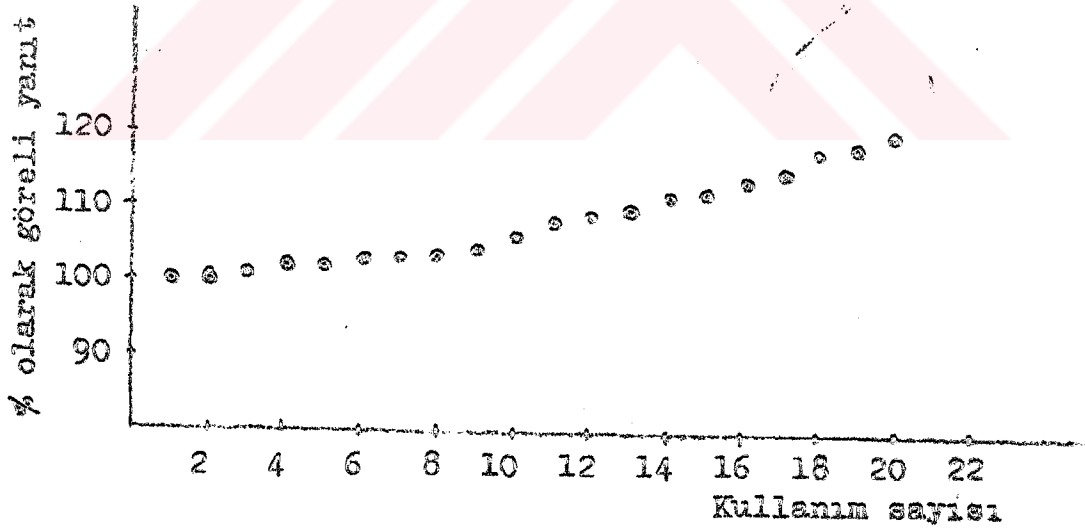
Şekil 2.14: Virjin TLD-100 de 200 R.lik ^{137}Cs 8 radyasyonuna karşı okunan TL lerin kullanım sayısı ile değişimi



Şekil 2.15: Virjin TLD-100 de 50 R lik ^{137}Cs radyasyonu verilmesi durumunda duyarlılığın kullanım sayısı ile değişimi.



Şekil 2.16: Virjin TLD-100 de 100 R ^{137}Cs radyasyonu verilmesi durumunda duyarlığın kullanım sayısı ile değişimi



Şekil 2.17: Virjin TLD-100 de 200 R ^{137}Cs radyasyonu verilmesi durumunda duyarlığın kullanım sayısı ile değişimi.

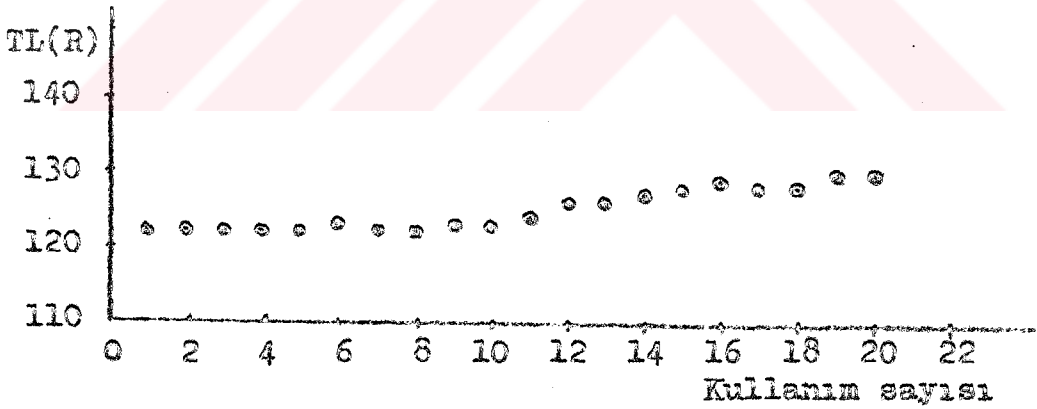


2.1.10 Duyarlılığın değişik doz, kullanım sayısı ve fırınlama sayısı ile değişimi:

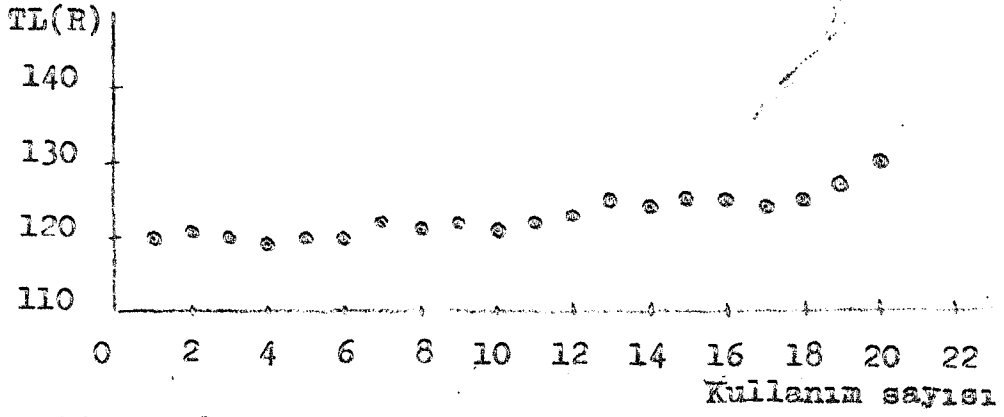
2.1.10.1 Virjin TLD-100 alındı. 100R ^{137}Cs radyasyonu verildi. 20 kullanımdan sonra TLD-100 400°C de bir saat fırınlandı. Tekrar 100R ^{137}Cs radyasyonu verildi. Bu işlem 20 kez tekrarlandıktan sonra TLD-100 400°C de bir saat fırınlandı. Aynı deneye 400°C de bir saat fırınlama işlemi sayısı 14 oluncaya kadar devam edildi.

Virjin TLD-100 ve 400°C de bir saat fırınlama işleminden sonraki TLD-100 ün TL'lerinin kullanım sayısına karşı grafikleri çizildi. (Şekil 2.18a,b,c,d,e,f,g,h,i,j,k,l,m) Kullanım sayısı arttıkça TL de kademeli bir artış görüldü.

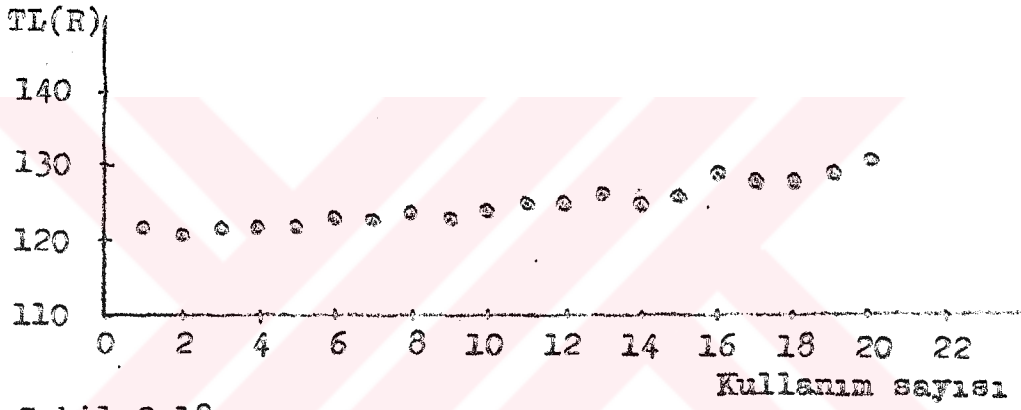
1.,3.,10.,20. kullanımlardaki TL lerin fırınlama sayısına karşı grafikleri çizildi. (Şekil 2.19a,b,c,d) Fırınlama sayısı arttıkça TL de kademeli bir azalma görüldü. Bu azalma ilk fırınlamalar için yavaş, daha sonra hızlı bir azalmadır.



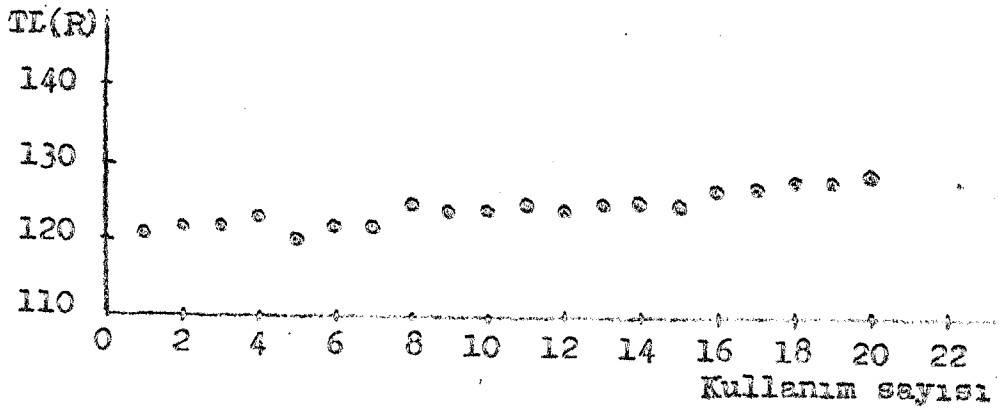
Şekil 2.18.a)



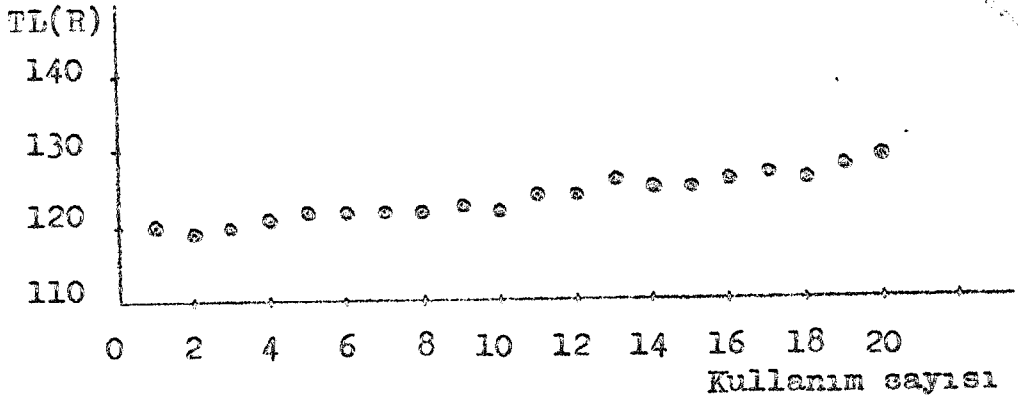
Şekil 2.18.b



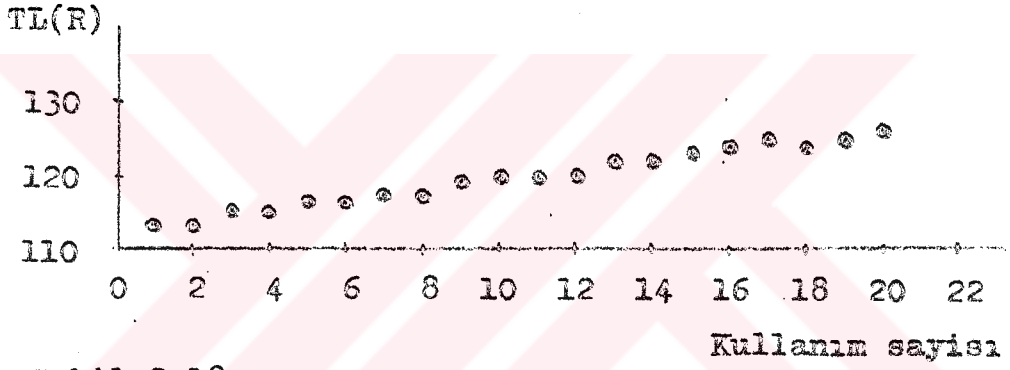
Şekil 2.18.c



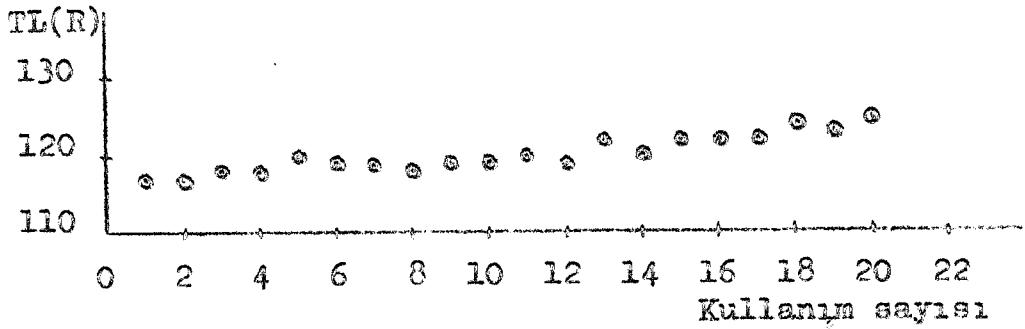
Şekil 2.18.ç



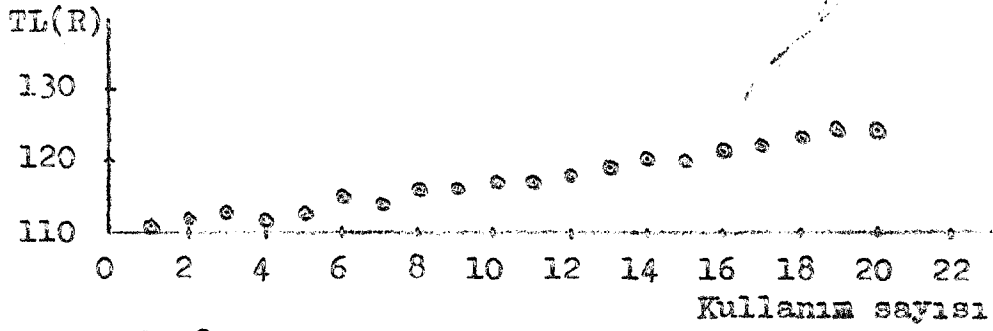
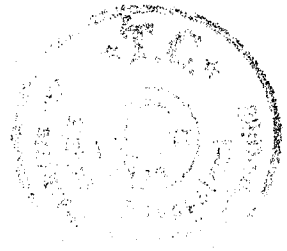
Şekil 2.18.d



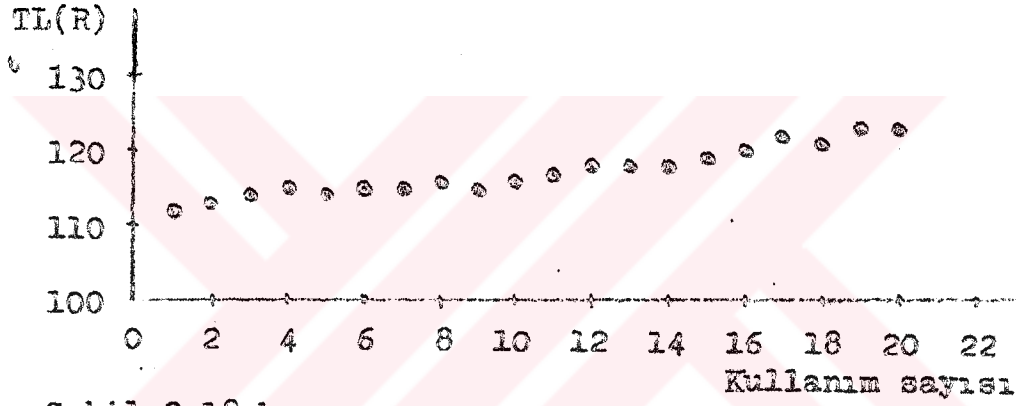
Şekil 2.18.e



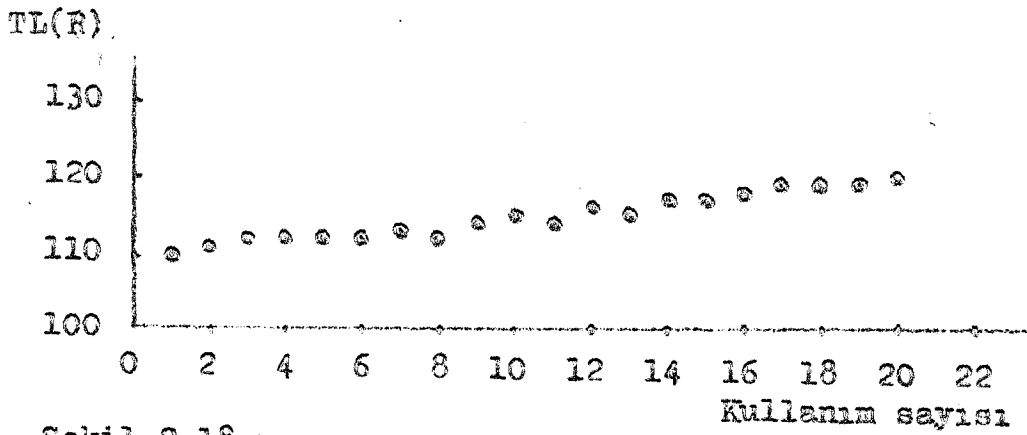
Şekil 2.18.f



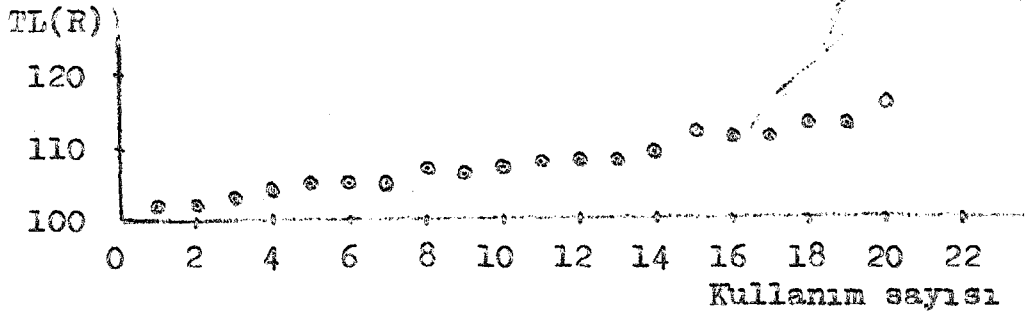
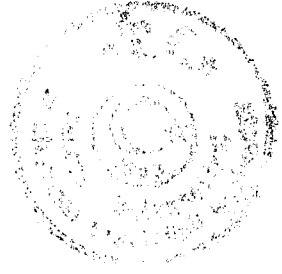
Şekil 2.18.g



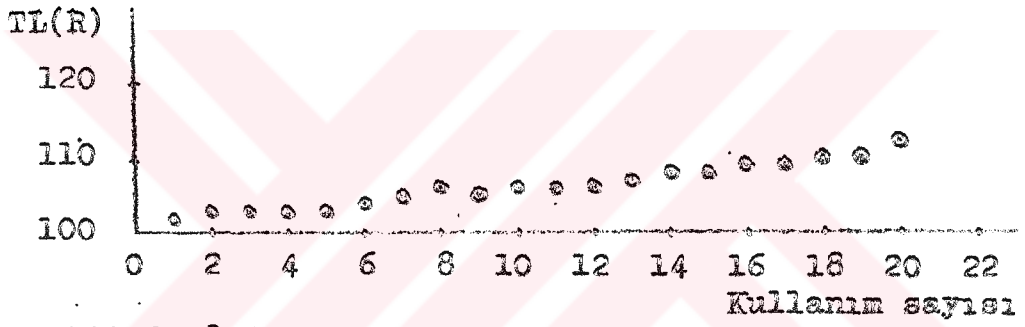
Şekil 2.18.h



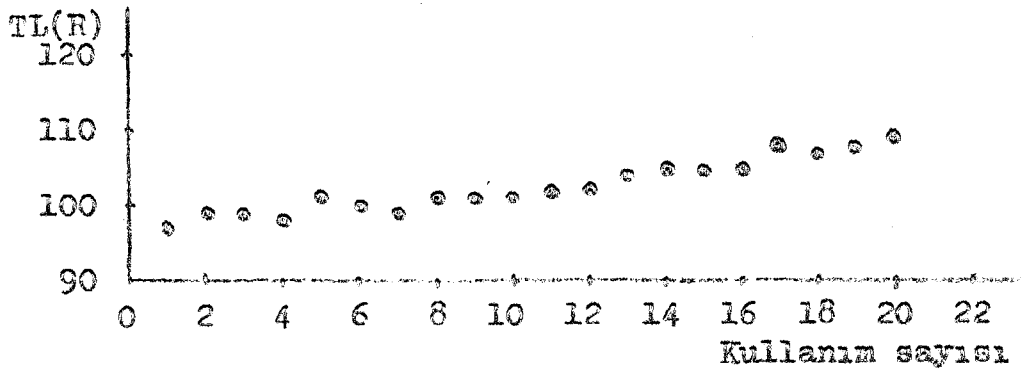
Şekil 2.18.ı



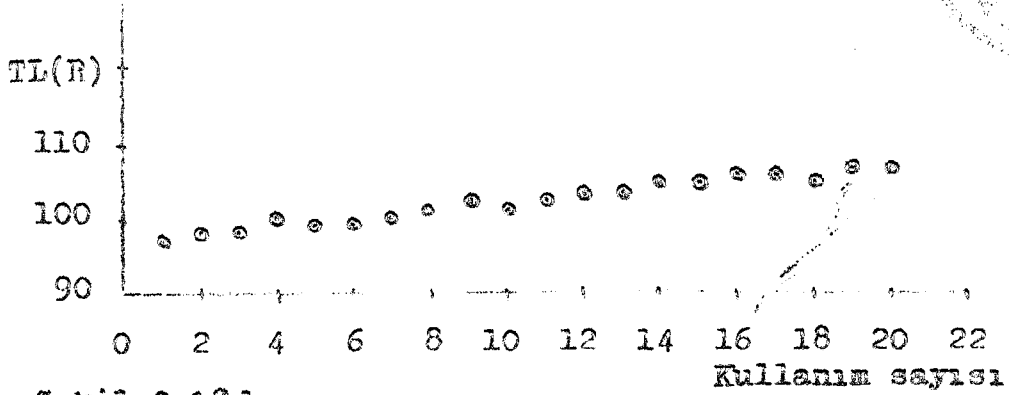
Şekil 2.18.i



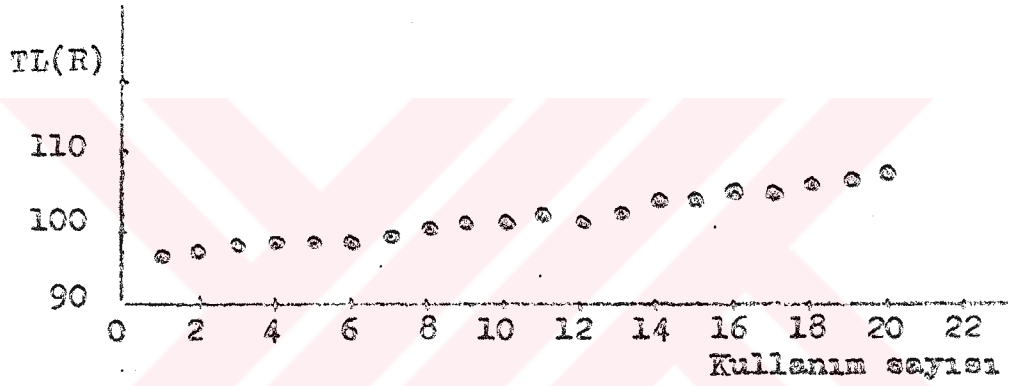
Şekil 2.18.j



Şekil 2.18.k



Şekil 2.18.1



Şekil 2.18.m

137

Şekil 2.18: Bir kullanımda 100 R $Cs\gamma$ dozu verilen ve 20 kullanımdan sonra 400°C'de bir saat fırınlanan TLD-100 ün TL lerinin çeşitli fırınlamalardan sonra kullanım sayısına göre değişimi

