



**MONTE CARLO HESAPLARININ  
SAÇILMA KESRİ  
ve  
DOZ ÖLÇÜMLERİNE UYGULANMASI**

**Niyazi MERİÇ**

**DOKTORA TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI  
1996**

47725

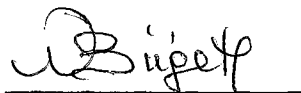
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

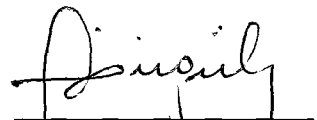
MONTE CARLO HESAPLARININ SAÇILMA KESRİ  
VE  
DOZ ÖLÇÜMLERİNE UYGULANMASI

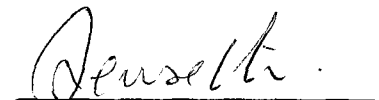
Niyazi MERİÇ

DOKTORA TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

Bu tez 26 /12 / 1996 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından 90 ( Doksan )  
not takdir edilerek Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

  
Prof. Dr. Nuray BÜGET  
(Danışman, Başkan)

  
Prof. Dr. Özgen BİRGÜL  
(Üye)

  
Doç. Dr. Şemsettin TÜRKÖZ  
(Üye)

## ÖZET

Doktora Tezi

MONTE CARLO HESAPLARININ SAÇILMA KESRİ

ve

DOZ ÖLÇÜMLERİNE UYGULANMASI

Niyazi MERİÇ

Ankara Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman : Prof.Dr. Nuray BÜGET

1996, sayfa : 146

Jüri : Prof. Dr. Nuray BÜGET

Prof. Dr. Özgen BİRGÜL

Doç. Dr. Şemsettin TÜRKÖZ

Tezin ilk kısmında, 67 kVp tüp voltajında, çok enerjili x-ışını demeti kullanarak lüsit, polietilen, polipropilen, alüminyum ve bakır için saçılma kesri ölçümleri yapıldı. Deneyin benzeşimi aynı giriş koşullarında Monte Carlo tekniği ile gerçekleştirildi. Ölçülen ve hesaplanan değerler birbirleriyle ve literatürde verilenlerle kıyaslandı. Ayrıca Monte Carlo hesapları, saçılma kesrinin saçıcının yoğunluğuna olan bağımlılığını görmek için, su, bakalit ve kemik kullanarak da tekrarlandı.

Tezin ikinci kısmında "episola" (göz yaşı kanallarında tıkanma) hastalığının teşhis ve tedavisinde göz merceğinin aldığı radyasyon dozu (1) doğrudan hasta üzerinde ve fiziksel fantom ile ölçüldü ve (2) Matematiksel fantom yardımıyla, Monte Carlo yöntemi kullanılarak hesaplandı. Ayrıca, bir su fantomu ile "Doku Hava Oranları" deneysel yolla ve Monte Carlo analizi ile saptandı ve ilgili çizelgeler elde edildi. Kullanılan yöntemlerin birbirlerini doğrulayan sonuçlar verdiği ve bu çalışma için göz dozunun risk sınırları altında kaldığı belirlendi.

**ANAHTAR KELİMELEER:** Monte Carlo, saçılma kesri, Doku Hava Oranı, doz ölçümleri, göz merceği dozu.

ABSTRACT

PhD. Thesis

APPLICATION OF MONTE CARLO CALCULATIONS TO THE SCATTER FRACTION  
and  
DOSE MEASUREMENTS

Niyazi MERİÇ

University of Ankara  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Physics

Supervisor : Prof. Dr. Nuray BÜGET  
1996, Page: 146

Jury : Prof. Dr. Nuray BÜGET  
Prof. Dr. Özgen BİRGÜL  
Assoc. Prof. Dr. Şemsettin TÜRKÖZ

In the first part of the work, scatter fractions have been determined experimentally for lucite, polyethylene, polypropylene, aluminium and copper using polyenergetic broad x-ray beam of 67 kVp. Simulation of the experiment has been carried out by the Monte Carlo technique under the same input conditions. Comparison of the measured and predicted data with each other and with the previously reported values has been given. Monte Carlo calculations have also been carried out for water, bakalite and bone to see the dependence of scatter fraction on the density of the scatterer.