a) Virjin

b) 1. fırınlamadan sonra

c) 2. fırınlamadan sonra

ç) 3. fırınlamadan sonra

d) 4. fırınlamadan sonra

e) 5. fırınlamadan sonra

f) 6. fırınlamadan sonra

g) 7. fırınlamadan sonra

h) 8. fırınlamadan sonra

i) 9. fırınlamadan sonra

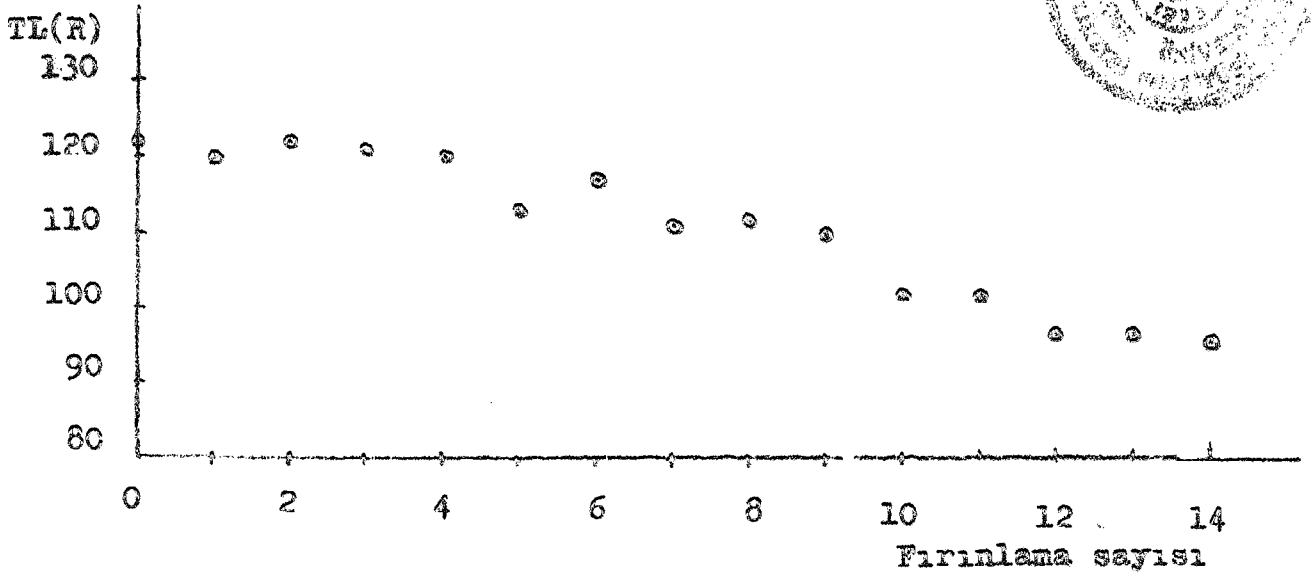
j) 10. fırınlamadan sonra

k) 11. fırınlamadan sonra

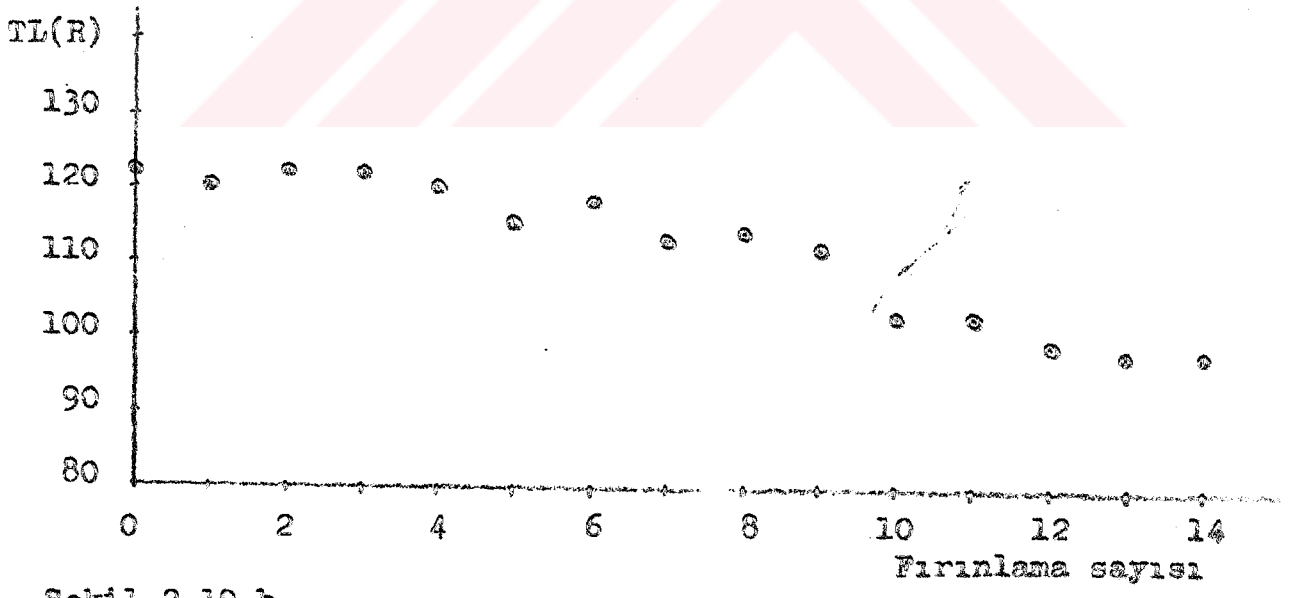
l) 12. fırınlamadan sonra

m) 13. fırınlamadan sonra

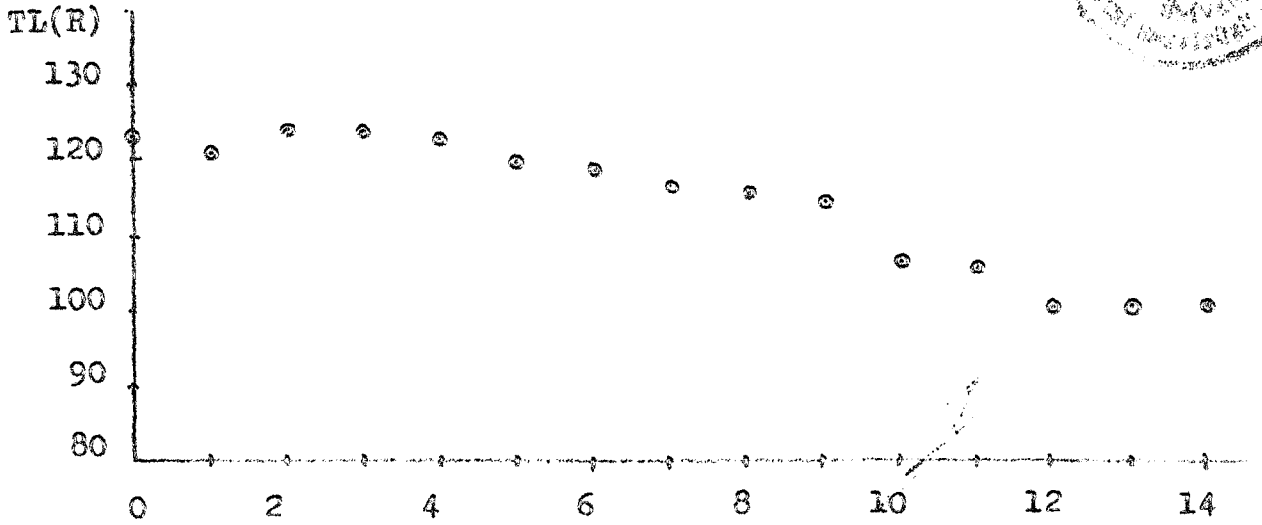
n) 14. fırınlamadan sonra



Şekil 2.19.a

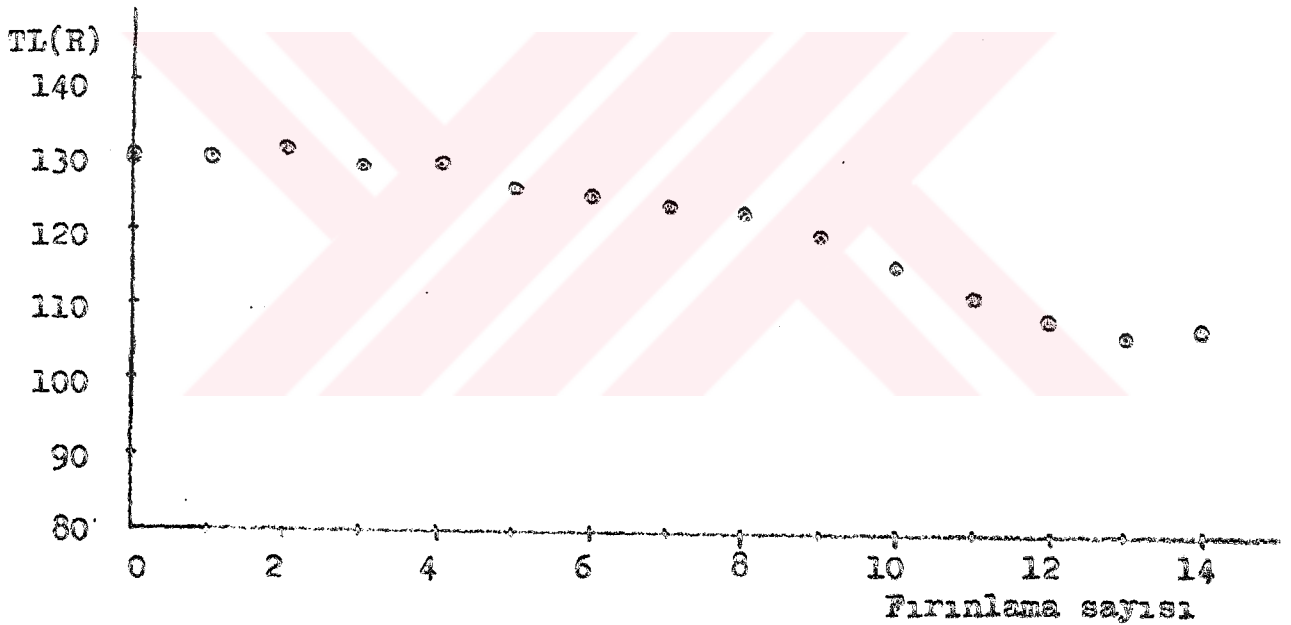


Şekil 2.19.b



Şekil 2.19.c

Fırınlama sayısı



Şekil 2.19.d

Şekil 2.19: Bir kullanımda $100\text{ R }^{137}\text{Cs}$ dozu verilen ve 20 kullanımdan sonra 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 ün TL lerinin fırınlama sayısına göre değişimi.

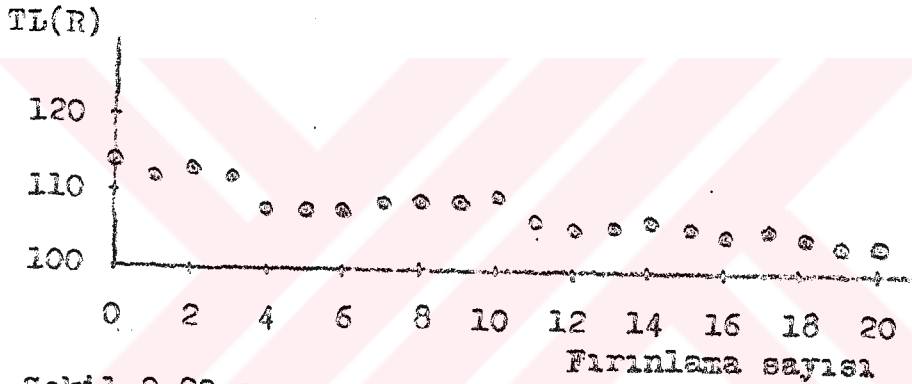
1. kullanımlardan sonra
3. kullanımlardan sonra
10. kullanımlardan sonra
20. kullanımlardan sonra



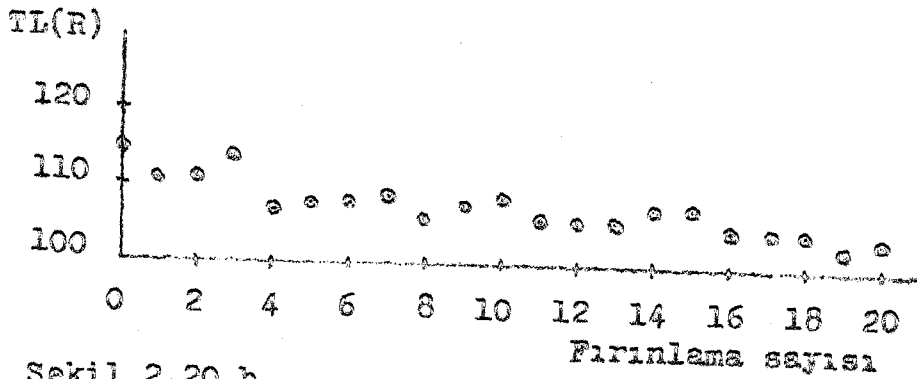
2.1.10.2 Virjin TLD-100 alındı. 100R ^{137}Cs γ radyasyonu veril-di. 4 kullanımdan sonra TLD-100 400°C de 1 saat fırınlandı. Yine TLD-100 e 4 kez 100R verilerek herbiri okundu. Daha sonra TLD-100, 400°C de 1 saat fırınlandı. 400°C de 1 saat fırınlama sayısı 20 oluncaya kadar deneye devam edildi.

Virjin TLD-100 ve fırınlanan TLD-100 lerin 1.2.3.4 kullanımlarının fırınlama sayısının bir fonksiyonu olarak grafiği çizildi. (Şekil 2.20 a,b,c,d) Fırınlama sayısı arttıkça TL de bir azalma görüldü.

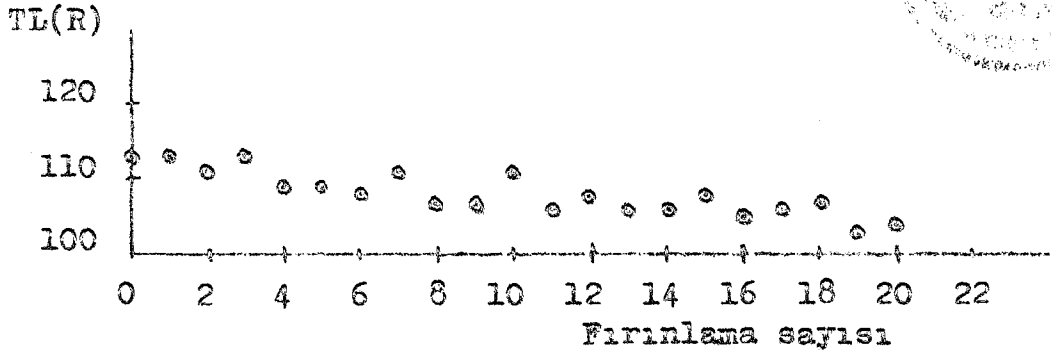
Virjin TLD-100 ve fırınlanan TLD-100 lere 4 kez 100 er R verilip okunduğunda TL de bir değişim gözlenmedi.



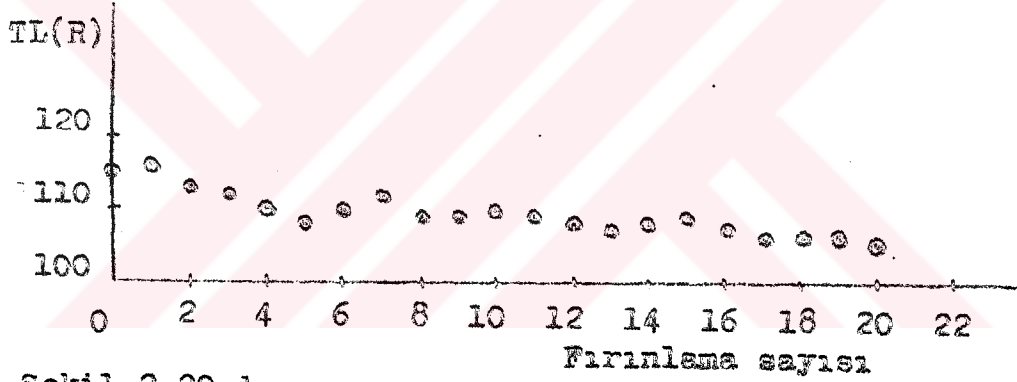
Şekil 2.20.a



Şekil 2.20.b



Şekil 2.20.c



Şekil 2.20.d

Şekil 2.20: Bir kullanımda 100 R doz verilen ve 4 kullanımdan sonra 400°C'de bir saat fırınlanan TLD-100 ün 1., 2., 3., 4. kullanımlar için TL lerinin fırınlama sayısına göre değişimi.

a) 1. kullanımlar	c) 3. kullanımlar
b) 2. kullanımlar	d) 4. kullanımlar

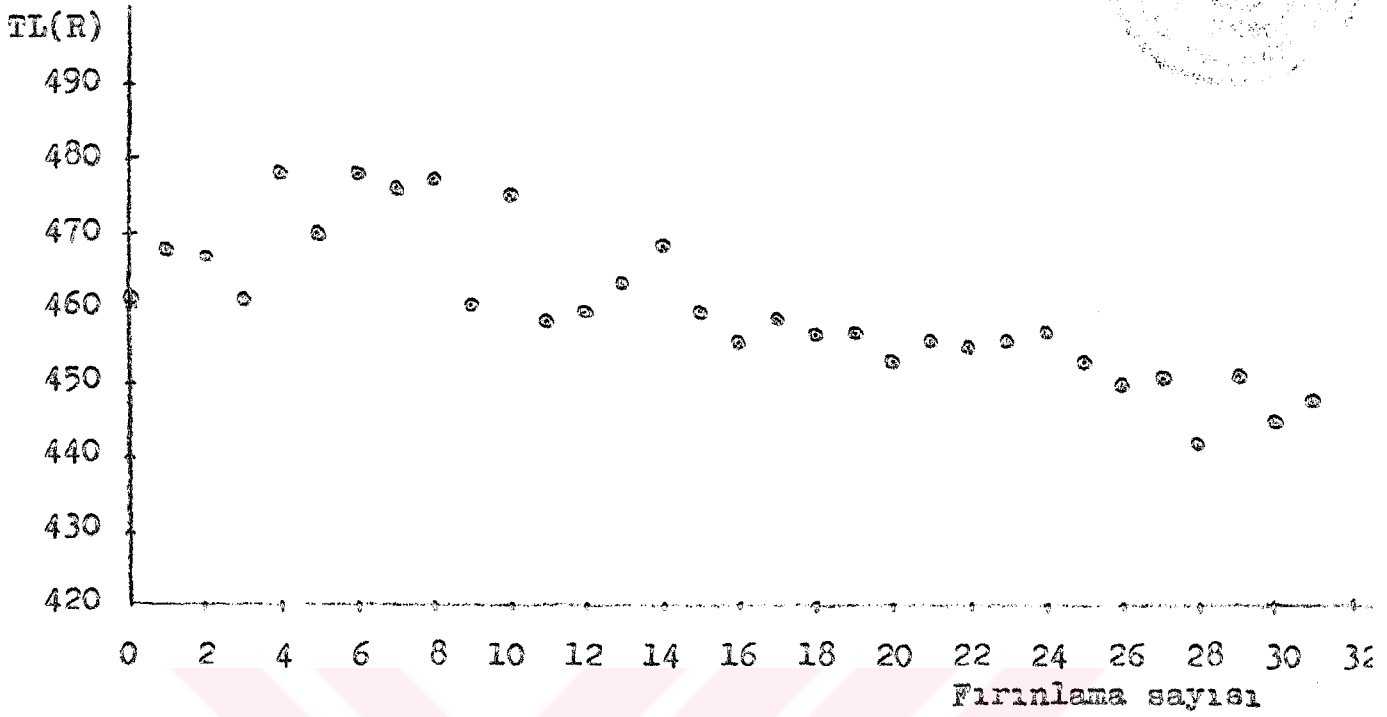
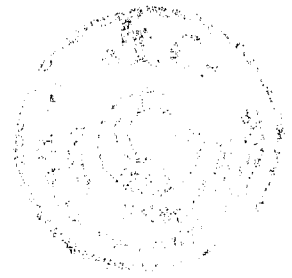


2.1.10.3 Virjin TLD-100 alındı. 400R ^{137}Cs 8 radyasyonu verildi. TLD okunduktan sonra 400°C de 1 saat fırınlandı. Yine TLD-100'e 400R verildi, okundu. 400°C de 1 saat fırınlama sayısı 31 oluncaya kadar deneye devam edildi. Sonuçlar tablo 2.12 de gösterilmiştir. TL'lerin ve duyarlılıktaki değişimlerin fırınlama sayısının fonksiyonu olarak grafikleri çizildi. (Şek. 2.21-Şek. 2.22)

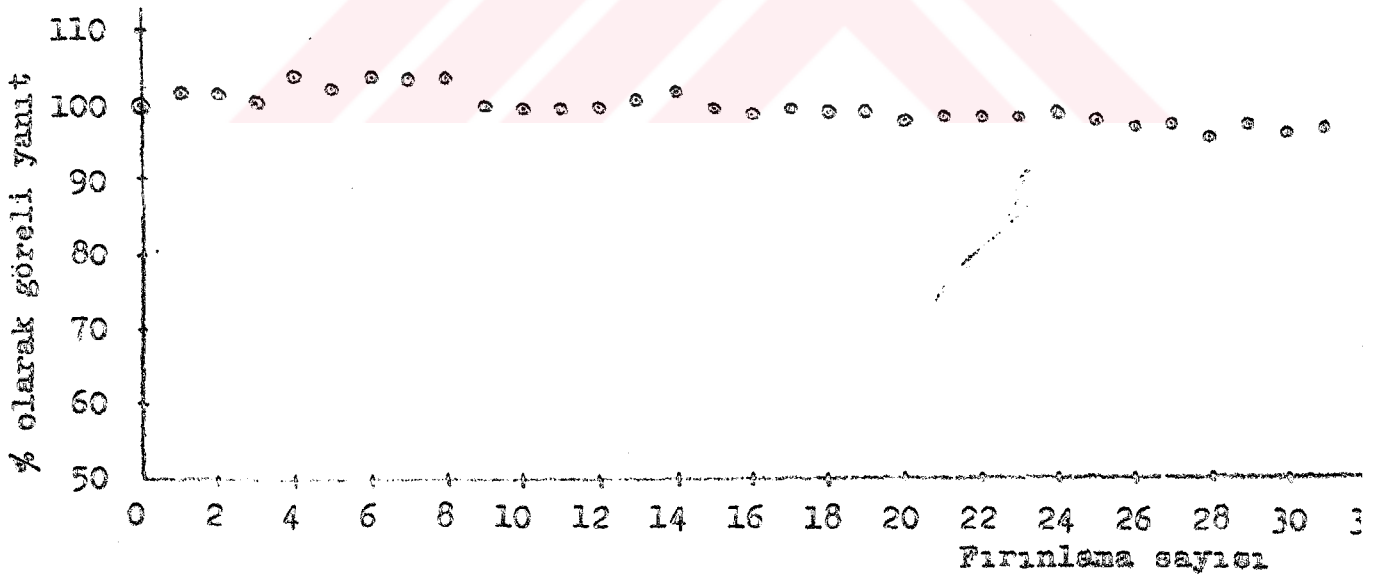
Tablo 2.12: 400R ^{137}Cs 8 dozu verilip 400°C de fırınlanan TLD-100 de TL'nin fırınlama sayısı ile değişimi.

Verilen doz (R)	Fırınlama sayısı	TL (R)	TL TL(Virjin)
400	0(Virjin)	461	1.0000
400	1	468	1.0152
400	2	467	1.0130
400	3	461	1.0000
400	4	478	1.0369
400	5	470	1.0195
400	6	478	1.0369
400	7	476	1.0325
400	8	477	1.0347
400	9	460	0.9978
400	10	475	0.9935
400	11	458	0.9935
400	12	459	0.9957
400	13	463	1.0043
400	14	468	1.0152
400	15	459	0.9957
400	16	455	0.9870
400	17	458	0.9935
400	18	456	0.9892
400	19	456	0.9892
400	20	452	0.9805
400	21	455	0.9870
400	22	454	0.9848
400	23	455	0.9870
400	24	456	0.9892
400	25	452	0.9805
400	26	449	0.9740
400	27	450	0.9761
400	28	441	0.9566
400	29	450	0.9761
400	30	444	0.9631
400	31	447	0.9696

İlk 31 fırınlamadan sonra duyarlılık değişimi %3-4 tür.



Şekil 2.21: 400 R ^{137}Cs γ radyasyonu verilip okunan ve 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 ün fırınlama sayısına göre TL değişimi.

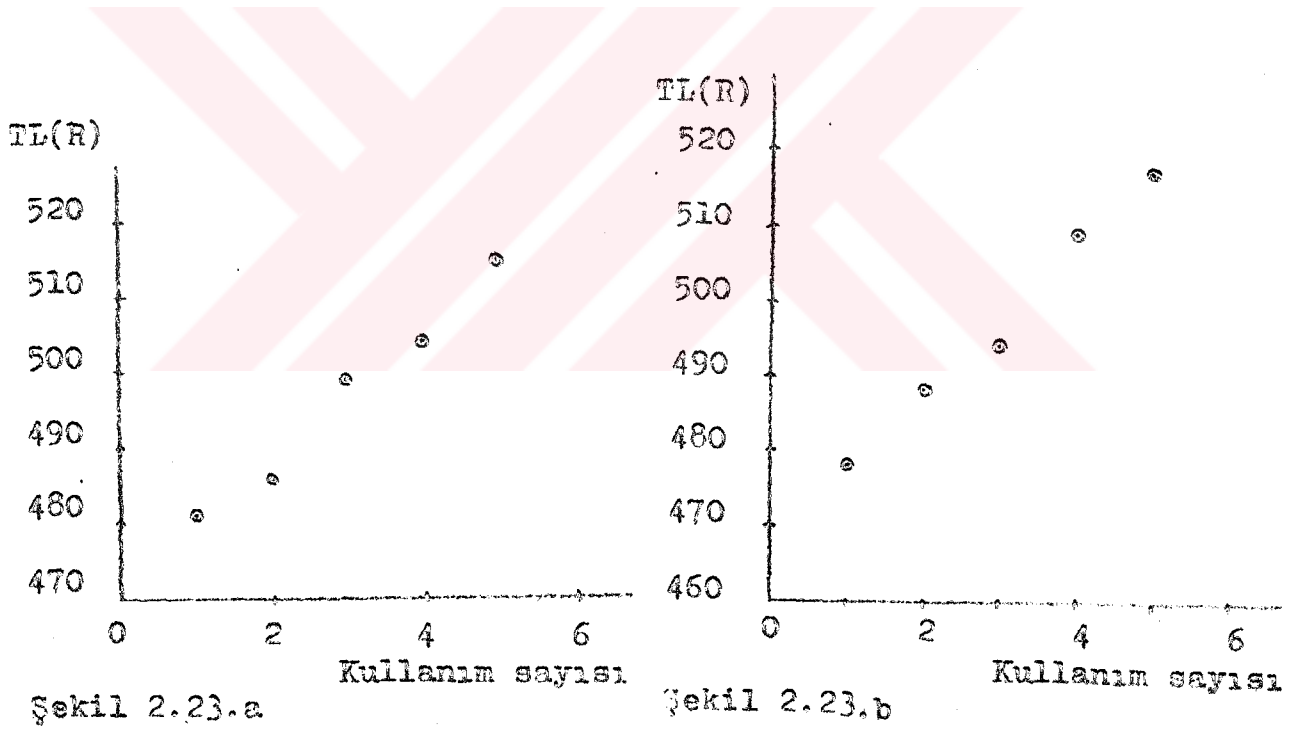


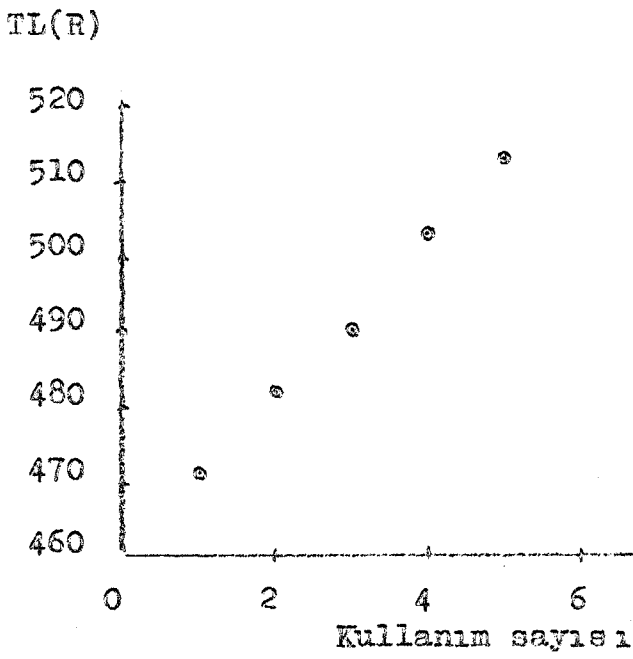
Şekil 2.22: 400 R ^{137}Cs γ radyasyonu verilip okunan ve 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 ün fırınlama sayısına göre duyarlılık değişimi.

2.1.10.4 Virjin TLD-100 alındı. 400R ^{137}Cs γ radyasyonu verildi. 5 kullanımdan sonra TLD-100 400°C de 1 saat fırınlandı. Tekrar 400R ^{137}Cs γ radyasyonu verildi. Yine 5 kullanımdan sonra TLD-100 400°C de 1 saat fırınlandı. Deneye fırınlama sayısı 14 oluncaya kadar devam edildi. Virjin TLD-100 ve fırınlanan TLD-100'ler için kullanım sayısının fonksiyonu olarak TL lerin grafiği çizildi. (Şekil 2.23 a, b, c, d, e, f, g, h, i, j, k, l, m, n)

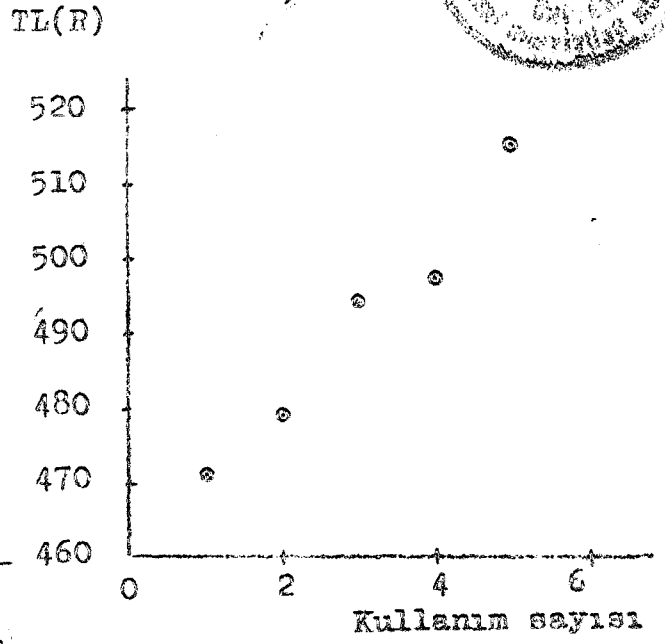
TLD-100 e 400 er Röntgen radyasyon verilerek okunduğunda TL'de lineer bir artış olmaktadır. (Tablo 2.13) 1.2.3.4.5. kullanımların fırınlama sayısının fonksiyonu olarak grafiği çizildi. (Şekil 2.24 a, b, c, d, e)

Fırınlama sayısı arttıkça da TL lerde bir azalma görülmektedir. Bu azalma önce yavaş daha sonra hızlıdır.

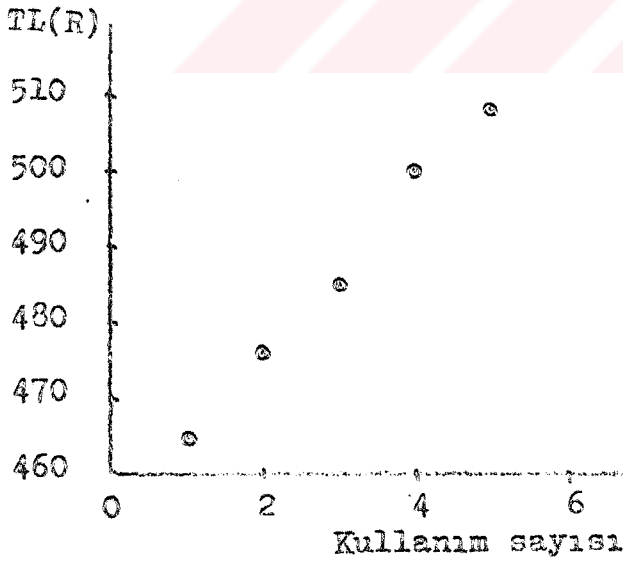




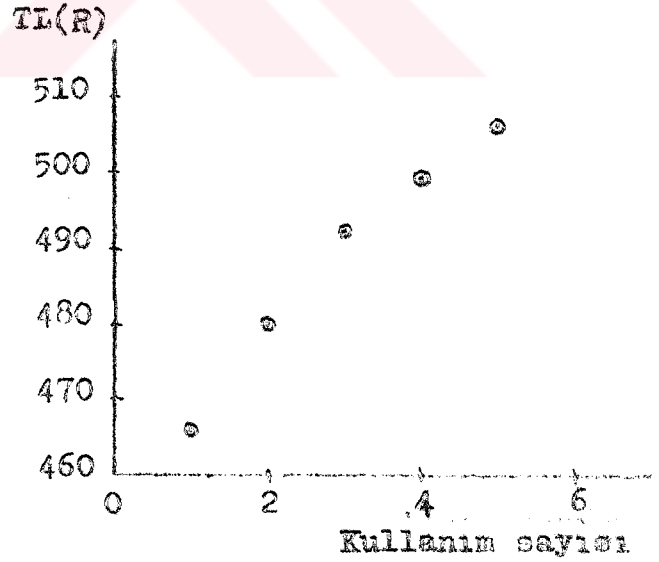
Şekil 2.23.c



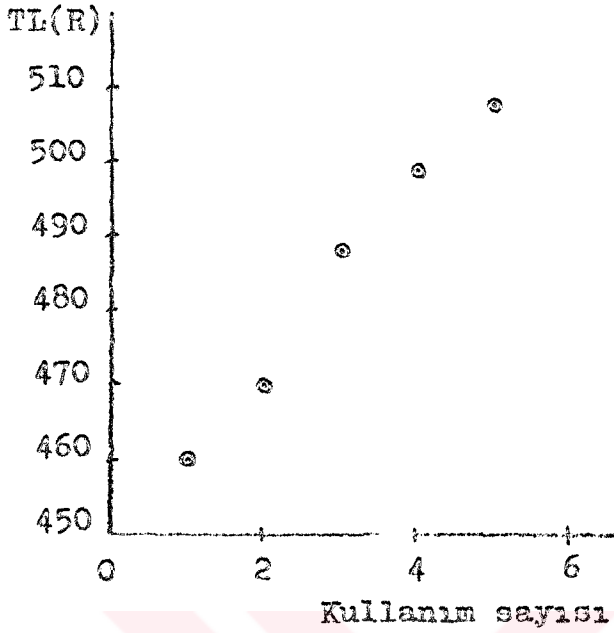
Şekil 2.23.d



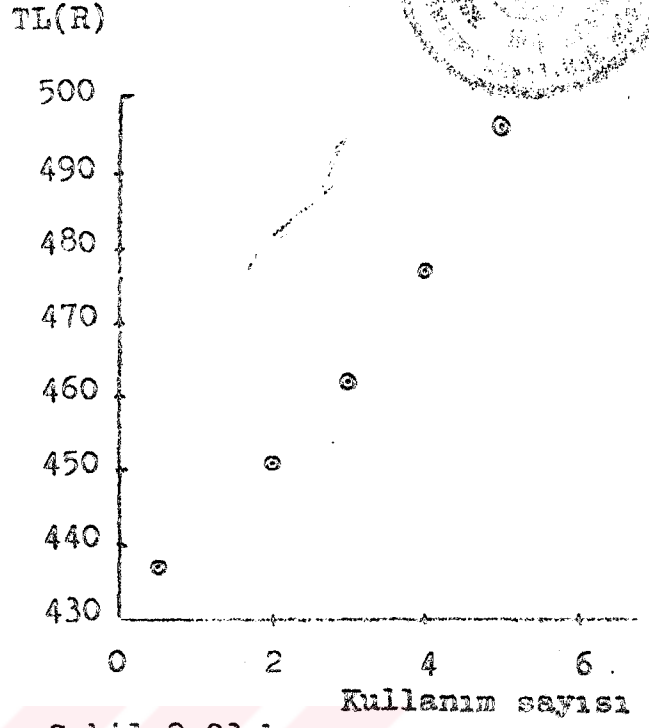
Şekil 2.23.e



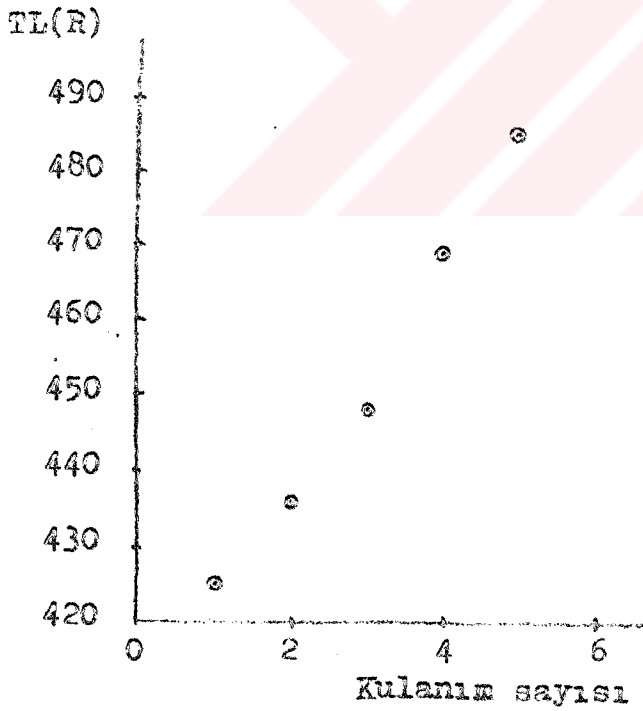
Şekil 2.23.f



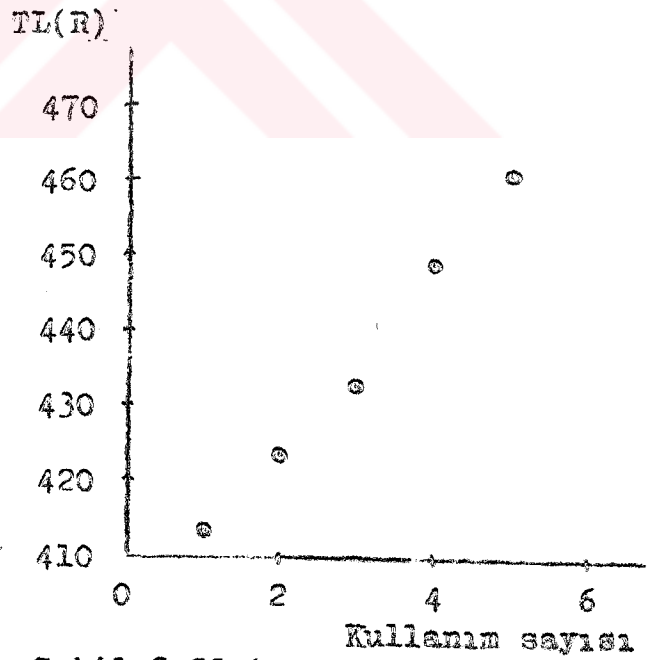
Şekil 2.23.g



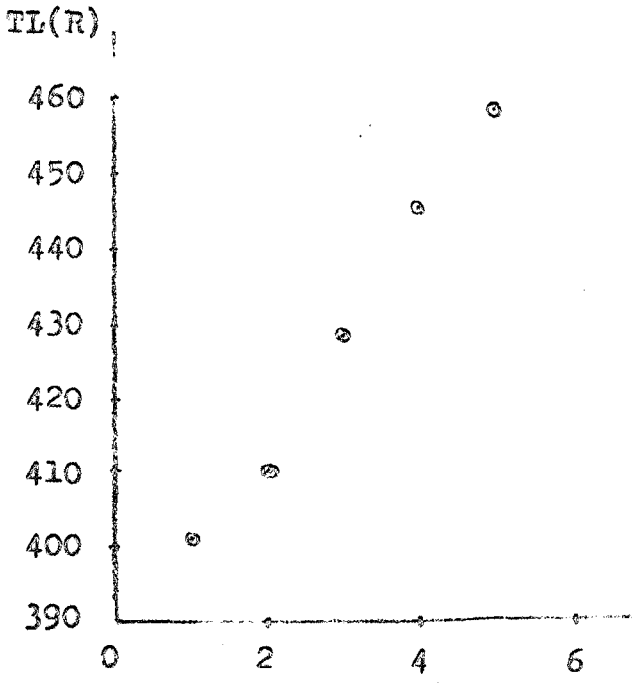
Şekil 2.23.h



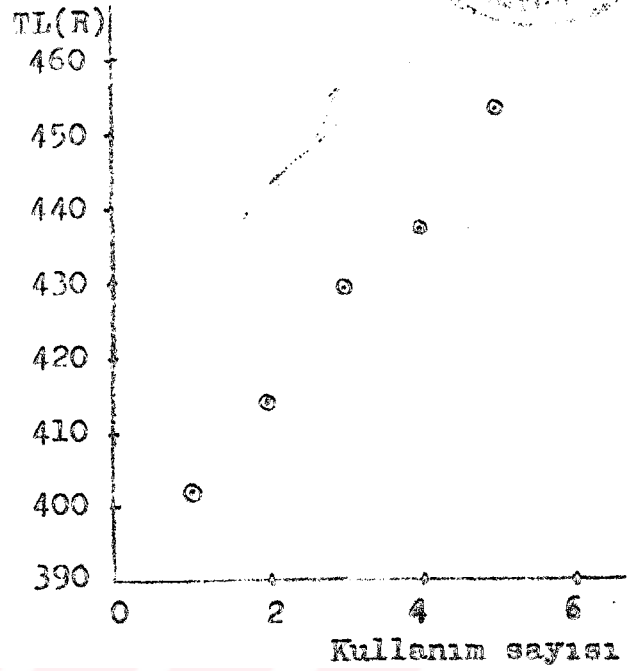
Şekil 2.23.ı



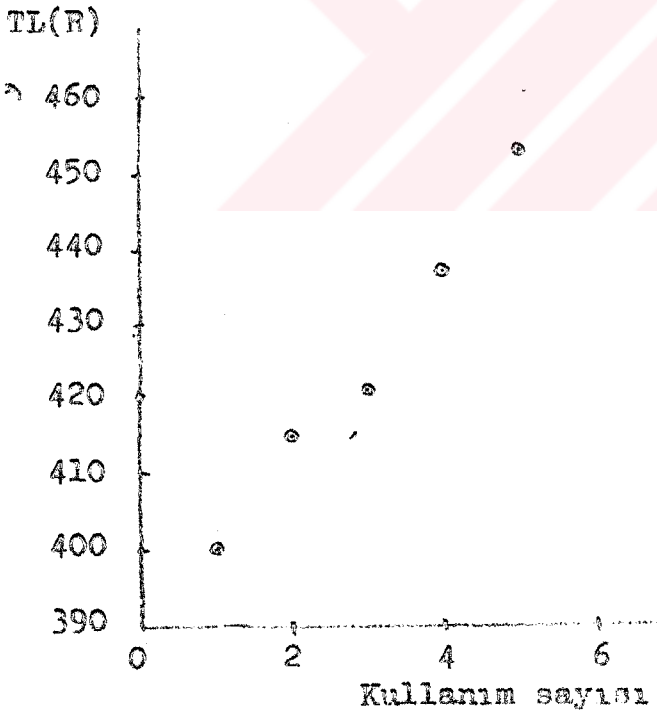
Şekil 2.23.1



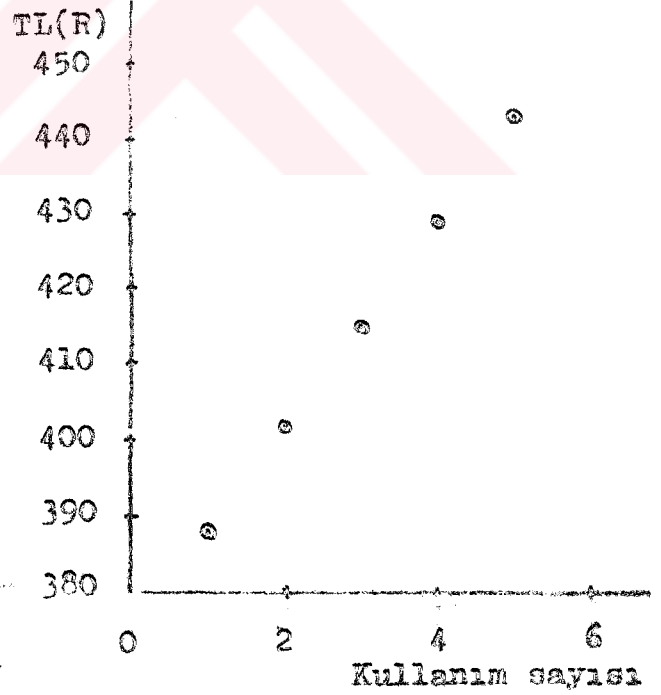
Şekil 2.23.j



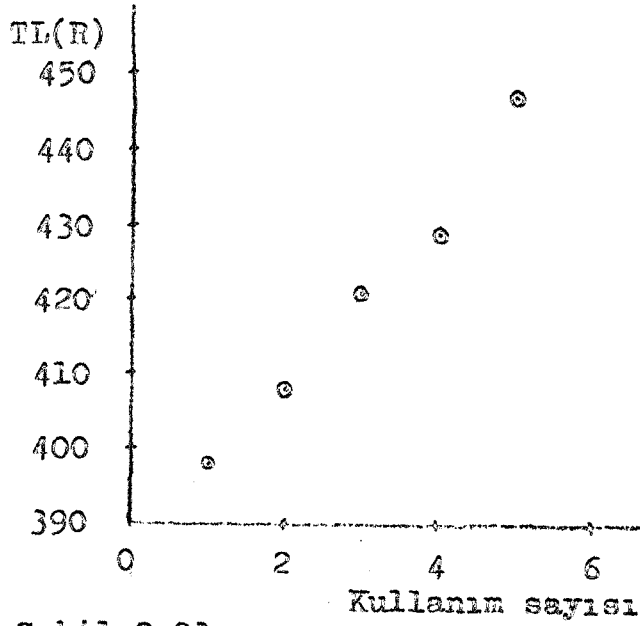
Şekil 2.23.k



Şekil 2.23.1



Şekil 2.23.m



Şekil 2.23.n

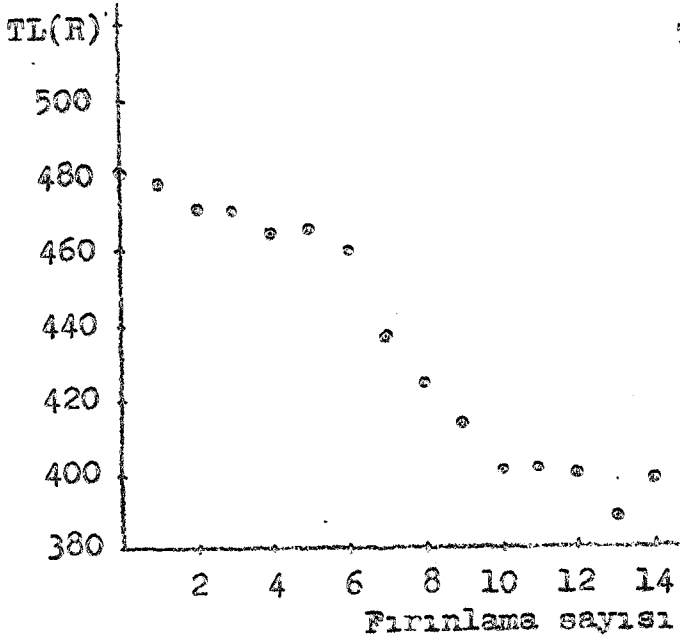
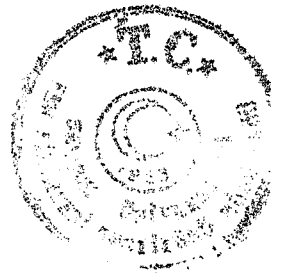
Şekil 2.23: Bir kullanımda 400 R ^{137}Cs radyasyonu verilen ve 5 kullanımdan sonra 400 °C de bir saat fırınlanan TLD-100 ün TL- lerinin çeşitli fırınlamalardan sonra kullanım sayısına göre değişimi.