In the second part of the work the radiation dose received by the lens of eye of the patient suffering "episola" disease during diagnosis and treatment has been (1) measured directly on the eye of the patient and on a physical phantom, and (2) calculated by the Monte Carlo method using a mathematical phantom. Apart from this "Tissue Air Ratios" have been determined experimentally and theoretically (by Monte Carlo Analysis) using a water phantom and related tables are obtained. The methods used are found to be consistent with each other the lens dose being under the risk factors for the conditions of this work.

**KEY WORDS:** Monte Carlo, scatter fraction, Tissue Air Ratios, dose measurements, the lens dose of eye.

**TEŐEKKÖR**

Tezimin hazırlanması sırasında katkıları ile çok değerli yardımlarını unutamayacağım sayın hocam **Prof. Dr. Nuray BÖGET**'e (A.Ö.F.F) ve sayın hocam **Doç.Dr. Doğan BOR**'a (TAEK), her zaman yardım ve desteklerini gördüğüm sayın **Prof. Dr. Hikmet BAYHAN**'a (GATA), **Prof.Dr. Cihan ÖZMUTLU**'ya (U.Ö.F.F), **Prof.Dr. Sedat IŞIK**'a (G.Ö.T.F) ve **Doç.Dr. Erhan ILGIT**'a (G.Ö.T.F), bana her zaman destek ve yardımcı olan eşim **Sema MERIÇ**'e, arkadaşlarım **Fizik yük. Müh. Mustafa ÖZKIRLI**'ya (TAEK) ve **Fizik yük. Müh. Nizamettin DALKILIÇ**'a (A.Ö.T.F), ayrıca tüm **TAEK, GATA Nükleer Tıp ve G.Ö.T.F. Radyoloji Bölümü** personeline teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.



## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
GİRİŞ.....	1
2. X - IŞINLARININ OLUŞUMU VE MADDE İLE ETKİLEŞMESİ.....	4
2.1. X - Işınlarnn Oluşumu.....	4
2.2. X - Işınlarnn Madde ile Etkileşmesi.....	6
2.2.1.Fotoelektrik soğurma.....	6
2.2.2.Koherant saçılma.....	7
2.2.3.Compton saçılması.....	9
2.2.4.Çift oluşumu.....	11
2.3. X - Işınlarnn Azalımı.....	11
2.4. Anjiyografide Sayısal Çıkarma Tekniğı.....	12
2.4.1.Sayısal çıkarma sistemi .....	13
3. TEŞHİS ( DİAGNOSTİK ) RADYOLOJİSİ.....	17
3.1. Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler: Saçılan Radyasyon.....	17
3.1.1. Saçılan radyasyonu önleme yöntemleri.....	18
3.1.2. Saçılan radyasyonu ölçme yöntemi: saçılma kesri.....	18
3.2. Radyasyon Dozu.....	19
3.2.1. Işınlama ( Exposure).....	19
3.2.2. Soğurulan doz.....	20
3.2.3. Soğurulan doz ile ışınlama dozu arasındaki bağıntı : dönüşüm faktörü.....	22
3.3. Doz Ölçüm ve Hesaplarında Kullanılan Teknikler.....	23
3.3.1. Doğrudan ölçüm.....	23
3.3.1.1.Termolüminesans dozimetri ( TLD ).....	23
3.3.1.2. İyon odası.....	26
3.3.2. Dozun dolaylı hesabı.....	26
3.3.2.1.Doku hava oranı ( TAR ).....	27
3.3.3. Matematiksel yöntem: Monte Carlo.....	28
3.3.3.1. Temel örnekleme ilkesi.....	29
3.3.3.2. Ters dönüşüm yöntemi.....	30
3.3.3.3. Reddetme yöntemi.....	30
4. TEORİK VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	32
4.1. Monte Carlo Yönteminin Radyolojiye Uygulanması.....	32
4.1.1.Programlama dilinin seçimi.....	37
4.2. Saçılma Kesri.....	38
4.2.1.Saçılma kesirlerinin deneysel olarak saptanması.....	38
4.2.2.Saçılma kesrinin monte Carlo Yöntemi ile hesabı.....	40
4.2.3.Sonuçlar ve tartışma.....	42
4.2.4.Elde Edilen Saçılma Kesirlerinin Literatürdeki Çalışmalarla Karşılaştırılması	50
4.3. Doz Ölçüm ve Hesapları.....	54
4.3.1.Deneylerde kullanılan TLD'lerin hazırlanması.....	54
4.3.2.Radyolojide organ dozu için TAR değerleri.....	55
4.3.2.1.TAR değerlerinin deneysel yolla belirlenmesi.....	55