- a) Virgin
- b) 1. fırınlamadan sonra
- c) 2. fırınlamadan sonra
- d) 3. fırınlamadan sonra
- e) 4. fırınlamadan sonra
- f) 5. fırınlamadan sonra
- g) 6. fırınlamadan sonra
- h) 7. fırınlamadan sonra
- i) 8. fırınlamadan sonra
- j) 9. fırınlamadan sonra
- k) 10. fırınlamadan sonra
- l) 11. fırınlamadan sonra
- m) 12. fırınlamadan sonra
- n) 13. fırınlamadan sonra
- o) 14. fırınlamadan sonra

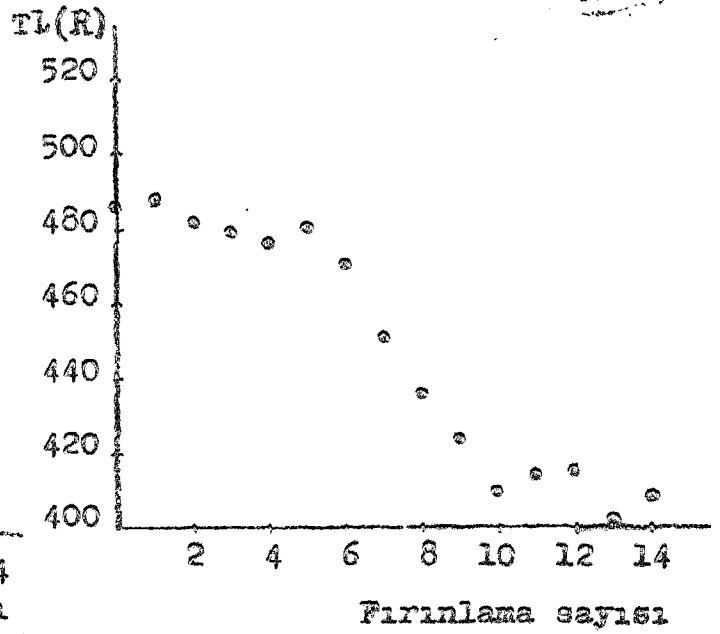


Tablo 2.13 TLD-100 e 400R ^{137}Cs 8 radyasyonu verilip okunduktan sonra 2.3.4.5.400R verilip okunması durumunda TL de meydana gelen değişimler.

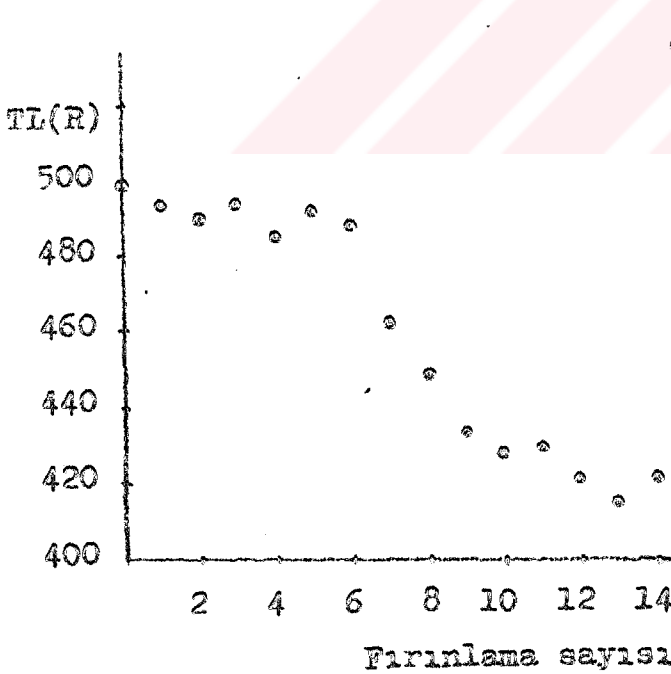
<u>Fırınlama</u> <u>Serisi</u>	<u>2.kullanım</u> <u>1.kullanım</u>	<u>3.kullanım</u> <u>1.kullanım</u>	<u>4.kullanım</u> <u>1.kullanım</u>	<u>5.kullanım</u> <u>1.kullanım</u>
0 (Virjin)	1.0104	1.0374	1.0478	1.0707
1	1.0209	1.0335	1.0649	1.0816
2	1.0234	1.0403	1.0679	1.0892
3	1.0170	1.0488	1.0552	1.0934
4	1.0237	1.0430	1.0753	1.0925
5	1.0300	1.0580	1.0708	1.1073
6	1.0217	1.0609	1.0848	1.1043
7	1.0320	1.0572	1.0915	1.1350
8	1.0259	1.0541	1.1035	1.1412
9	1.0242	1.0459	1.0845	1.1135
10	1.0224	1.0673	1.1097	1.1421
11	1.0299	1.0672	1.0871	1.1269
12	1.0375	1.0525	1.0925	1.1325
13	1.0361	1.0696	1.1057	1.1418
14	1.0251	1.0578	1.0779	1.1231



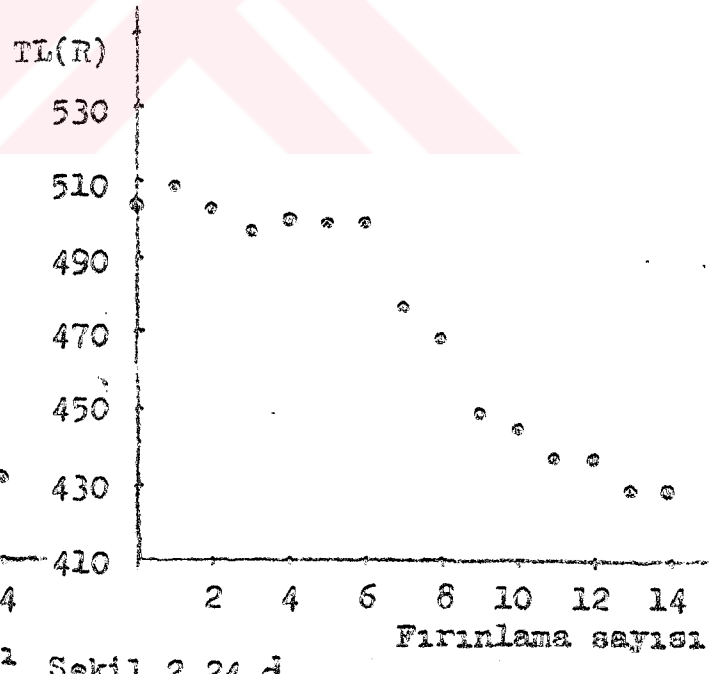
Şekil 2.24.a



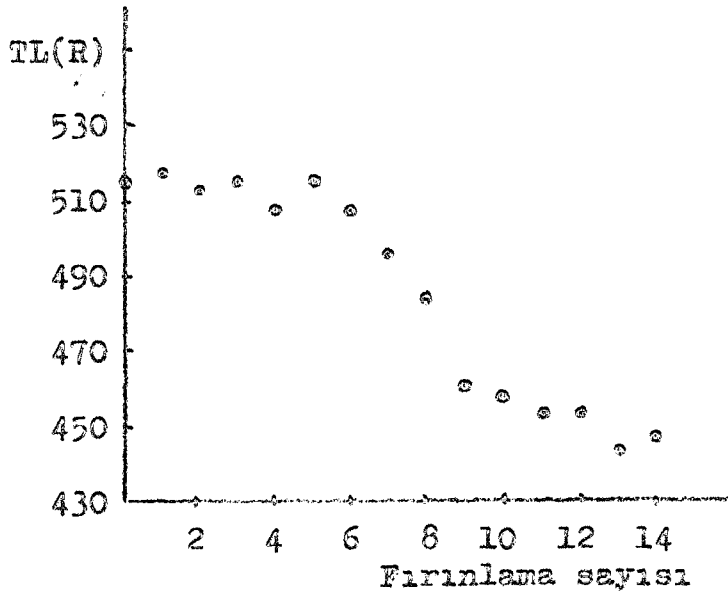
Şekil 2.24.b



Şekil 2.24.c



Şekil 2.24.d



Şekil 2.24.e

- il 2.24: Bir kullanımda 400 R ¹³⁷Cs γ radyasyonu verilen ve 5 kullanımdan sonra 400°C de bir saat fırınlanan TLD-100 ün 1., 2., 3., 4., 5. kullanımlar için TL lerinin fırınlama sayısına göre değişimi.
- | | |
|-------------------|-------------------|
| a) 1. kullanımlar | d) 4. kullanımlar |
| b) 2. kullanımlar | e) 5. kullanımlar |
| c) 3. kullanımlar | |

BÖLÜM III

LİF'ÜN SAĞLIK FİZİĞİ UYGULAMALARINDA KULLANILMASI

LİF'ün sağlık fiziki uygulamalarında kullanılmasına örnek olarak tüm vücut ışınlaması (TBI) ele alınmıştır. Tüm vücut ışınlaması tekniği uygun bağışıklık sistemini bastırma ve tümörü tamamen yoketme temel amacıyla geliştirilmiştir. Tüm vücut ışınlaması kemik iliği transplantasyonlarından önce bağışıklık sistemini bastırma amacıyla gereklidir. Yaygın kemik metastazlarında, Hodgkin olmayan lenfomalarda tüm vücuda yaygın mantarlarda da tüm vücut ışınlaması yapılabilir. (29,30,31,32,33)

TBI tekniği, kullanılan radyasyon cihazının tipi, enerjisi, doz, fraksiyon sayısı, hasta konumu, terapi odası ve radyasyon cihazı ile sağlanan alan büyüklüğü, uzaklık ve demet değiştiriciler (bolus, kompensatör, koruyucular) gibi değişkenler içerir. Toplam doz ve fraksiyon sayısı amaca yönelik olarak değişiklikler gösterir. Amaç ne olursa olsun hastaya verilen doz dağılımının tüm vücutta bilinmesi çok önemlidir. Bunu belirlemek için en uygun yol ise bir rando fantomda uygun termoluminesans dozimetre kullanılarak yapılan doz ölçümüdür. (29,30,31,32,33)

3.1 TÜM VÜCUT IŞINLAMASINDA DOZ DAĞILIMI İÇİN DENEYSEL YÖNTEM

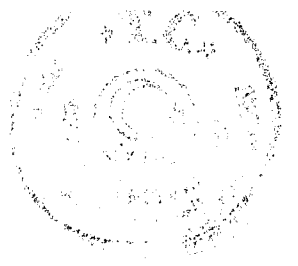
Bu amaçla yapılan deneyde Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında bulunan Alderson Rando Fantom (Şek.3.1.a), Victoreen 2800 TLD okuyucu (Şek.3.1.e) ve TLD - 100 termoluminesans dozimetreleri kullanılmıştır.

Rando materyalleri X-ışını γ ışını ve elektronlar için insan materyallerinin radyasyona karşı eşdeğeridir. Rando fantomun radyasyona karşı eşdeğerliği en düşük teşhis enerjisinden, en yüksek tedavi enerjisine kadar olan bütün aralığı içerir. (23)

Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular, ısı ile sertleşmiş sentetik bir materyal olan rando plastiktir. Etkin atom numarası 7.30 ± 1.25 % ve kütle yoğunluğu 0.985 ± 1.25 % $\frac{g}{cm^3}$ dir.

Rando plastik radyasyon ve fiziksel streslerin her ikisine karşı da çok dayanıklıdır. Anlaşılabilir bir değişim göstermek için bir megaradın üzerinde radyasyon soğurabilir. Beton zemine düşmeye dayanıklı olacak bir esnekliktedir. (23)

Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu



gibi 7.30 dur. Fakat kütfe yoğunluğu $0.32 \pm 0.01 \frac{\text{gr}}{\text{cm}^3}$ dür. Bu değeri literatürde verilenden biraz yüksektir. (23)

Rando kemikleri doğal insan kemikleridir. İnsan vücudunda bulunan boşluklar vardır. (23).

Rando fantom 2.5 cm. kalınlığında enine kesitlerden oluşmuştur. Her kesitte 3 cm X 3 cm aralıklarla TLD yerleştirmek için dozimetre boşlukları (hole) vardır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm. çapındadır.



3.2 DENEYSEL BULGULAR :

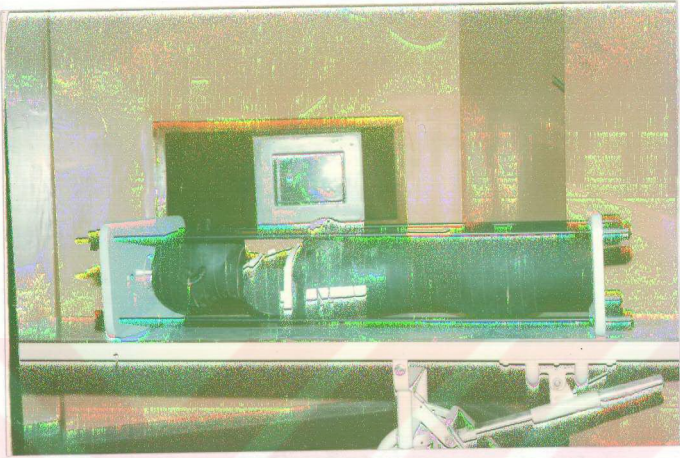
⁶⁰Co tedavi cihazı ile tüm vücut ışınlanmasına örnek olarak rando fantom lateral olarak ışınlanmış ve çeşitli referans kesitleri için doz dağılımı elde edilmiştir.

⁶⁰Co tedavi cihazının kafasına $34^{\circ}/34^{\circ}$ lik açı verilmiş ve ⁶⁰Co kaynağı ile rando fantomun eksenindeki uzaklık $SAD=f'=250.5$ cm iken $83.5\text{cm} \times 83.5\text{cm}$ lik tedavi alanı elde edilmiştir. Diagonal alan genişliği 118 cm dir. İyonizasyon odaları kullanılarak tedavi alanındaki doz profili elde edilmiştir. (Şekil 3.2). İyonizasyon odaları kullanılarak $f=250.5$ cm'de hava doz hızı ölçülmüştür. Buradan $\dot{D}_a(f',A')=4.77$ cGy/dak. olarak bulunmuştur.

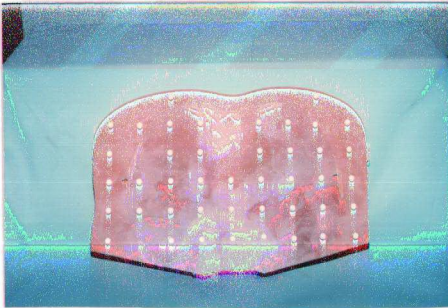
Rando fantomun çeşitli kesitlerine virjin TLD-100 dozimetreleri yerleştirilmiştir. Akciğerlerin (17 no'lu kesit akciğerlerin ortasından geçer.) aldığı dozun önemi ve yaklaşık vücudun ortasından geçen umbilicus kesitinin (26 no'lu kesit) referans olması nedeni ile bu kesitlerin dozimetre boşluklarının tamamına TLD-100 dozimetreleri yerleştirilmiştir.

Rando fantom şekil 3.1.a'da görüldüğü gibi tedavi alanına diagonal olarak yerleştirilmiş , sağ ve sol yanlarından 5'er dakika olmak üzere toplam 10 dakika bir test dozu verilmiştir. Rando fantoma yerleştirilen TLD-100'ler Victoreen 2800 TLD okuyucuda okunmuştur. 17 ve 26 no'lu kesitler ve bu kesitlere yerleştirilen TLD-100 lerden okunan değerler şek.3.3 ve 3.4 de gösterilmiştir. İyonizasyon odası ile ölçülen $\dot{D}_a(f',A')=4.77$ cGy/dak. değeri ve en son yayınlanan British Journal of Radiology Supplement No.17'deki TAR değerlerinden yararlanılarak bütün kesitler için verilen dozların teorik değerleri hesaplanmıştır . (24)

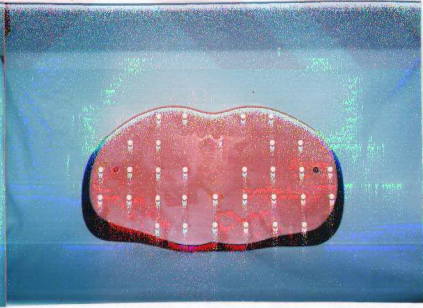
Elde edilen sonuçlar okunan TLD-100 dozimetre değerleri ile karşılaştırılmış ve uyum halinde oldukları görülmüştür. Akciğerlerde hava boşlukları vardır. Bu nedenle akciğerler diğer dokulara göre fazla doz alırlar. Akciğerlerden geçen radyasyon için literatüre uygun olarak doz değerleri düzeltilmiştir. Bundan sonraki kısımda teorik hesaplamaların nasıl yapıldığı rando fantomun 26 no'lu kesitinin (şekil 3.1.c) ışınlama şekline göre lateral orta hattı boyunca yerleştirilen TLD-100 ler için ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Diğer hesaplamalar da benzer şekilde yapılmıştır (25)



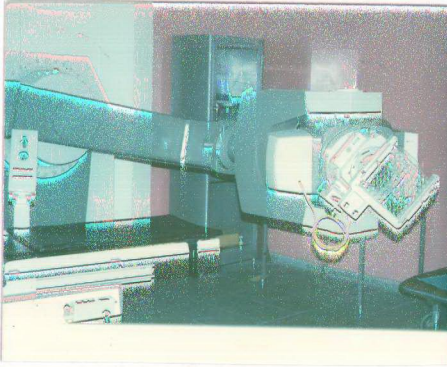
Şekil 3.1.a



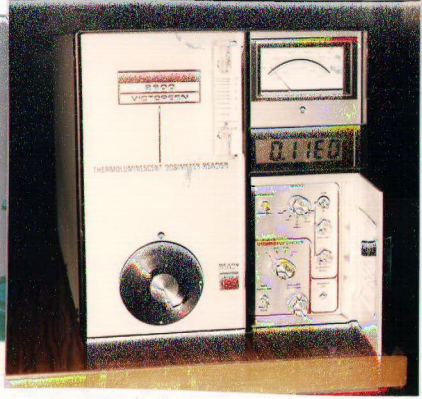
Şekil 3.1.b



Şekil 3.1.c



Şekil 3.1.d

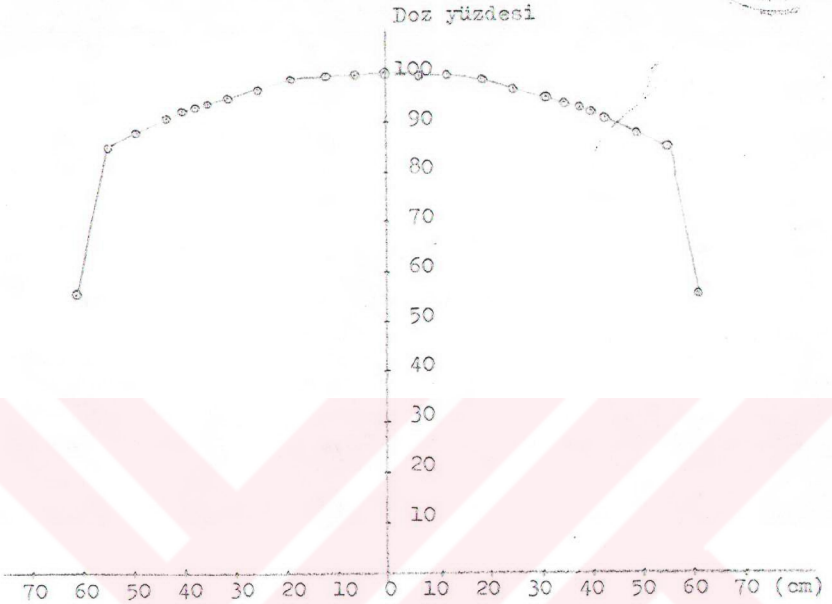


Şekil 3.1.e



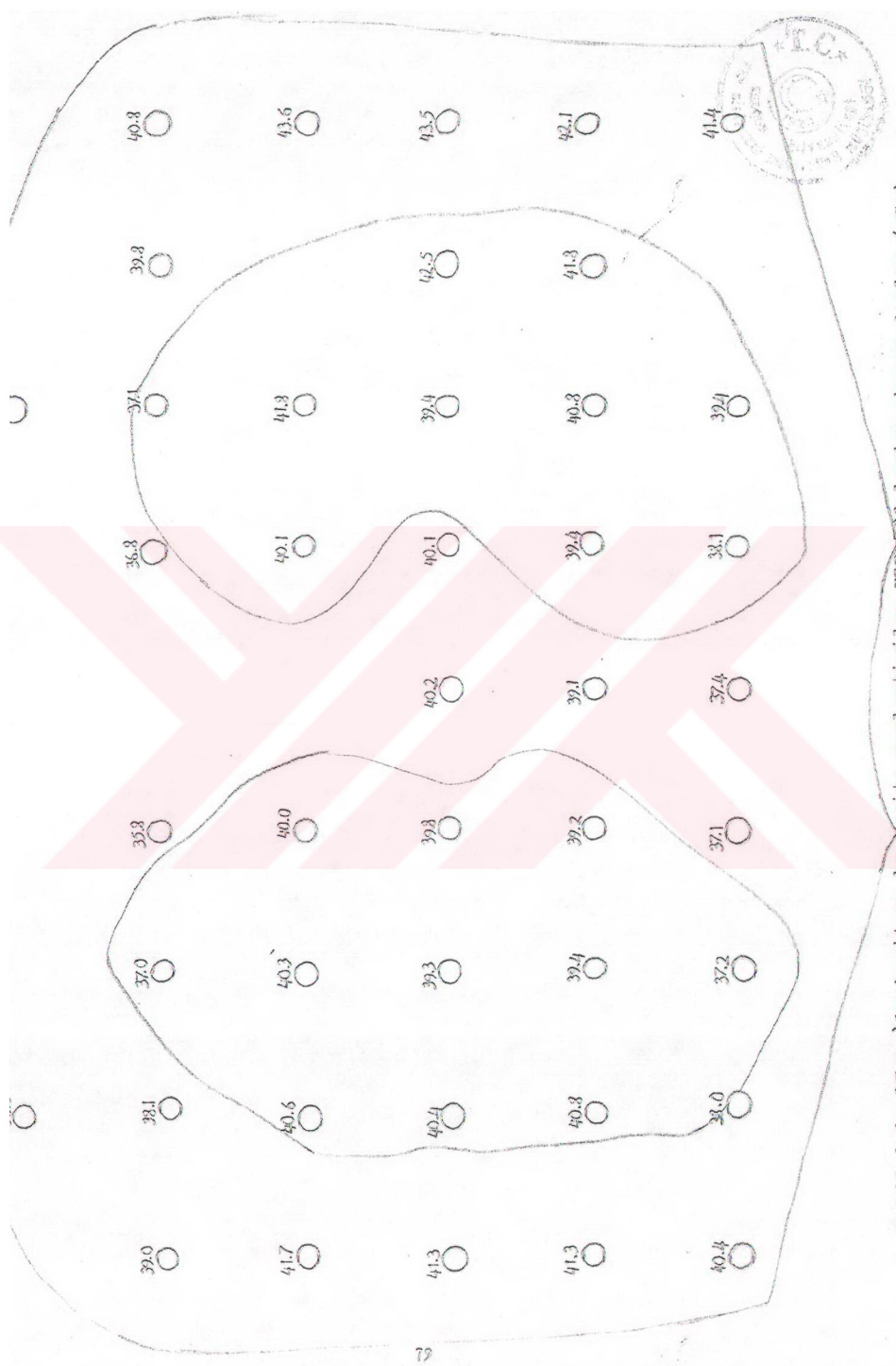
Şekil 3.1.f

- Şekil 3.1: a) Rando Phantom tedavi pozisyonunda
 b) 17 no'lu kesit
 c) 26^{no}'lu kesit
 d) Co⁶⁰ tedavi cihazı
 e) Victoreen 2800 TLD okuyucu
 f) TLD'leri fırınlamak için kullanılan fırın