4.3.2.2.TAR değerlerinin Monte Carlo ile hesaplanması.....	57
4.3.2.3.Sonuçlar ve tartişma.....	58
4.3.3.Hasta üzerinde göz merceği doğrudan lm.....	65
4.3.3.1. Sonuçlar ve tartişma.....	66
4.3.4.Fiziksel fantom üzerinde göz merceği doğrudan lm.....	68
4.3.4.1.Sonuçlar ve tartişma.....	70
4.3.5.Matematiksel fantom ve Monte Carlo yöntemiyle göz doğunun hesabı.....	71
4.3.5.1.Matematiksel fantom tasarımı.....	73
4.3.5.2.Sonuçlar ve tartişma.....	76
4.3.6.Yöntemlerin karşılaştırılması.....	78
4.3.6.1.Uygulama.....	80
4.3.7.Risk Sınırları.....	85
5. SONUÇ.....	88
KAYNAKLAR.....	90
EKLER.....	96
EK - 1 .....	97
EK - 2 .....	99
EK - 3 .....	101
EK - 4 .....	101
EK - 5 .....	103
EK - 6 .....	120
EK - 7 .....	121
EK - 8 .....	122

**SİMGELER DİZİNİ**

kVp	: Tüp voltajı
$\mu$	: Lineer soğurma katsayısı
$\rho$	: Yoğunluk
$f$	: Dönüşüm faktörü
$\theta$	: Saçılma açısı
$\mu_{ab} / \rho$	: Kütle soğurma katsayısı
A	: Yüzey alanı
B	: Geri Saçılma faktörü
D	: Doz
DDO	: Doku Deri Oranı
DGHO	: Doku Giriş Hava Oranı
E	: Enerji
F	: Saçılma kesri
$F^2(v,z)$	: Form faktörünün karesi
H	: Madde dedektör mesafesi
HVL	: Yarı değer genişliği (Half Value Layer)
L	: Madde kalınlığı
LiF	: Lityum Fluorit
M.C.	: Monte Carlo
mA	: Tüp akımı
q	: Random sayı
R	: Röntgen
s	: Işınlama zamanı (saniye)
$S(v,z)$	: Compton saçılma fonksiyonu
TAR	: Doku Hava Oranı (Tissue Air Ratio)
TLD	: Termolüminesans dosimetri
W	: X-ışını demet çapı
X	: Işınlama