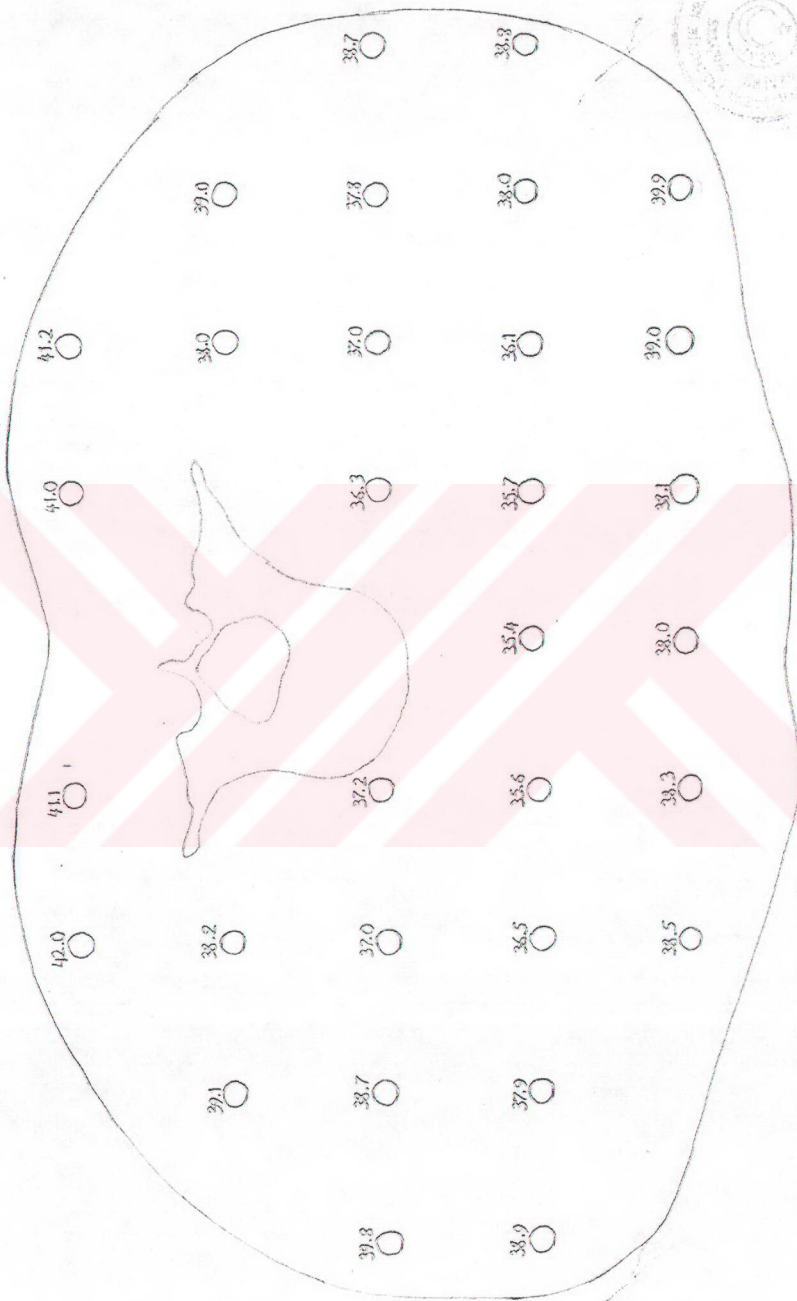


Şekil 3.2: $f' = \text{SAD} = 250.5$ cm uzaklıkta orta düzlemde yatay doz profili

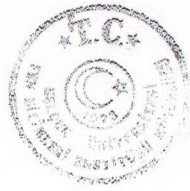
Şekil 3.3 ve şekil 3.4 de gösterilen 17 ve 26 no'lu kesitlere yerleştirilen TLD-100 lerden okunan doz değerleri, Wing-Chee Lam, Stanley E. Order ve E.Donnall Thomas'ın yaptıkları çalışmaların sonuçları ile uyum sağlamaktadır. (52) Bu kesitlere ait çizilen doz profilleri şekil 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 ve 3.12 de görülmektedir. Bu doz profilleri G.p. Glasgow, W.B. Mill ve arkadaşlarının çalışmalarının sonuçları ile uyumludur. (25,27)



Tablo 2. 3. 17 no'lu kesit ve bu kesite varlastirilan 700-100 lardan okunan degerler (cm)



Şekil 3.4: 26 no'lu kesit ve bu kesite yerleştirilen TMD-100 lardan okunan dozlar (cgy)



3.3. KURAMSAL DOZ HESABI VE DENEYSEL BULGULARLA KARŞILAŞTIRILMASI :

Rando fantomun orta düzlemi üzerinde bulunan bir noktadaki doz hızı TAR değerlerinden yararlanılarak bulunur. TAR, fantomda belli bir derinlikteki dozun, radyasyon kaynağından aynı uzaklıkta havadaki doza oranıdır. (Johns ve arkadaşları, 1953) (24)

Normal olarak ^{60}Co tedavi cihazlarının doz hızları (output) artan uzaklıklar için ters kare kanunundan % 2 doğrulukla bulunabilir. Ancak artan uzaklıklar nedeniyle hastanın konumu bir duvar veya zemine yakın ise ve bir geniş alan kullanılıyorsa engelden sapılma önemli olacaktır. Bu da hesaplanan doz hızlarındaki hatayı arttırabilir. (25)

Van Dyk ve Cunningham (Ocak 1978) 30 cm. derinlik ve 75 cm x 75 cm alan büyüklüğüne kadar TAR değerlerini rapor etmişlerdir. Daha sonraki tüm vücut ışınlaması hesaplarında bu değerler kullanılmıştır. (25)

Baş ve boyun bölgesi 20 cm x 20 cm kare eşdeğer alan gövde 35 cm x 35 cm kare eşdeğer alan olarak kabul edilebilir. Işınlama süresi hesabı Johns ve Cunningham'ın taslağını çizdiği gibidir. (1971). Buna göre orta düzlemdeki doz hızı, (25)

$$\dot{D}_t(f', A'') = \dot{D}_a(f', A'). \text{ TAR}(t, A'')$$

ile verilir. Burada,

$\dot{D}_a(f', A')$: Havadaki doz hızıdır.

f' : Radyasyon kaynağı - eksen uzaklığıdır.

A' : f' deki alandır.

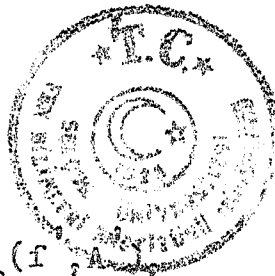
t : Hastanın dozunun bilinmesi istenilen derinliğidir.

A'' : Hastanın kare eşdeğer alanıdır.

TAR : Doku hava oranıdır.

$\dot{D}_t$: Dokunun t derinliğindeki doz hızıdır.

Duvar ve zeminden olan sapılmayı da göz önünde bulundurmamak



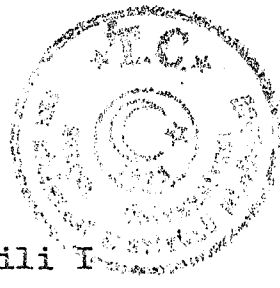
için f' uzaklığında havada doz hızı ölçülmelidir. $D(f)$ genellikle 10 cGy/ dak. dan küçük olmalıdır. Eğer böyle değilse radyasyon kaynağının önüne kurşun levhalar yerleştirilerek bu durum sağlanabilir.(25)

Hastaya verilecek doz miktarı için umbilicus'un orta noktası referans olarak alınmaktadır. Aşağıda bu kesite ait doz hesaplamaları ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Rando fantomda umbilicus'tan geçen kesit 26 no'lu kesittir.

sol	26 no'lu kesit orta hat										sağ
hesaplama	25.7 cm										
noktasındaki	-----										
lateral											← I
çap.d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12		
f' (cm)	262.5	259.5	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	238.5		
t(cm)	24.7	21.7	18.7	15.7	-	9.7	6.7	3.7	0.7		
d(cm)	12	9	6	3	0	-3	-6	-9	-12		→ II
f' (cm)	238.5	241.5	244.5	247.5	0	253.5	256.5	259.5	262.5		
t(cm)	1	4	7	10	-	16	19	22	25		

Burada, ışınlama doğrultusundaki yani lateral doğrultudaki çap 25.7 cm.dir. d, her bir TLD boşluğunun merkeze göre yerini belirler. f' radyasyon kaynağından TLD boşluğuna olan uzaklıktır. t, radyasyonun TLD boşluğuna ulaşmaya kadar fantom içinde alacağı yolu belirler.

Radyasyonun sağ taraftan verilmesi durumunda TLD'lerin bulundukları yerlerde alınması gerekli doz değerleri tablo 3.1 de görülmektedir. Radyasyonun sol taraftan verilmesi durumunda alınan doz değerleri ise tablo 3.2 de görülmektedir. Radyasyonun bir taraftan verilmesi durumunda alınan doz değerleri tek alan doz profili olarak, her iki yandan verilmesi durumundaki doz değerleri ise karşılıklı paralel alan doz profili olarak adlandırılır. Radyasyonun verilme yönü bir ok ile (→ veya ←) belirtilmiştir. Tek alan doz profili tablolarındaki TKD'ler ters kare düzeltme faktörlerini D_t 'ler dokunun t derinliğindeki dozları göstermektedir.



Tablo 3.1: 26 no'lu kesit için tek alan doz profili I
(Radyasyon sağ taraftan veriliyor.)

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.77	12.7	0.76175	3.63	18.15
3	247.5	1.024	4.88	9.7	0.84850	4.14	20.70
6	244.5	1.050	5.01	6.7	0.93550	4.69	23.45
9	241.5	1.076	5.13	3.7	1.01600	5.21	26.05
12	238.5	1.103	5.26	0.7	1.07250	5.64	28.20
- 3	253.5	0.976	4.66	15.7	0.67775	3.16	15.80
- 6	256.5	0.954	4.55	18.7	0.59850	2.72	13.60
- 9	259.5	0.932	4.45	21.7	0.52750	2.35	11.75
-12	262.5	0.911	4.35	24.7	0.46160	2.01	10.05

Tablo 3.2: 26 no'lu kesit için tek alan doz profili II
(Radyasyon sol taraftan veriliyor.)

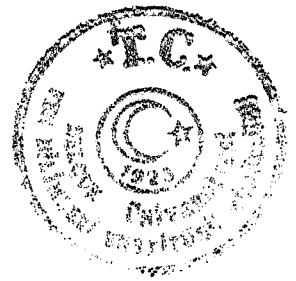
d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.77	13	0.75500	3.60	18.00
3	247.5	1.024	4.88	10	0.84100	4.10	20.50
6	244.5	1.050	5.01	7	0.92800	4.65	23.25
9	241.5	1.076	5.13	4	1.01000	5.18	25.90
12	238.5	1.103	5.26	1	1.07100	5.63	28.15
- 3	253.5	0.976	4.66	16	0.67100	3.13	15.65
- 6	256.5	0.954	4.55	19	0.59200	2.69	13.45
- 9	259.5	0.932	4.45	22	0.52200	2.32	11.60
-12	262.5	0.911	4.35	25	0.45650	1.99	9.95

Tablo 3.3: 26 no'lu kesit için karşılıklı paralel alan doz profili.

d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
12	28.20	9.95	38.15	38.7	+ 1
9	26.05	11.60	37.65	37.8	+ 0.4
6	23.45	13.45	36.90	37.0	+ 0.3
3	20.70	15.65	36.35	36.3	- 0.1
0	18.15	18.00	36.15	---	---
- 3	15.80	20.50	36.30	37.2	+ 2
- 6	13.60	23.25	36.85	37.0	+ 0.4
- 9	11.75	25.90	37.65	38.7	+ 3
-12	10.05	28.15	38.20	39.8	+ 4

Diğer teorik hesaplamalarda kullanılan kesit notasyonu aşağıdaki gibidir.

- 26 - 1: 26 no'lu kesit lateral orta hat.
- 26 - 2: 26 no'lu kesit lateral orta hattan bir alt sıra.
- 26 - 3: 26 no'lu kesit lateral orta hattan iki alt sıra.
- 26 - 4: 26 no'lu kesit lateral orta hattan bir üst sıra.
- 26 - 5: 26 no'lu kesit lateral orta hattan iki üst sıra.



Tablo 3.4: 2 no'lu kesit için doz profilleri:

Hesaplama noktasındaki lateral çap d(cm)	14 cm		
	-3	0	3
f'(cm)	253.5	250.5	247.5
t(cm)	10	7	4

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A'')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.34	7	0.893	3.88	19.40

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	19.40	19.40	38.80	39.8	2.6

Tablo 3.5: 3 no'lu kesit için doz profilleri.

a) 3-1/3-2

Hesaplama noktasındaki lateral çap d(cm)	15 cm		
	-3	0	3
f'(cm)	253.5	250.5	247.5
t(cm)	10.5	7.5	4.5



Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	$\bar{t}$	$\text{TAR}(\bar{t}, A'')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.41	7.5	0.8770	3.87	19.35
3	247.5	1.024	4.52	4.5	0.9710	4.39	21.95
-3	253.5	0.976	4.30	10.5	0.7785	3.35	16.75

b) 3-2 Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.35	19.35	38.70	38.9	0.5
3	21.95	16.75	38.70	39.5	2.1
-3	16.75	21.95	38.70	40.2	3.9

c) 3-1 Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.35	19.35	38.70	39.8	0.3

d) 3-3

Hesaplama 14 cm

noktasındaki

lateral

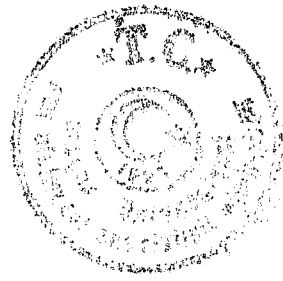
çap $\bar{d}(\text{cm})$ 0

$f'(\text{cm})$ 250.5

$\bar{t}(\text{cm})$ 7

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	$\bar{t}$	$\text{TAR}(\bar{t}, A'')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.41	7	0.893	3.94	19.7



Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	19.70	19.70	39.40	40.9	3.8

Tablo 3.6: 4 no'lu kesit için doz profilleri

a)4-1

Hesaplama

noktasındaki

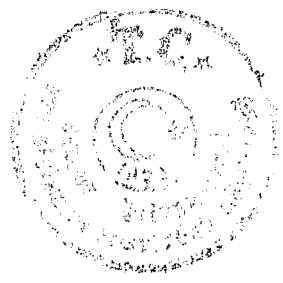
15.5 cm

lateral

çap d(cm)	-3	0	3	
f (cm)	253.5	250.5	247.5	←
f (cm)	247.5	250.5	253.5	→
t(cm)	11	8	5	←
t(cm)	4.5	7.5	10.5	→

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f, A')$	t	TAR(t, A')	$\hat{D}_t$	D_t
	f (cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.46	8	0.8610	3.84	19.25
3	247.5	1.024	4.57	5	0.9570	4.37	21.85
-3	253.5	0.976	4.35	11	0.7620	3.31	16.55
0	250.5	1.000	4.46	7.5	0.8770	3.91	19.55
3	253.5	0.976	4.35	10.5	0.7785	3.39	16.95
-3	247.5	1.024	4.57	4.5	0.9710	4.44	22.20



Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.20	19.55	38.75	39.7	2.5
3	21.85	16.95	38.80	39.8	2.6
-3	16.55	22.20	38.75	40.0	3.2

Hesaplama
noktasındaki
lateral

b) 4-2

13.5 cm

çap $\bar{d}(\text{cm})$	0
$\hat{f}(\text{cm})$	250.5
$t(\text{cm})$	7 ←
$t(\text{cm})$	6.5 →

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_2(\hat{f}, \hat{A})$	t	$\text{TAR}(t, \hat{A})$	$\hat{D}_t$	D_t
	$\hat{f}(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.46	7	0.893	3.98	19.90
0	250.5	1.000	4.46	6.5	0.909	4.05	20.25

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.90	20.25	40.15	41.0	2.1



Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f', A)$	t	$TAR(t, A'')$	$\dot{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.63	4	0.985	4.56	22.80
3	247.5	1.024	4.74	1	1.054	5.00	25.00
0	250.5	1.000	4.63	3.5	0.999	4.63	23.15
3	253.5	0.976	4.52	6.5	0.909	4.11	20.55

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	22.80	23.15	45.95	46.6	1.4
3	25.00	20.55	45.55	46.1	1.2

Tablo 3.7: 5 no'lu kesit için doz profilleri

Hesaplama	15 cm			
noktasındaki lateral				
çap $\bar{d}(\text{cm})$	-3	0	3	
$f'(\text{cm})$	253.5	250.5	247.5	←
$f'(\text{cm})$	247.5	250.5	253.5	→
$t(\text{cm})$	10.75	7.75	4.75	←
$t(\text{cm})$	4.25	7.25	10.25	→

Tek alan doz profili

$d(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	$TAR(t,A'')$	$\dot{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.48	7.75	0.86900	3.89	19.45
3	247.5	1.024	4.59	4.75	0.96400	4.42	22.10
-3	253.5	0.976	4.37	10.75	0.77025	3.37	16.85
0	250.5	1.000	4.48	7.25	0.88500	3.96	19.80
3	253.5	0.976	4.37	10.25	0.78675	3.44	17.20
-3	247.5	1.024	4.59	4.25	0.97800	4.49	22.45

Karşılıklı paralel alan doz profili

$d(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.45	19.80	39.25	40.3	2.7
3	22.10	17.20	39.30	40.8	3.8
-3	16.85	22.45	39.30	41.3	5.1

Tablo 3.8::6 no'lu kesit için doz profilleri

Hesaplama noktasındaki lateral	13.75 cm
çap $d(\text{cm})$	0
$f'(\text{cm})$	250.5
$t(\text{cm})$	7.25 ←
$t(\text{cm})$	6.50 →

Tek alan doz profili

$d(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	$TAR(t,A'')$	$\dot{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.51	7.25	0.885	3.99	19.95
0	250.5	1.000	4.51	6.50	0.909	4.10	20.50



Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.95	20.50	40.45	41.6	2.8

Tablo 3.9 : 9 no'lu kesit için doz profilleri

a) 9-1

Hesaplama

noktasındaki	10.75 cm			
lateral				
çap d(cm)	-3	0	3	
f'(cm)	253.5	250.5	247.5	←
f'(cm)	247.5	250.5	253.5	→
t(cm)	8.5	5.5	2.5	←
t(cm)	2.25	5.25	8.25	→

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f', \hat{A})$	t	TAR(t, $\hat{A}$)	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.63	5.50	0.94100	4.36	21.80
3	247.5	1.024	4.74	2.50	1.02450	4.86	24.30
-3	253.5	0.976	4.52	8.50	0.84450	3.82	13.10
0	250.5	1.000	4.63	5.25	0.94900	4.39	21.95
3	253.5	0.976	4.52	8.25	0.85275	3.85	19.25
-3	247.5	1.024	4.74	2.25	1.03025	4.88	24.40



Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$ Alan I	$D_t(\text{cGy})$ Alan II	$D_t(\text{cGy})$ (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	21.80	21.95	43.75	-	-
3	24.30	19.25	43.55	44.7	2.6
-3	19.10	24.40	43.50	45.2	3.9

b) 9-2

Hesaplama
noktasındaki
lateral

11 cm

çap $\bar{d}(\text{cm})$	-3	0	3
$f'(\text{cm})$	253.5	250.5	247.5
$t(\text{cm})$	8.5	5.5	2.5

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
	$f'(\text{cm})$						
3	247.5	1.024	4.74	2.5	1.0245	4.86	24.30
-3	253.5	0.976	4.52	8.5	0.8445	3.82	19.10

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$ Alan I	$D_t(\text{cGy})$ Alan II	$D_t(\text{cGy})$ (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
3	24.30	19.10	43.40	44.6	2.8
-3	19.10	24.30	43.40	45.10	3.9



c) 9-3

Hesaplama
noktasındaki

7.25 cm

lateral

çap d (cm)

0

f (cm)

250.5

t (cm)

3.75 ←

t (cm)

3.50 →

Tek alan doz profili

d (cm)	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\hat{D}_t$	D_t
	f' (cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.63	3.75	0.992	4.59	22.95
0	250.5	1.000	4.63	3.50	0.999	4.63	23.15

Karşılıklı paralel alan doz profili

d (cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	22.95	23.15	46.10	48.00	4.1

Tablo 3.10: 12 no'lu kesit için doz profilleri

Hesaplama
noktasındaki

35 cm

lateral

çap d (cm)

-6

0

6

f (cm)

256.5

250.5

244.5

t (cm)

23.5

17.5

11.5

Tek alan doz profili

d (cm)	SAD	TKD	$D_a(f,A)$	t	TAR(t,A)	D_t	D_t
	f (cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
6	244.5	1.050	4.99	11.5	0.79650	3.97	19.85
-6	256.5	0.954	4.53	23.5	0.48825	2.21	11.05



Karşılıklı paralel alan doz profili

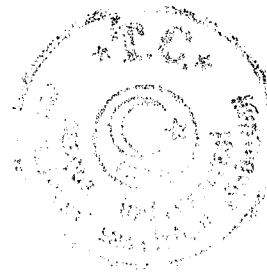
d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	% 7.5 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D_t (Toplam)(cGy)	(cGy)	
6	19.85	11.05	30.90	33.22	33.4	0.5
-6	11.05	19.85	30.90	33.22	31.9	-4.0

Tablo 3.11: 13 no'lu kesit için doz profilleri

Hesaplama noktasındaki lateral	34 cm		
çap d(cm)	-6	0	9
f'(cm)	256.5	250.5	241.5 ←
f'(cm)	244.5	250.5	259.5 →
t(cm)	23	17	8 ←
t(cm)	11	17	26 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a$ (f',A')	t	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.75	17	0.6440	3.06	15.30
9	241.5	1.076	5.11	8	0.9000	4.60	23.00
-6	256.5	0.954	4.53	23	0.4995	2.26	11.30
0	250.5	1.000	4.75	17	0.6440	3.06	15.30
9	259.5	0.932	4.43	26	0.4360	1.93	9.65
-6	244.5	1.050	4.99	11	0.8110	4.05	20.25



Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	$D_t(\text{Toplam})(\text{cGy})$	(cGy)	
0	15.30	15.30	30.60	35.19	34.50	2
9	23.00	9.65	32.65	37.55	36.10	3.9
-6	11.30	20.25	31.55	36.28	35.50	2.1

Tablo 3.12: 14 no'lu kesit için doz profilleri

Hesaplama
noktasındaki
lateral

33.5 cm

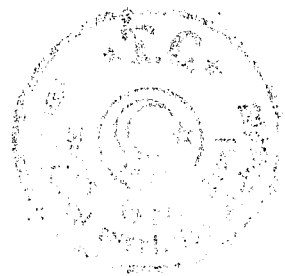
çap $\bar{d}(\text{cm})$	-6	0	6
$\bar{f}(\text{cm})$	256.5	250.5	244.5
$t(\text{cm})$	22.75	16.75	10.75

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(\bar{f}, A')$	t	TAR(t, A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	$\bar{f}(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	16.75	0.650750	3.10	15.50
6	244.5	1.050	5.01	10.75	0.818500	4.10	20.50
-6	256.5	0.954	4.55	22.75	0.505125	2.30	11.50

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	$D_t(\text{Toplam})(\text{cGy})$	(cGy)	
0	15.5	15.5	31	35.65	35.2	1.3
6	20.5	11.5	32	36.80	36.0	-2.2
-6	11.5	20.5	32	36.80	37.1	0.8



Tablo 3.13: 15 no'lu kesit için doz profilleri

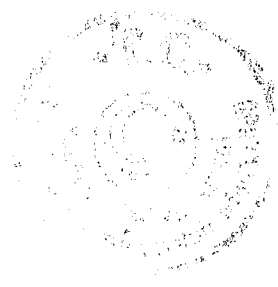
Hesaplama noktasındaki lateral çap d(cm)	32.5 cm		
	-6	0	6
f'(cm)	256.5	250.5	244.5 ←
f'(cm)	244.5	250.5	256.5 →
t(cm)	22.5	16.5	10.5 ←
t(cm)	10	16	22 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A'')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.77	16.5	0.65750	3.14	15.70
6	244.5	1.050	5.01	10.5	0.82600	4.14	20.70
-6	256.5	0.954	4.55	22.5	0.51075	2.32	11.60
0	250.5	1.000	4.77	16	0.67100	3.20	16.00
6	256.5	0.954	4.55	22	0.52200	2.38	11.90
-6	244.5	1.050	5.01	10	0.84100	4.21	21.05

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	% 15 düzeltilmiş D_t (Toplam)(cGy)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	15.70	16.00	31.70	36.46	35.6	-2.4
6	20.70	11.90	32.60	37.49	36.8	-1.8
-6	11.60	21.05	32.65	37.55	37.6	0.9



Tablo 3.14: 16 no'lu kesit için doz profilleri.

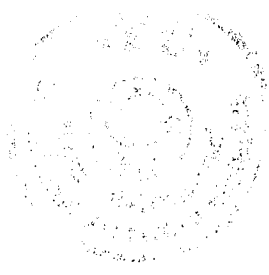
Hesaplama noktasındaki lateral çap $\bar{d}$ (cm)	28.75 cm		
	-6	0	6
f' (cm)	256.5	250.5	244.5 ←
f' (cm)	244.5	250.5	256.5 →
t (cm)	20.5	14.5	8.5 ←
t (cm)	8.25	14.25	20.25 →

Tek alan doz profili

$\bar{d}$ (cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$	t	TAR(t', A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f' (cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	14.5	0.71200	3.40	17.00
6	244.5	1.050	5.01	8.5	0.88550	4.44	22.20
-6	256.5	0.954	4.55	20.5	0.55500	2.53	12.65
0	250.5	1.000	4.77	14.25	0.71900	3.43	17.15
6	256.5	0.954	4.55	20.25	0.56050	2.55	12.75
-6	244.5	1.050	5.01	8.25	0.89275	4.47	22.35

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}$ (cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I.	Alan II	(Toplam)	D_t (Toplam)(cGy)	(cGy)	
0	17.00	17.15	34.15	39.27	38.50	-2.0
6	22.20	12.75	34.95	40.19	39.00	-3.0
-6	12.65	22.35	35.00	40.25	39.20	-2.6



Tablo 3.15: 17 no'lu kesit için doz profilleri
a)17-1

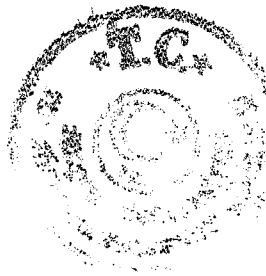
Hesaplama
noktasındaki
laterel

27.75 cm

çap d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12
f'(cm)	262.5	259.5	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	238.5 ←
f'(cm)	238.5	241.5	244.5	247.5	250.5	253.5	256.5	259.5	262.5 →
t(cm)	26	23	20	17	14	11	8	5	2 ←
t(cm)	1.75	4.75	7.75	10.75	13.75	16.75	19.75	22.75	25.75 →

Tek alan doz profilleri

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.77	14	0.726000	3.46	17.30
3	247.5	1.024	4.88	11	0.811000	3.96	19.80
6	244.5	1.050	5.01	8	0.900000	4.51	22.55
9	241.5	1.076	5.13	5	0.984000	5.05	25.25
12	238.5	1.103	5.26	2	1.056000	5.55	27.75
- 3	253.5	0.976	4.66	17	0.644000	3.00	15.00
- 6	256.5	0.954	4.55	20	0.566000	2.58	12.90
- 9	259.5	0.932	4.45	23	0.499500	2.22	11.10
-12	262.5	0.911	4.35	26	0.436000	1.90	9.50
0	250.5	1.000	4.77	13.75	0.733250	3.50	17.50
3	253.5	0.976	4.66	16.75	0.650750	3.03	15.15
6	256.5	0.954	4.55	19.75	0.572500	2.60	13.00
9	259.5	0.932	4.45	22.75	0.505125	2.25	11.25
12	262.5	0.911	4.35	25.75	0.441125	1.92	9.60
- 3	247.5	1.024	4.88	10.75	0.818500	3.99	19.95
- 6	244.5	1.050	5.01	7.75	0.907000	4.54	22.70
- 9	241.5	1.076	5.13	4.75	0.990500	5.08	25.40
-12	238.5	1.103	5.26	1.75	1.059750	5.57	27.85



Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen % hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D _t (Toplam)(cGy)	(cGy)
0	17.30	17.50	34.80	40.02	40.20 0.4
3	19.80	15.15	34.95	40.19	40.10 -0.2
6	22.55	13.00	35.55	40.88	39.40 -3.6
9	25.25	11.25	36.50	41.98	42.50 1.2
12	27.75	9.60	37.35	42.95	43.50 1.3
- 3	15.00	19.95	34.95	40.19	39.80 -4.0
- 6	12.90	22.70	35.60	40.94	39.30 -4.3
- 9	11.10	25.40	36.50	41.98	40.40 -3.8
-12	9.5	27.85	37.35	42.95	41.30 -3.8

Hesaplama
noktasındaki
lateral

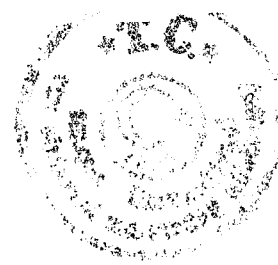
b) 17-2

27.25 cm

gap	d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12
f'(cm)	262.5	259.5	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	238.5	
f'(cm)	238.5	241.5	244.5	247.5	250.5	253.5	256.5	259.5	262.5	
t(cm)	25.75	22.75	19.75	16.75	13.75	10.75	7.75	4.75	1.75	
t(cm)	1.5	4.5	7.5	10.5	15.5	16.5	19.5	22.5	25.5	

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$	D _t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	13.75	0.733250	3.50	17.5
3	247.5	1.024	4.88	10.75	0.818500	3.99	19.95
6	244.5	1.050	5.01	7.75	0.907000	4.54	22.70
9	241.5	1.076	5.13	4.75	0.990500	5.08	25.40
12	238.5	1.103	5.26	1.75	1.059750	5.57	27.85



$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	t	$\text{TAR}(t, A'')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
- 3	253.5	0.976	4.66	16.75	0.650750	3.03	15.15
- 6	256.5	0.954	4.55	19.75	0.572500	2.60	13.00
- 9	259.5	0.932	4.45	22.75	0.505125	2.25	11.25
-12	262.5	0.911	4.35	25.75	0.441125	1.92	9.60
0	250.5	1.000	4.77	13.50	0.740500	3.53	17.65
3	253.5	0.976	4.66	16.50	0.657500	3.06	15.30
6	244.5	1.050	5.01	7.75	0.907000	4.54	22.70
9	259.5	0.932	4.45	22.50	0.510750	2.27	11.35
12	262.5	0.911	4.35	25.50	0.446250	1.94	9.70
- 3	247.5	1.024	4.88	10.50	0.826000	4.03	20.15
- 6	244.5	1.050	5.01	7.50	0.914000	4.58	22.90
- 9	241.5	1.076	5.13	4.50	0.997000	5.11	25.55
-12	238.5	1.103	5.26	1.50	1.063500	5.59	27.95

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen % hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	$D_t(\text{Toplam})(\text{cGy})$	(cGy)
0	17.50	17.65	35.15	40.42	39.10 -3.3
3	19.95	15.30	35.25	40.54	39.40 -2.8
6	22.70	13.15	35.85	41.23	40.80 -1.0
9	25.40	11.35	36.75	42.26	41.80 -1.1
12	27.85	9.70	37.55	43.18	42.10 -2.5
- 3	15.15	20.15	35.30	40.60	39.20 -3.4
- 6	13.00	22.90	35.90	41.29	39.40 -4.6
- 9	11.25	25.55	36.80	42.32	40.80 -3.6
-12	9.60	27.95	37.55	43.18	41.30 -4.4



c) 17-3

Hesaplama
noktasındaki
lateral

26.75 cm

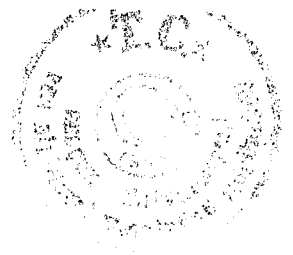
gap	d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12
f'(cm)	262.5	259.5	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	238.5	←
f'(cm)	238.5	241.5	244.5	247.5	250.5	253.5	256.5	259.5	262.5	→
t(cm)	25.75	22.75	19.75	16.75	13.75	10.75	7.75	4.75	1.75	←
t(cm)	1	4	7	10	13	16	19	22	25	→

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A)$	t	TAR(t,A)	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	13	0.7550	3.60	18.00
3	253.5	0.976	4.66	16	0.6710	3.13	15.65
6	256.5	0.954	4.55	19	0.5920	2.69	13.45
9	259.5	0.932	4.45	22	0.5220	2.32	11.60
12	262.5	0.911	4.35	25	0.4565	1.99	9.95
- 3	247.5	1.024	4.88	10	0.8410	4.10	20.50
- 6	244.5	1.050	5.01	7	0.9280	4.65	23.25
- 9	241.5	1.076	5.13	4	1.0100	5.18	25.90
-12	238.5	1.103	5.26	1	1.0710	5.63	28.15

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	% 7.5 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D_t (Toplam)(cGy)	(cGy)	
0	17.5	18.00	35.50	38.16	37.40	-2.0
3	19.95	15.65	35.60	38.27	38.10	-0.4
6	22.70	13.45	36.15	38.86	39.40	1.4
9	25.40	11.60	37.00	39.78	-	-
12	27.85	9.95	37.80	40.64	41.40	1.9
- 3	15.15	20.50	35.65	38.32	37.10	-3.2



d(cm)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	% 7.5 düzeltilmiş	Ölçülen % hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D _t (Toplam)(cGy)	(cGy)
- 6	13.00	23.25	36.25	38.97	37.20 -4.5
- 9	11.25	25.90	37.15	39.94	38.00 -4.9
-12	9.60	28.15	37.75	40.58	40.40 -0.4

a) 17-4

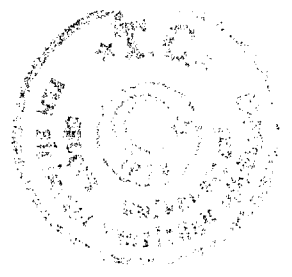
Hesaplama	28 cm								
noktasındaki									
lateral									
çap d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12
f(cm)	262.5	259.5	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	238.5
t(cm)	26	23	20	17	14	11	8	5	2

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	D _t (cGy)	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen % hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D _t (Toplam)(cGy)	(cGy)
0	17.30	17.30	34.60	39.79	- -
3	19.80	15.00	34.80	40.02	40.10 0.2
6	22.55	12.90	35.45	40.77	41.80 2.5
9	25.25	11.10	36.35	41.80	- -
12	27.75	9.50	37.25	42.84	43.60 1.8
- 3	15.00	19.80	34.80	40.02	40.00 -0.1
- 6	12.90	22.55	35.45	39.70	40.30 1.5
- 9	11.10	25.25	36.35	41.80	40.60 -2.9
-12	9.50	27.75	37.25	42.84	41.70 -2.7

e) 17-5

Hesaplama	28 cm								
noktasındaki									
lateral									
çap d(cm)	-12	-9	-6	-3	0	3	6	9	12



Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$ Alan I	$D_t(\text{cGy})$ Alan II	$D_t(\text{cGy})$ (Toplam)	% 5 düzeltilmiş $D_t(\text{Toplam})(\text{cGy})$	Ölçülen (cGy)	% hata
3	19.80	15.00	34.80	36.54	36.80	0.7
6	22.55	12.90	35.45	37.22	37.10	-0.3
9	25.25	11.10	36.35	38.17	39.80	4.3
12	27.75	9.50	37.25	39.11	40.80	4.3
- 3	15.00	19.80	34.80	36.54	35.80	-2.0
- 6	12.90	22.55	35.45	37.22	37.00	-0.6
- 9	11.10	25.25	36.35	38.17	38.10	-0.2
-12	9.50	27.75	37.25	39.11	39.00	-0.3

f) 17-6

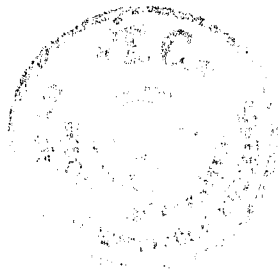
Hesaplama
noktasındaki
lateral
çap $\bar{d}(\text{cm})$

22 cm

	-9	0	6	
$f'(\text{cm})$	259.5	250.5	244.5	←
$f'(\text{cm})$	241.5	250.5	256.5	→
$t(\text{cm})$	19	10	4	←
$t(\text{cm})$	3	12	18	→

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_e(f', A')$	t	TAR(t, A'')	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
6	244.5	1.050	5.01	4	1.010	5.06	25.30
-9	259.5	0.932	4.45	19	0.592	2.63	13.15
6	256.5	0.954	4.55	18	0.618	2.81	14.05
-9	241.5	1.076	5.13	3	1.034	5.30	26.50



Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
6	25.30	14.05	39.35	38.10	-3.2
-9	13.15	26.50	39.65	38.60	-2.6

Tablo 3.16: Kesit 18,kesit 19,kesit 20,kesit 21 için doz profilleri

Hesaplama
noktasındaki
lateral

gap d(cm)	-6	0	6
f(cm)	256.5	250.5	244.5
t(cm)	19.5	13.5	7.5

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	13.5	0.7405	3.53	17.65
6	244.5	1.050	5.01	7.5	0.9140	4.58	22.90
-6	256.5	0.954	4.55	19.5	0.5790	2.63	13.15

a) Kesit 18

Karşılıklı paralel alan doz. profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	% 15 düzeltilmiş	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	D_t (Toplam)(cGy)	(cGy)	
0	17.65	17.65	35.30	40.60	39.9	-1.7
6	13.15	22.90	36.05	41.46	40.4	-2.6
-6	22.90	13.15	36.05	41.46	40.6	-2.1

b) Kesit 19

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) (Toplam)	% 15 düzeltilmiş (Toplam)(cGy)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	35.30	40.60	40.20	-0.9
6	36.05	41.46	40.90	-1.4
-6	36.05	41.46	41.00	-1.1

c) Kesit 20

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) (Toplam)	% 15 düzeltilmiş (Toplam)(cGy)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	35.30	40.60	39.70	-2.2
6	36.05	41.46	41.00	-1.1
-6	36.05	41.46	40.75	-1.7

d) Kesit 21

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) (Toplam)	% 15 düzeltilmiş (Toplam)(cGy)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	35.30	37.95	37.80	-0.4
6	36.05	38.76	38.00	-2.0
-6	36.05	38.76	38.20	-1.4

Akciğer kalınlığı daha önceki kesitlerin yarısı kadar.

Bu nedenle düzeltme $-\frac{1}{2}$. % 15 olarak uygulanmıştır.

Tablo 3.17 :Kesit 25 için doz profilleri

Hesaplama	23.5 cm
noktasındaki	
lateral	
çap . d(cm)	0
f(cm)	250.5
t(cm)	11.75



Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1	4.77	11.75	0.78925	3.76	18.8

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	18.8	18.8	37.6	36.6	-2.7

Tablo 3.18 :Kesit 26-2

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	18.35	18.00	36.35	35.4	-2.6
3	20.90	15.65	36.55	35.7	-2.3
6	23.60	13.45	37.05	36.1	-2.6
9	27.46	11.60	39.06	38.0	-2.7
12	28.25	9.95	38.20	38.8	1.6
- 3	15.95	20.50	36.45	35.6	-2.3
- 6	13.75	23.25	37.00	36.50	-1.4
- 9	11.85	25.90	37.75	37.90	0.4
-12	10.15	28.15	38.30	38.90	1.6

c) 26-3

Hesaplama

noktasındaki

20.75 cm

lateral çap	d(cm)	-6	-3	0	3	6	9
f'(cm)	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	241.5	←
f'(cm)	244.5	247.5	250.5	253.5	256.5	259.5	→
t(cm)	16.75	13.75	10.75	7.75	4.75	1.75	←
t(cm)	4	7	10	13	16	19	→

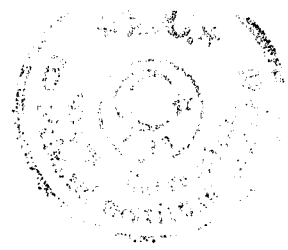


Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	t	$\text{TAR}(t, A')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/ $\bar{d}$ ak)	(cm)		(cGy/ $\bar{d}$ ak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	10.75	0.81850	3.90	19.50
3	247.5	1.024	4.88	7.75	0.90700	4.43	22.15
6	244.5	1.050	5.01	4.75	0.99050	4.96	24.80
9	241.5	1.076	5.13	1.75	1.05975	5.44	27.20
-3	253.5	0.976	4.66	13.75	0.73325	3.42	17.10
-6	256.5	0.954	4.55	16.75	0.65075	2.96	14.80
0	250.5	1.000	4.77	10	0.84100	4.01	20.05
3	253.5	0.976	4.66	13	0.75500	3.52	17.60
6	256.5	0.954	4.55	16	0.67100	3.05	15.25
9	259.5	0.932	4.45	19	0.59200	2.63	13.15
-3	247.5	1.024	4.88	7	0.92800	4.53	22.65
-6	244.5	1.050	5.01	4	1.01000	5.06	25.30

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	19.50	20.05	39.55	38.00	-3.9
3	22.15	17.60	39.75	38.10	-4.2
6	24.80	15.25	40.05	39.00	-2.6
9	27.20	13.15	40.35	39.90	-1.1
-3	17.10	22.65	39.75	38.30	-3.6
-6	14.80	25.30	40.10	38.50	-4.0



d) 26-4

Hesaplama
noktasındaki
lateral

23.5 cm

çap d(cm)	-9	-6	0	6	9
f'(cm)	259.5	256.5	250.5	244.5	241.5
t(cm)	20.75	17.75	11.75	5.75	2.75

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A'')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
6	244.5	1.050	5.01	5.75	0.9645	4.83	24.15
9	241.5	1.076	5.13	2.75	1.0395	5.33	26.65
-6	256.5	0.954	4.55	17.75	0.6245	2.84	14.20
-9	259.5	0.932	4.45	20.75	0.5495	2.45	12.25

Karşılıklı paralel alan doz profili

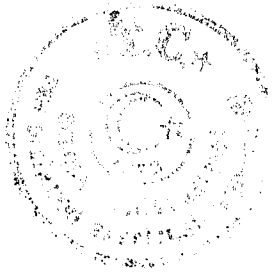
d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
6	24.15	14.20	38.35	38.00	-0.9
9	26.65	12.25	38.90	39.00	0.3
-6	14.20	24.15	38.35	38.20	-0.4
-9	12.25	26.65	38.90	39.10	0.5

e) 26-5

Hesaplama
noktasındaki
lateral

16.5 cm

çap d(cm)	-6	-3	0	3	6	
f'(cm)	256.5	253.5	250.5	247.5	244.5	←
f'(cm)	244.5	247.5	250.5	253.5	256.5	→
t(cm)	14	11	8	5	2	←
t(cm)	2.5	5.5	8.5	11.5	14.5	→



Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f', A')$	t	$TAR(t, A'')$	$\dot{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
3	247.5	1.024	4.88	5	0.9840	4.80	24.00
6	244.5	1.050	5.01	2	1.0560	5.29	26.45
-3	253.5	0.976	4.66	11	0.8110	3.78	18.90
-6	256.5	0.954	4.55	14	0.7260	3.30	16.50
3	253.5	0.976	4.66	11.5	0.7965	3.71	18.55
6	256.5	0.954	4.55	14.5	0.7120	3.24	16.20
-3	247.5	1.024	4.88	5.5	0.9710	4.74	23.70
-6	244.5	1.050	5.01	2.5	1.0450	5.24	26.20

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
3	24.00	18.55	42.55	41.00	-3.6
6	26.45	16.20	42.65	41.20	-3.4
-3	18.90	23.70	42.60	41.10	-3.5
-6	16.50	26.20	42.70	42.00	-1.6

Tablo 3.19: Kesit 27 için doz profilleri

Hesaplama	28 cm
noktasındaki	
lateral	
çap $\bar{d}(\text{cm})$	0
$f'(\text{cm})$	250.5
$t(\text{cm})$	14.25 $\rightarrow$
$t(\text{cm})$	13.75 $\leftarrow$



Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	t	$TAR(t, A')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.77	13.75	0.73325	3.50	17.50
0	250.5	1.000	4.77	14.25	0.71900	3.43	17.15

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	17.50	17.15	34.65	34.60	-0.1

Tablo 3.20: Kesit 28 için doz profili

Hesaplama 30 cm

noktasındaki

lateral

çap $\bar{d}(\text{cm})$

0

$f'(\text{cm})$

250.5

$t(\text{cm})$

15.25 →

$t(\text{cm})$

14.75 ←

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$	t	$TAR(t, A')$	$\hat{D}_t$	D_t
	$f'(\text{cm})$		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.75	14.75	0.70500	3.35	16.75
0	250.5	1.000	4.75	15.25	0.69125	3.28	16.40