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. X - ışını Tüpü.....	4
Şekil 2.2. Toplam filtrasyonu 2.5 mm aliminyum olan tungsten anodlu bir x-ışını cihazından 90 kVp de elde edilen tipik bir enerji spektrumu.....	5
Şekil 2.3. Fotoelektrik olay.....	7
Şekil 2.4. Rayleigh saçılması.....	7
Şekil 2.5. Compton saçılması.....	9
Şekil 2.6. dx kalınlığındaki maddeden geçen x-ışınlarının azalımı.....	12
Şekil 2.7. Sayısal çıkarma sisteminin genel diğramı.....	14
Şekil 2.8 Görüntü şiddetlendiricinin yapısı.....	15
Şekil 3.1. Saçılan radyasyonla görüntü kontrastının azalması.....	17
Şekil 3.2. Soğurulan doza organ büyüklüğünün etkisi.....	20
Şekil 3.3. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diğramı. (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan serbest elektronlar ve hollerin tuzaklanması. (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayılması.....	24
Şekil 3.4. 400 °C de bir saat tavlandıktan ve 100 rad'da ışınılandıktan sonra bir (TLD-100) LiF fosforuna ait ışınma eğrisi.....	25
Şekil 3.5. Dos hesabında kullanılan fonksiyonların anlamını göstermek için kullanılan şema. F kaynak fantom mesafesi. $W_0$ , $W_m$ ve $W_d$ sırasıyla F, F + $d_m$ ve F + d mesafesindeki demet alanlarıdır.....	28
Şekil 3.6. (a) Sıklık fonksiyonu (b) Olasılık yoğunluk fonksiyonu.....	29
Şekil 3.7. Toplam olasılık fonksiyonu.....	30
Şekil 3.8. Reddetme yöntemi ile olasılık yoğunluk fonksiyonunun örneklenmesi.....	31
Şekil 4.1. 80 keV de su için (a) rayleigh (b) compton maksimum açılı saçılma olasılıkları.....	34
Şekil 4.2. Monte Carlo Yöntemi ile saçıcı bir ortamda fotonların izlenmesi.....	36
Şekil 4.3. F saçılma kesri hesabında kullanılan geometri.....	38
Şekil 4.4. 100 mAs da toplam foton sayısının kVp ile değişimi.....	39

Şekil 4.5. 67 kVp tüp potansiyelinde, dedektörün önünde hiçbir madde yokken ve 0.3 cm kalınlığında alüminyum maddesi konulduğunda elde edilen giriş ve çıkış spektrumları.....	40
Şekil 4.6. Monte Carlo hesabında kullanılan geometri.....	41
Şekil 4.7. 67 kVp tüp voltajında Monte Carlo ve deneyle elde edilen (a) 1.9 cm, (b) 4 cm, (c) 6.1 cm, (d) 8 cm kalınlıklarındaki polietilen maddesi çıkış spektrumları.....	43
Şekil 4.8. 67 kVp tüp voltajında Monte Carlo ve deneyle elde edilen (a) 0.03 cm bakır ( H = 0.0 cm), (b) 0.4 cm aliminyum ( H = 0.0 cm), (c) 6 cm lucit ( H = 0.0 cm), (d) 6 cm lucit ( H = 10 cm) için çıkış enerji spektrumları.....	44
Şekil 4.9. Saçılma kesirlerinin, (a) farklı kalınlık ( L ) ve maddeler ( H = 0 cm, W = 2 cm) için, (b) farklı H mesafeleri ( W = 2 cm) için M.C. ve deneysel sonuçları.....	47
Şekil 4.10. Lusit maddesinde 67 kVp tüp voltajında dedektöre saçılarak ve saçılmadan gelen foton sayılarının (a) kalınlığa (b) 6 cm Lusit için madde dedektör mesafesine (H) göre değişimi.....	48
Şekil 4.11. (a) Farklı yoğunluk ve kalınlıktaki maddelerin saçılma kesirleri. (b) 2 cm kalınlığındaki maddeler için dedektöre saçılarak ve saçılmadan gelen foton sayıları.....	48
Şekil 4.12. Farklı maddeler için, saçılma kesrinin (a) demet çapına ( W ) , (b) tüp voltajına ( kVp ) göre değişimi.....	49
Şekil 4.13. TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerlerine göre davranışı.....	55
Şekil 4.14. Deneysel TAR değerinin ölçülmesinde kullanılan geometri. R anot-su mesafesi, K suyun derinliği, A gelen x-ışını demetinin su yüzeyindeki alanı, $\Delta x$ TLD kristalleri arasındaki uzaklık.....	56
Şekil 4.15 TAR için Monte Carlo hesaplarında kullanılan geometri. R kaynak-su mesafesi, K suyun derinliği, A ve $A_L$ sırasıyla gelen x-ışını demetinin su yüzeyindeki ve L derinliğindeki alanı, $\Delta x$ L derinliğindeki dilimin kalınlığı.....	57
Şekil 4.16. TLD'lerin göz etrafında yerleştirildiği noktalar. X-ışınları kafaya lateral (sol-sağ) pozisyonda her zaman 5 nolu TLD'nin, AP(ön-arka) pozisyonda 6 nolu TLD'nin bulunduğu noktadan girmektedir.....	65
Şekil 4. 17. Hasta veya Rando fantomun ön-arka pozisyonda ışınlanması.....	69