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	16.75	16.40	33.15	32.5	-2



Tablo 3.21: Kesit 29 için doz profilleri

Hesaplama noktasındaki lateral	32.5 cm		
çap $\bar{d}$ (cm)	-6	0	6
f' (cm)	256.5	250.5	244.5
t (cm)	22	16	10 ←
t (cm)	10.5	16.5	22.5 →

Tek alan doz profili

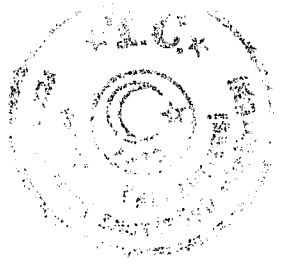
$\bar{d}$ (cm)	SAD f' (cm)	TKD	$\dot{D}_a(f', A)$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.75	16	0.67100	3.19	15.95
6	244.5	1.050	4.99	10	0.84100	4.20	21.00
-6	256.5	0.954	4.53	22	0.52200	2.36	11.80
0	250.5	1.000	4.75	16.5	0.65750	3.12	15.60
6	256.5	0.954	4.53	22.5	0.51075	2.31	11.55
-6	244.5	1.050	4.99	10.5	0.82600	4.12	20.60

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}$ (cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
6	21.00	11.55	32.55	33.50	2.9
0	15.95	15.60	31.55	31.00	-1.7
-6	11.80	20.60	32.40	31.50	-2.8

Tablo 3.22: Kesit 30 için doz profilleri

Hesaplama noktasındaki lateral	34.25 cm		
çap $\bar{d}$ (cm)	-6	0	6
f' (cm)	256.5	250.5	244.5
t (cm)	22.75	16.75	10.75 ←
t (cm)	11.5	17.5	23.5 →



Tek alan doz profili

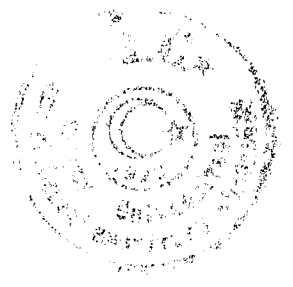
d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A)$	t	TAR(t,A)	$\dot{D}_t$	D_t
	f(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.67	16.75	0.650750	3.04	15.20
6	244.5	1.050	4.90	10.75	0.818500	4.01	20.05
-6	256.5	0.954	4.46	22.75	0.505125	2.25	11.25
0	250.5	1.000	4.67	17.50	0.631000	2.95	14.75
6	256.5	0.954	4.46	23.50	0.488250	2.18	10.90
-6	244.5	1.050	4.90	11.50	0.796500	3.90	19.50

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	15.20	14.75	29.95	29.6	-1.2
6	20.05	10.90	30.95	30.3	-2.1
-6	11.25	19.50	30.75	30.0	-2.4

Tablo 3.23: Kesit 31 için doz profilleri

Hesaplama	a) 31-1
noktasındaki	34 cm
lateral	
çap d(cm)	-6 0 6
f'(cm)	256.5 250.5 244.5 ←
f'(cm)	244.5 250.5 256.5 →
t(cm)	22.5 16.5 10.5 ←
t(cm)	11.5 17.5 23.5 →



Tek alan doz profili

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1	4.65	16.5	0.65750	3.06	15.3
6	244.5	1.050	4.88	10.5	0.82600	4.03	20.15
-6	256.5	0.954	4.44	22.5	0.51075	2.27	11.35
0	250.5	1	4.65	17.5	0.63100	2.93	14.65
6	256.5	0.954	4.44	23.5	0.48825	2.17	10.85
-6	244.5	1.050	4.88	11.5	0.79650	3.89	19.45

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy) Alan I	D_t (cGy) Alan II	D_t (cGy) (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	15.3	14.65	29.95	29.50	-1.5
6	20.15	10.85	31.00	30.00	-3.2
-6	11.35	19.45	30.80	29.90	-2.9

b) 31-2

Hesaplama
noktasındaki
lateral
gap d(cm)

35cm

f'(cm)

250.5

t(cm)

17 ←

t(cm)

18 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD f'(cm)	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
0	250.5	1.000	4.65	17	0.644	2.99	14.95
0	250.5	1.000	4.65	18	0.618	2.87	14.35



Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.95	14.35	29.3	29.5	0.7

c) 31-3

Hesaplama noktasındaki lateral	32cm
çap d(cm)	0
f'(cm)	250.5
t(cm)	15.5 ←
t(cm)	16.5 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.65	15.5	0.6845	3.18	15.90
0	250.5	1.000	4.65	16.5	0.6575	3.06	15.30

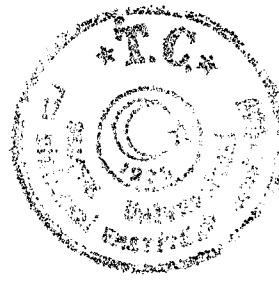
Karşılıklı : paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	15.90	15.30	31.20	30.8	-1.3

Tablo 3.24:32 no'lu kesit için doz profilleri

a) 32-1

Hesaplama noktasındaki lateral	36.25 cm
çap d(cm)	0
f'(cm)	250.5
t(cm)	17.75 ←
t(cm)	18.50 →



Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.63	17.75	0.6245	2.89	14.45
0	250.5	1.000	4.63	18.50	0.6050	2.80	14.00

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.45	14.00	28.45	28.8	1.2

Hesaplama b) 32-2

noktasındaki lateral
çap d(cm)

f'(cm)

t(cm)

t(cm)

35.5 cm

0

250.5

17.5 ←

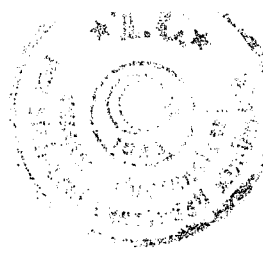
18 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1	4.63	17.5	0.631	2.92	14.6
0	250.5	1	4.63	18	0.618	2.86	14.3

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.60	14.30	28.90	28.1	-2.9



c) 32-3

Hesaplama
noktasındaki lateral
çap d(cm) 35.25 cm
f'(cm) 0
t(cm) 250.5
t(cm) 17 ←
t(cm) 18.25 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_2(f', A')$	t	TAR(t, A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.63	17	0.6440	2.98	14.90
0	250.5	1.000	4.63	18.25	0.6115	2.83	14.15

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.90	14.15	29.05	28.5	-1.9

Tablo 3.25: Kesit 33 için doz profilleri

a) 33-1

Hesaplama
noktasındaki lateral
çap d(cm) 37 cm
f'(cm) 0
t(cm) 250.5
t(cm) 18 ←
t(cm) 19 →



Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.58	18	0.618	2.83	14.15
0	250.5	1.000	4.58	19	0.592	2.71	13.55

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
18	14.15	13.55	27.70	27.10	-2.2

b) 33-2

Hesaplama
noktasındaki
lateral

36 cm

çap d(cm)	-9	0	9
f'(cm)	259.5	250.5	241.5 ←
f'(cm)	241.5	250.5	259.5 →
t(cm)	26.5	17.5	8.5 ←
t(cm)	9.5	18.5	27.5 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.58	17.5	0.6310	2.89	14.45
9	241.5	1.076	4.93	8.5	0.8855	4.37	21.85
-9	259.5	0.932	4.27	26.5	0.4270	1.82	9.10
0	250.5	1.000	4.58	18.5	0.6050	2.77	13.85
9	259.5	0.932	4.27	27.5	0.4090	1.75	8.75
-9	241.5	1.076	4.93	9.5	0.8560	4.22	21.10



Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$ Alan I	$D_t(\text{cGy})$ Alan II	$D_t(\text{cGy})$ (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	14.45	13.85	28.30	27.5	-2.8
9	21.85	8.75	30.60	30.3	-1.0
-9	9.10	21.10	30.20	29.4	-2.6

c) 33-3

Hesaplama
noktasındaki
lateral

33 cm

çap $\bar{d}(\text{cm})$	0
$f'(\text{cm})$	250.5
$t(\text{cm})$	16 ←
$t(\text{cm})$	17 →

Tek alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	SAD	TKD	$\hat{D}_a(f', A')$ (cGy/dak)	t (cm)	TAR(t, A'')	$\hat{D}_t$ (cGy/dak)	D_t (cGy)
	$f'(\text{cm})$						
0	250.5	1.000	4.58	16	0.671	3.07	15.35
0	250.5	1.000	4.58	17	0.644	2.95	14.75

Karşılıklı paralel alan doz profili

$\bar{d}(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$ Alan I	$D_t(\text{cGy})$ Alan II	$D_t(\text{cGy})$ (Toplam)	Ölçülen (cGy)	% hata
0	15.35	14.75	30.10	29.1	-3.3



Tablo 3.26 : Kesit 34 için doz profilleri

a) 34-1

Hesaplama
noktasındaki
lateral

37.5 cm

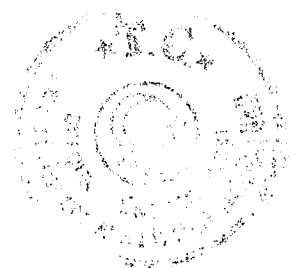
çap d(cm)	-6	0	6	
f'(cm)	256.5	250.5	244.5	←
f'(cm)	244.5	250.5	256.5	→
t(cm)	24.5	18.5	12.5	←
t(cm)	13	19	25	→

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.53	18.5	0.60500	2.74	13.70
6	244.5	1.050	4.76	12.5	0.76850	3.66	18.30
-6	256.5	0.954	4.32	24.5	0.46675	2.02	10.10
0	250.5	1.000	4.53	19	0.59200	2.68	13.40
6	256.5	0.954	4.32	25	0.45650	1.97	9.85
-6	244.5	1.050	4.76	13	0.75500	3.59	17.95

Karşılıklı paralel alan doz profili

d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	13.7	13.40	27.10	26.5	-2.2
6	18.3	9.85	28.15	27.6	-2.0
-6	10.1	17.95	28.05	27.3	-2.7



b) 34-2

Hesaplama noktasındaki lateral	36.5 cm
çap d(cm)	0
f'(cm)	250.5
t(cm)	18 ←
t(cm)	18.5 →

Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.53	18.0	0.618	2.80	14.0
0	250.5	1.000	4.53	18.5	0.605	2.74	13.7

Karşılıklı paralel alan doz profili

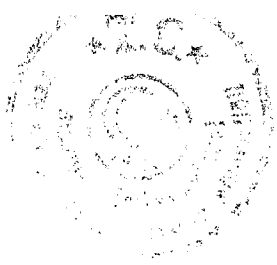
d(cm)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	D_t (cGy)	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.0	13.7	27.7	26.8	-3.2

c) 34-3

Hesaplama noktasındaki lateral	36 cm
çap d(cm)	0
f'(cm)	250.5
t(cm)	17.5 ←
t(cm)	18.5 →

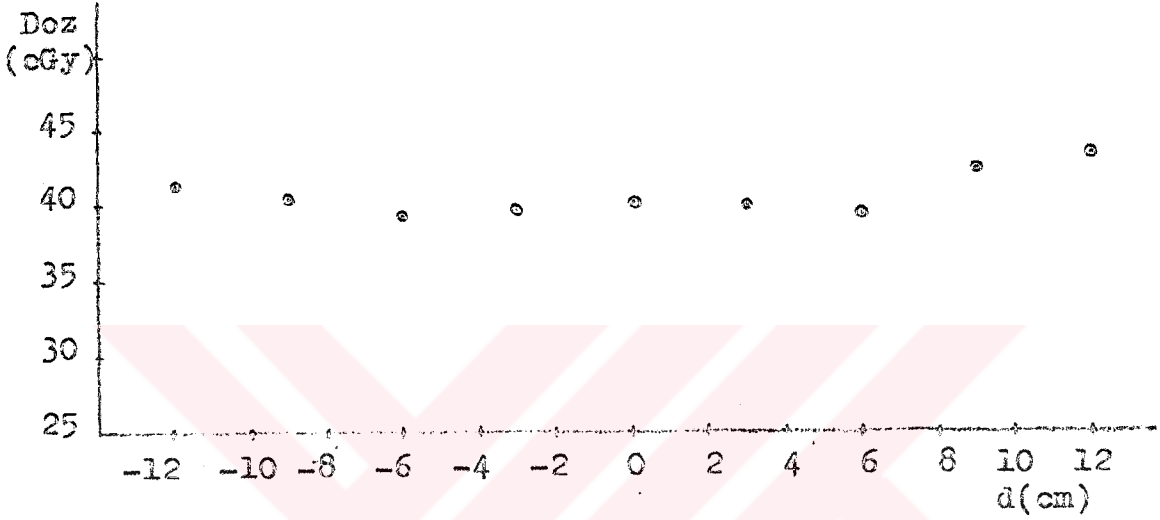
Tek alan doz profili

d(cm)	SAD	TKD	$\dot{D}_a(f',A')$	t	TAR(t,A'')	$\dot{D}_t$	D_t
	f'(cm)		(cGy/dak)	(cm)		(cGy/dak)	(cGy)
0	250.5	1.000	4.53	17.5	0.631	2.86	14.3
0	250.5	1.000	4.53	18.5	0.605	2.74	13.7

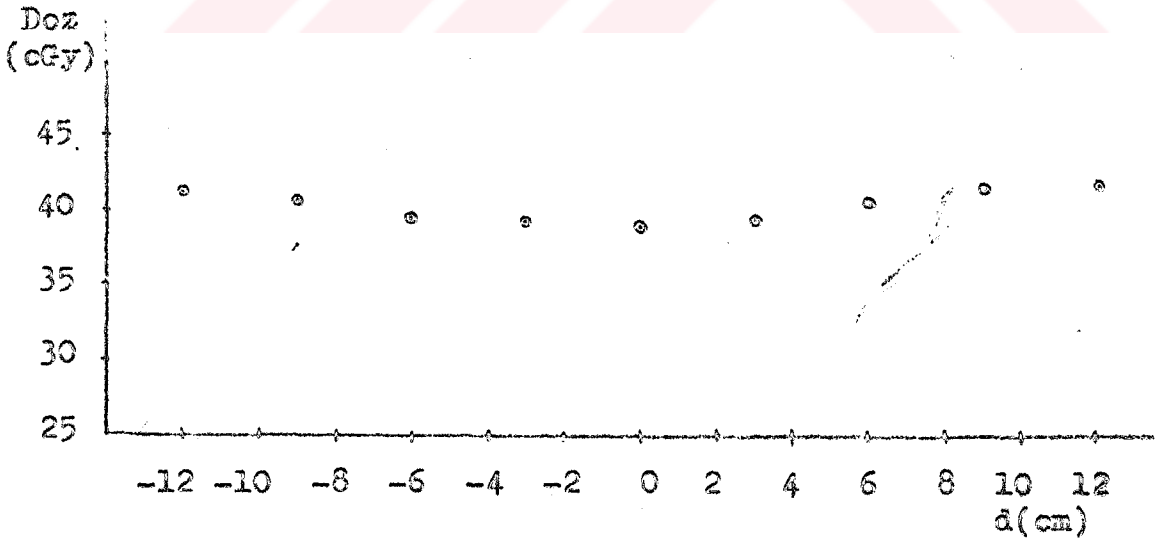


Karşılıklı paralel alan doz profili

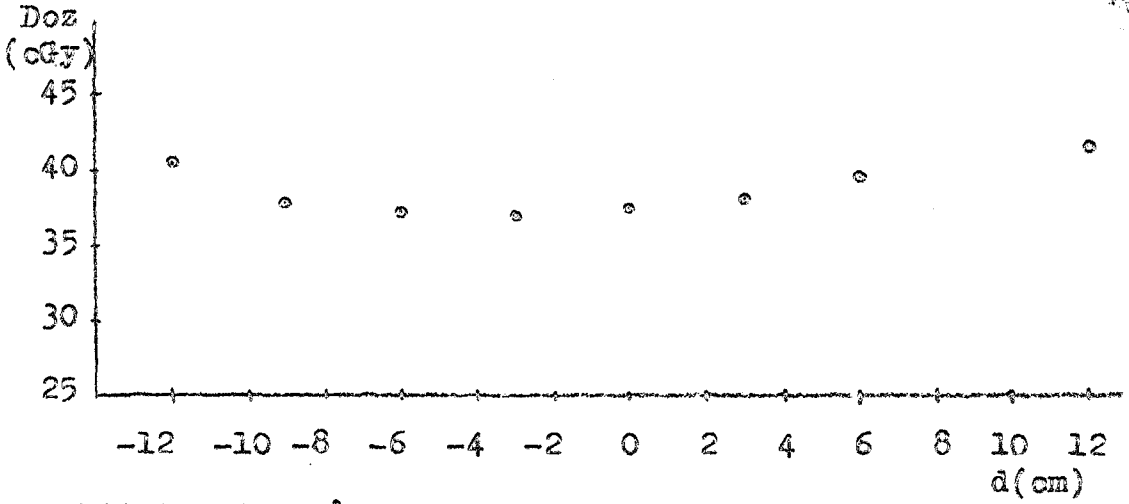
$d(\text{cm})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	$D_t(\text{cGy})$	Ölçülen	% hata
	Alan I	Alan II	(Toplam)	(cGy)	
0	14.30	13.70	28.00	26.6	-5



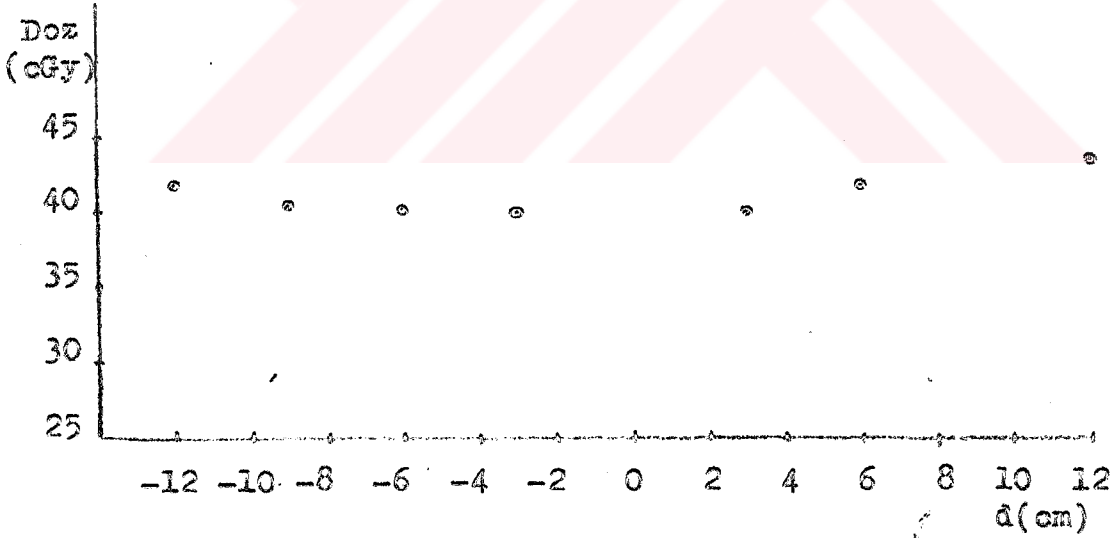
Şekil 3.5:17 nolu kesitin lateral orta hat doz profili (17-1)



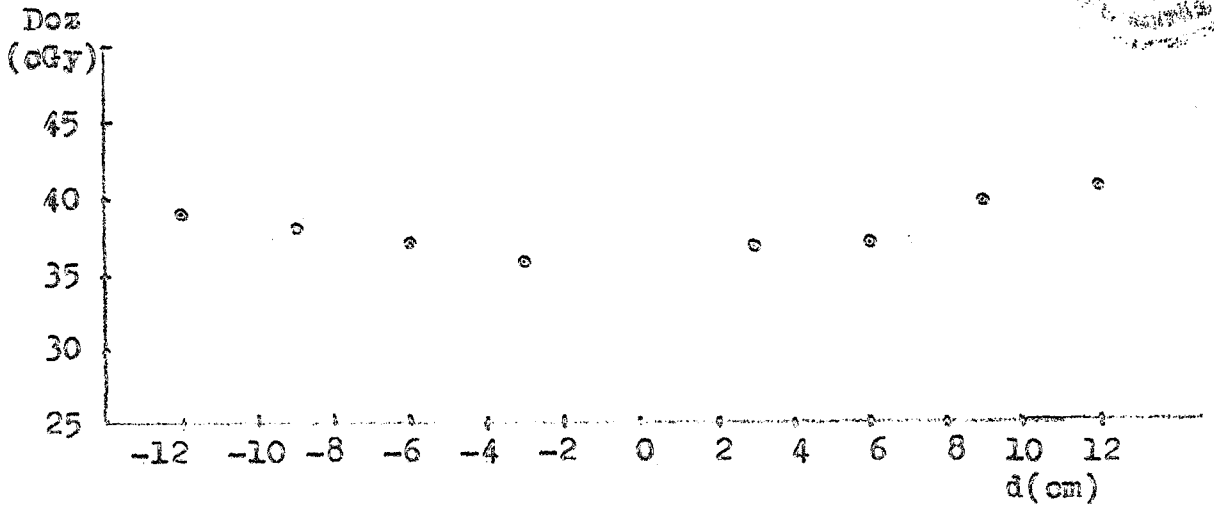
Şekil 3.6:17 no'lu kesitin lateral orta hattın bir alt sıra doz profili (17-2)



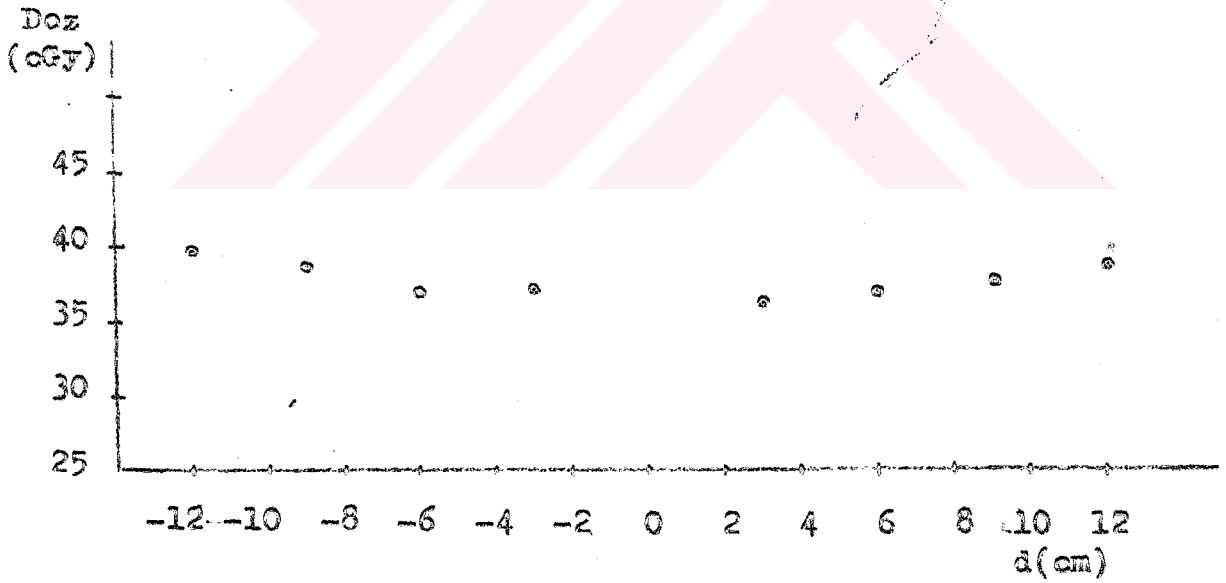
Şekil 3.7:17 no'lu kesit lateral orta hattan iki alt sıra doz profili (17-3)



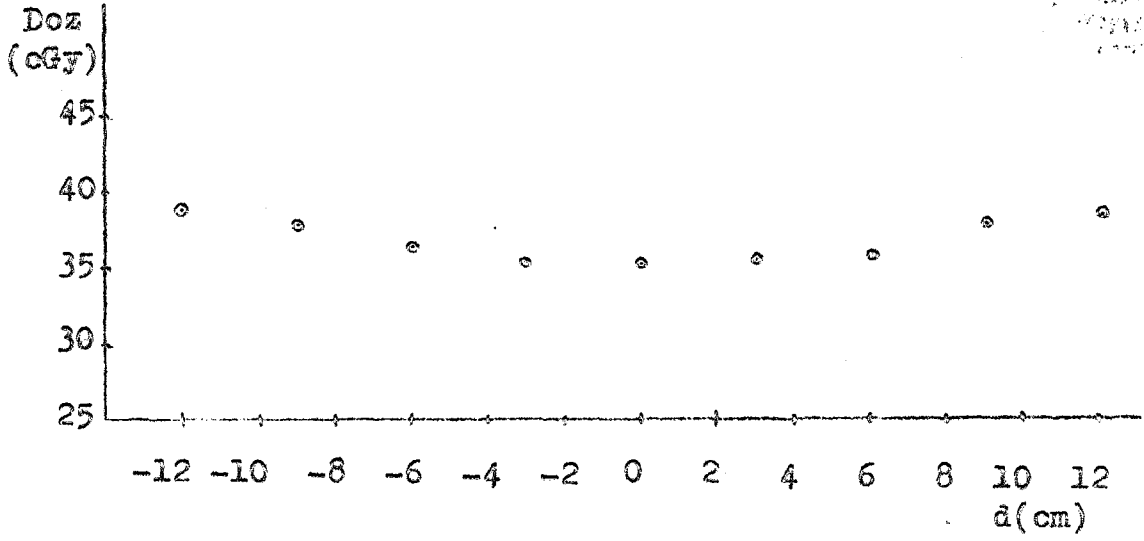
Şekil 3.8:17 no'lu kesitin lateral orta hattan bir üst doz profili (17-4)



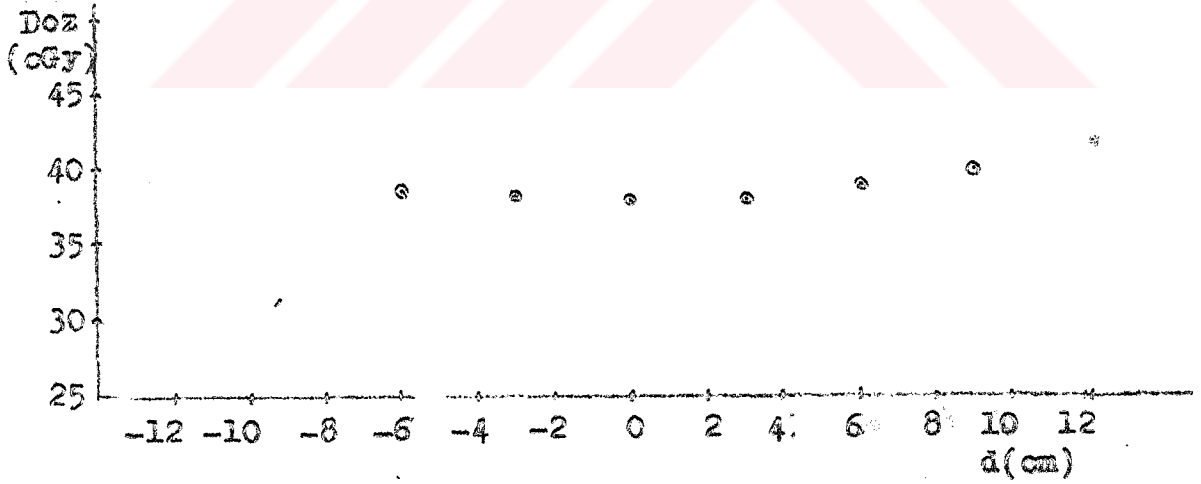
Şekil 3.9:17 no'lu kesitin lateral orta hattan iki üst sıra doz profili (17-5)



Şekil 3.10:26 no'lu kesitin lateral orta hat doz profili(26-1)



Şekil 3.11: 26 no'lu kesitin lateral orta hattan bir alt sıra doz profili (26-2)



Şekil 3.12: 26 no'lu kesitin lateral orta hattan iki alt sıra doz profili (26-3)

3.4. DOZ HOMOJENİTESİ:

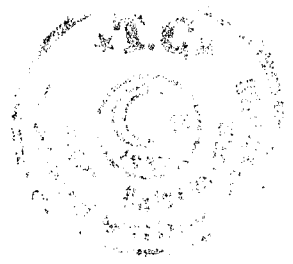
Tüm vücut ışınlamasında doz homojenitesinin bilinmesi de önemlidir. Referans kesitinin umbilicus'tan geçen kesit olması nedeni ile Rando Fantomun eksenî boyunca çeşitli kısımlarının aldığı doz umbilicus'a normalize edilerek bulunmuştur. (Tablo 3.30) Sonuçlar şekil 3.13'deki grafikte de gösterilmiştir. Buradan boyun ve akciğerlerin bulunduğu yerlerde fazla doz alındığı görülmektedir.

Akciğerler hava boşlukları bulunması ve boyun da ince olması nedeniyle fazla doz alır. Akciğerlerin fazla doz alması hastaların akciğer pnömonisinden ölmelerine neden olur. Akciğerlerin alacağı dozu azaltmak için hasta sağ lateral ve sol lateral olarak ışınlanırken kollarını akciğerlerini koruyacak pozisyonda tutabileceği düşünüldü. Boyun için ise bolus denilen, radyasyonu soğurma özelliği bakımından dokuya eşdeğer maddelerin birinden yararlanılabilir. Bu, balmumu, piring torbası veya parafin olabilir.

Yapılan deneysel çalışmada bolus olarak piring torbalarından yararlanılmıştır. Rando Fantomun boynuna 6 cm kalınlığında, kol yerine de 6 cm kalınlığında bolus yerleştirilmiştir. Şekil 3.14, Rando Fantomu bolus kullanılarak yapılan tedavi pozisyonunda göstermektedir. Bu durumda Rando Fantomun eksenî boyunca çeşitli kısımlarının aldığı dozların umbilicus'a normalize değerleri tablo 3.31'de gösterilmiştir. Umbilicus'un aldığı doz % 100 iken boyun bolussuz % 122, boluslu % 96, akciğerler ise bolussuz % 109, boluslu % 86 doz alır. Bolus kalınlığının değiştirilmesi ile bu değerler istenildiği gibi ayarlanabilir.

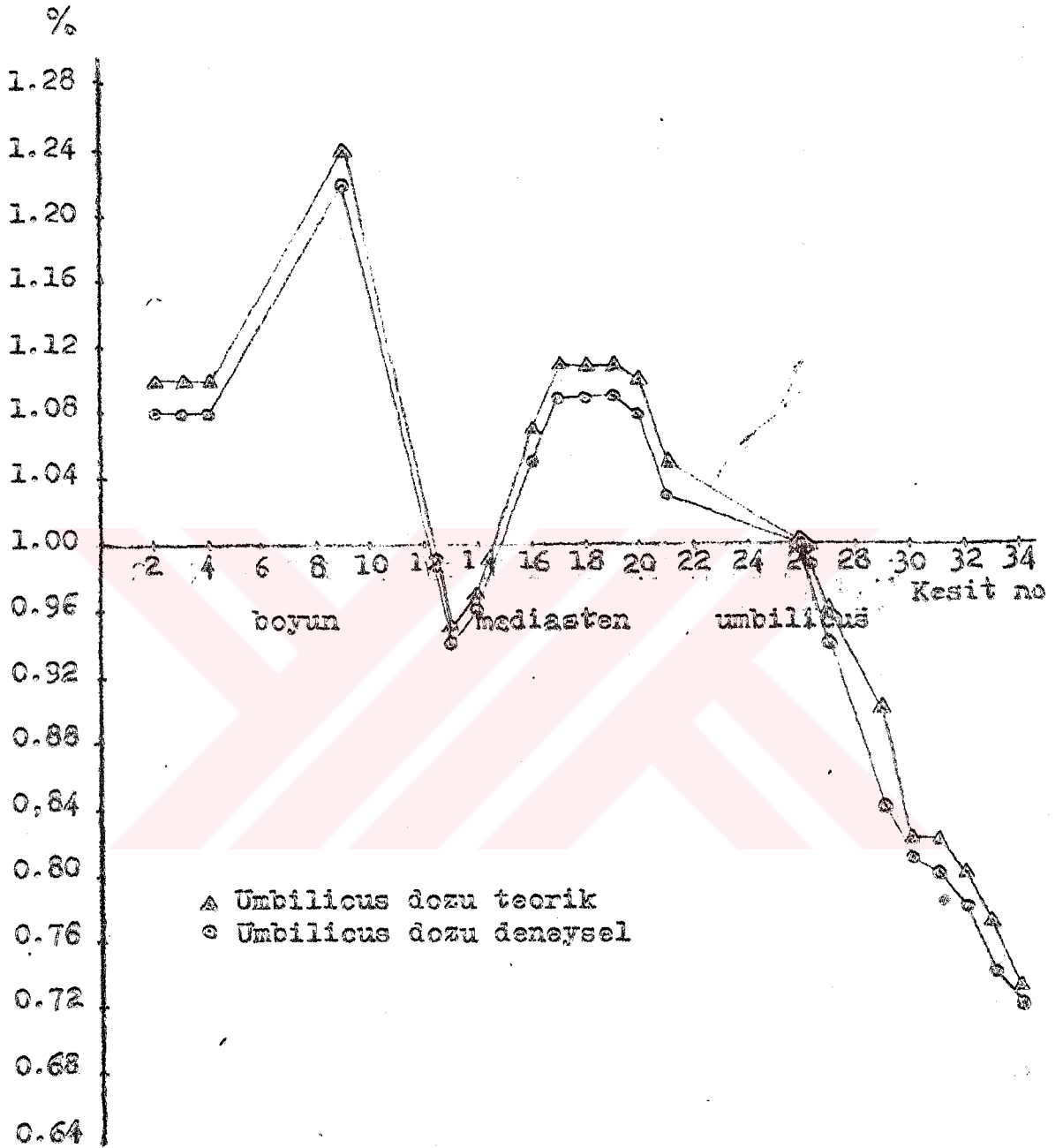
Burada elde edilen sonuçlar kullanılan bolusun doku eşdeğeri olarak beklenen sonuçları verdiğini de göstermiştir. Teorik olarak boyna 6 cm. kalınlığında bolus yerleştirildiğinde dozun bolusuz değerinin % 79.3'üne azalması gerekir. (24) Elde edilen deneysel sonuçlara göre ise bu azalma $96/122 = 0.787$ dir. Akciğerler için ise teorik olarak beklenen azalma % 78 dir. (24) Elde edilen deneysel sonuçlar ise 6 cm kalınlığında bolus kullanımının dozda $86/109 = 0.789$ azalmaya neden olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.3'deki grafiğin sonuçları D.Doughty, G.D.Lambert, A. Hirst, A.M.Marks ve P.N.Plouman'ın çalışmalarının sonuçlarına uyum sağlamaktadır. (28)



Tablo 3.30: Çeşitli kesitlerin ortalarındaki doz değerlerinin umbilicus'a normalize değerleri.

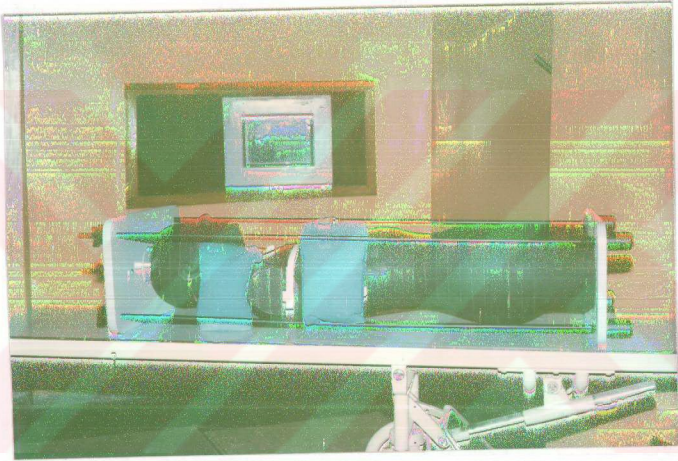
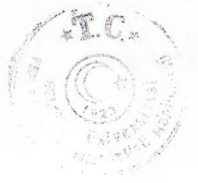
Kesit numarası	Kesitin orta noktasındaki doz değeri (cGy)	Kesitin orta noktasındaki doz değeri/Ümbilicus'un orta noktasındaki doz değeri (deneysel)	Kesitin orta noktasındaki doz değeri/Ümbilicus'un orta noktasındaki doz değeri (teorik)
2	39.80	1.08	1.10
3	39.80	1.08	1.10
4	39.70	1.08	1.10
9	44.98	1.22	1.24
13	34.50	0.94	0.95
14	35.20	0.96	0.97
16	38.50	1.05	1.07
17	40.20	1.09	1.11
18	39.90	1.09	1.10
19	40.20	1.09	1.11
20	39.70	1.08	1.10
21	37.80	1.03	1.05
26	36.75 (deneysel)	1.00	—
26	36.15 (teorik)	—	1.00
27	34.60	0.94	0.96
29	31.00	0.84	0.86
30	29.60	0.81	0.82
31	29.50	0.80	0.82
32	28.80	0.78	0.80
33	27.10	0.74	0.75
34	26.50	0.72	0.73



Şekil 3.13: Rando Fantomun lateral olarak ışınlanması (sağ lateral ve sol lateral eşit süre) durumunda çeşitli kesitlerin orta noktalarındaki dozların umbilicus'a normalize değerleri.

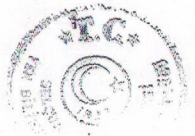
Tablo 3.31: Rando fantomun çeşitli kesitlerinin umbilicus'a normalize değerleri. (Boyun ve akciğerlere yandan 6 cm kalınlığında bolus konulmuştur.)

Kesit numarası	Kesitin orta noktasındaki doz değeri
	Umbilicus'un orta noktasındaki doz değeri
2	1.07
3	1.08
4	1.07
9	0.96
13	0.94
14	0.95
16	0.84
17	0.86
18	0.87
19	0.86
20	0.87
21	0.85
26	1.00
27	0.92
29	0.84
30	0.82
31	0.80
32	0.79
33	0.76
34	0.74



Şekil 3.14: Rando Phantom tedavi pozisyonunda.

Rando Fantomun boynuna 6 cm kalınlığında , kol yerine de 6 cm kalınlığında bolus yerleştirilmiştir.



S O N U Ç

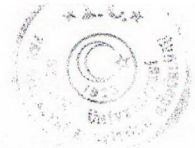
Yapılan çalışmalar sonucunda LiF'in duyarlık değişiminin bir kullanımda verilen doza, kullanım sayısına ve tekrar kullanım için yapılan 400 °C de 1 saat fırınlama sayısına bağlı olduğu anlaşılmıştır.

Bir kullanımda verilen doz miktarı arttıkça supralineerlik daha çabuk artmaktadır. TLD-100 de bir kullanımda 50 R doz verilmesi durumunda toplam 20 kullanım için duyarlılıkta bir değişim gözlenmemiştir. Bir kullanımda 100 R doz verilmesi durumunda 12. kullanımda duyarlılıkta % 3.28 lik, bir kullanımda 200 R doz verilmesi durumunda ise 12. kullanımda duyarlılıkta % 9.24 lük bir değişim görülmüştür. Daha sonraki kullanımlar için bu değişimlerin arttığı görülmüştür.

Fırınlamanın duyarlık üzerine etkisi ise bir kullanımda verilen doz ve kullanım sayısı ile birlikte göz önüne alınmalıdır. Bir kullanımda 100 R ^{137}Cs radyasyonu verilen ve 4 kullanımdan sonra 400 °C de 1 saat fırınlanan TLD-100 lerin 11. fırınlama sonunda duyarlığı % 6.14 azalmakta iken bir kullanımda 100 R ^{137}Cs radyasyonu verilen ve 20 kullanımdan sonra 400 °C de 1 saat fırınlanan TLD-100 lerin duyarlığı 11. fırınlama sonunda % 16.39 azalmaktadır. Bir kullanımda 400 R ^{137}Cs radyasyonu verilen ve her kullanım sonunda 400 °C de 1 saat fırınlanan TLD-100 ün duyarlığı 11. fırınlama sonunda % 0.65 azalmakta iken bir kullanımda 400 R ^{137}Cs radyasyonu verilen ve 5 kullanımdan sonra 400 °C de 1 saat fırınlanan TLD-100 ün duyarlığı 11. fırınlama sonunda % 16.42 azalmaktadır. Bir kullanımda 400 R radyasyon verilip daha sonra her kullanım sonunda fırınlanan TLD-100 lerin duyarlığında ilk fırınlamalar için görülen değişim önemsenmeyecek kadar azdır. 31 fırınlamadan sonra duyarlılıkta % 3-4 bir azalma olmaktadır. Rutin kullanımda bütün bunların göz önüne alınması gerekir.

TLD-100 ün tüm vücut ışınlamasında kullanımı teorik beklentilere oldukça yakın sonuçlar vermiştir. Alınan dozun çok az hasta ile bilirmesi gerekli durumlarda iyi kullanılan bir TLD ile yeterli sonuçların alınacağı açıktır. Bu da duyarlık değişiminin bir kullanımda verilen doz miktarı, kullanım sayısı ve tekrar kullanım için yapılan fırınlama sayısı ile nasıl değiştiğinin göz önünde bulundurulması ile sağlanabilir.

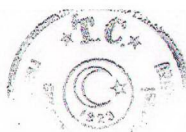
3.bölümde TBI'nın kuramsal hesabı ayrıntılı olarak açıklan-



maştır. Deneyssel ölçümleler ise "Rando Fantom" ve termoluminesans dozimetre sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Rando Fantoma lateral olarak beş dakika sağ ve beş dakika sol taraftan olmak üzere on dakikalık bir test dozu verilerek yerleştirilen TLD-100 ler Victoreen 2800 TLD okuyucuda okunmuştur. Deneyssel ve kuramsal sonuçların uyum halinde oldukları görülmüştür.

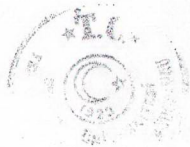
Tüm vücut ışınlamasında yeterli dozun verilmesinde ortaya çıkan en büyük sorun akciğerlerde hava boşluğu bulunmasından dolayı akciğerlerin fazla doz alması ve bunun sonucunda oluşan akciğer pnömonosinden hastaların hayatlarını kaybetmeleridir. Bunu önlemek için lateral ışınlamada hastanın kollarını yanda akciğerlerini koruyacak şekilde tutabileceği düşünüldü. Rando Fantomun kolları olmadığından ortalama kol kalınlığında (6 cm) radyasyonun soğurma özellikleri bakımından dokuya eşdeğer madde olan bolus(yapılan çalışmada piring torba) kullanılmıştır. Boyun da vücudun diğer kısımlarına göre ince olduğundan fazla doz alır. Boyunun alacağı dozu azaltmak için de bolus kullanılmıştır. Bolus kullanımı bu bölgelerin alacağı dozu istenilen değerlere getirmiştir. Vücudun çeşitli kısımlarının aldığı radyasyon miktarları umbilicusa normalize edilerek bolussuz ve boluslu olarak doz dağılımının homojenitesi incelenmiştir.

Bu çalışma yöntemi ile Gülhane Askeri Tıp Akademisi Onkoloji Kliniğinde başlatılan kemik iliği transplantasyonları radyasyon yönünden tüm vakalarda başarılı olarak devam etmektedir.



REFERANS LAR

1. John R.Cameron, James G.Skofronick, Medical Physics, (John Wiley and Sons, 1978)
2. Product Bulletins-Harshaw Chemical Company, Crystal-Solid Division. Cleveland, Ohio. 1968
3. H.Lanzl Lawrence, The Rando Phantom and its medical applications, ARL Inc., 1973
4. S.Yaşar, H.Alkan,A.Türer, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Teknik Rapor No: 33, 1986
5. H.E.Johns, J.R.Cunningham, The Physics of Radiology,201-214, 1969
6. Arthur S.Dolish, The Film-Badge Most Used Personnel Dosimeter. Atomics, March/April 1964
7. J.H.Webb, "Theory of the Photographic Latent Image Formation" Journal of Applied Physics, Vol.II, 18, 1940
8. G.J.Hine and G.L.Brownell, Radiation Dosimetry (Academic Press, Inc., 1956)
9. R.H.Morgan and W.W.VanAllen, The Sensitometry of Roentgenographic Films and Screens, Radiology, 52, 832, 1949
10. R.B.Wilsey, Radiology 56, 229, 1951
11. Handbook 57. Photographic Dosimetry of X-and Gamma Rays. U.S.Department of Commerce. National Bureau of Standards
12. N.A.Dyson, An Introduction to Nuclear Physics with applications in medicine and biology (John Wiley and Sons, 1981) 91-101
13. J.R.Cameron, N.Suntharalingam, G.N.Kenney, Thermoluminescent Dosimetry, (The University of Wisconsin Press, 1968)
14. N.Suntharalingam, Nuclear Instruments and Methods 175, 191-192, 1980
15. A.S.Pradhan, S.Balachandran and R.C.Bhatt, Nuclear Instruments and Methods 204, 251-253, 1982
16. J.W.McKlveen, Nuclear Instruments and Methods, 175, 201-204 1980
17. S.V.Moharil, phys. stat. sol.(a) 77,413, 1983
18. E.Thomasz, V.D'alotto, C.E.Nollmann and J.J.Kunst, Nuclear Instruments and Methods, 175, 196-197, 1980
19. M.Tsuda and T.Mori, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 219, 588-591, 1984
20. C.M.H.Driscoll and A.F.McKinlay, Nuclear Instruments and Methods, 175, 65-67, 1980
21. Gail de Planque, H.W.Julius and C.W.Verhoeff,Nuclear Instruments and Methods, 175, 177-179, 1980
22. C.Nollmann, B.Burgkhardt and E.Piesch, Nuclear Instruments



- and Methods, 161, 449-458, 1979
23. Alderson Research Laboratories, Technical Bulletin No:43 January, 1969
 24. British Journal of Radiology Supplement No:17, Published By the British Institute of Radiology, London, 1983
 25. G.P.Glasgow, W.B.Mill. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 6, 773-777, 1980
 26. Wing-chee Lam, Stanley E. Order, E. Donnell Thomas Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol 6, 245-250, 1980
 27. G.P.Glasgow, W.B.Mill, G.L. Phillips and G.P. Herzig, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol 6, 1243-1250, 1980
 28. D. Doughty, G.D. Lambert, A. Hirst, M. Marks, P.N. Plowman, The British Journal of Radiology, 60, 269-278, 1987
 29. B. Shank, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 9, 1925-1931, 1983
 30. J.M. Galvin, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 9, 1919-1924, 1983
 31. J. Van Dyk. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol 9, 1913-1918, 1983
 32. Allen S. Lichter, Debra Tracy, Wing-Chee Lam, Stanley E. Order, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 6, 301-309, 1980
 33. Tae H. Kim, Faiz M. Khan and James M. Galvin. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol 6, 779-784, 1980

W. G.
Yükseköğretim Kurulu
Dokümantasyon Merkezi