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1.Deneyde kullanılan maddelerin yoğunlukları ve boyutları.....	40
Çizelge 4.2.Monte Carlo hesabında kullanılan maddelerin yoğunlukları ve boyutları.....	42
Çizelge 4.3.Deneysel ve teorik saçılma kesri sonuçları.....	46
Çizelge 4.4.Dick ve Barnea'nın sonuçları ile karşılaştırma.....	50
Çizelge 4.5.Reiss ve Stemle'nin sonuçları ile karşılaştırma.....	51
Çizelge 4.6.Kalenderin sonuçları ile karşılaştırma.....	51
Çizelge 4.7.Chan and Doi, Barnea and Dick ve Papin and Rielly'nin sonuçları ile karşılaştırma.....	52
Çizelge 4.8.Deneysel TAR değerlerinin bulunmasında kullanılan değerler.....	59
Çizelge 4.9.Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 10x10 cm <sup>2</sup> .....	59
Çizelge 4.10.Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 20x20 cm <sup>2</sup> .....	60
Çizelge 4.11.Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 30x30 cm <sup>2</sup> .....	60
Çizelge 4.12.Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 10x10 cm <sup>2</sup> .....	61
Çizelge 4.13.Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 20x20 cm <sup>2</sup> .....	61
Çizelge 4.14.Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 30x30 cm <sup>2</sup> .....	62
Çizelge 4.15.Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 10x10 cm <sup>2</sup> .....	62
Çizelge 4.16.Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 20x20 cm <sup>2</sup> .....	63
Çizelge 4.17.Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 30x30 cm <sup>2</sup> .....	63
Çizelge 4.18.A = 25 x 25 cm <sup>2</sup> demet alanında Monte Carlo'dan elde edilen doku - hava oranı.....	64
Çizelge 4.19.DSA çalışmasında teşhis esnasında göz hastalarının mGy olarak aldıkları doz'lar.(Parantez içindeki sonuçlar Rad biriminde).....	66
Çizelge 4.20.Tişhis hastalarından, ön-arka pozisyonda elde edilen DDO (Doku-Deri Oranı) değerleri.....	67
Çizelge 4.21.DSA çalışmasında, tedavi aşamasında göz hastalarının mGy olarak aldıkları doz değerleri (Parantez içindeki sonuçlar Rad biriminde).....	68

Çizelge 4.22.Fiziksel fantomla göz dozunun bulunmasında kullanılan f değerleri.....	70
Çizelge 4.23.Fiziksel fantom, TLD ve iyon odası kullanılarak elde edilen deneysel sonuçlar.....	70
Çizelge 4.24.Fiziksel fantom'dan elde edilen DDO ve DGHO değerleri.....	71
Çizelge 4.25.Ön-arka (focal nokta-fantom mesafesi 65 cm) ve sol-sağ (focal nokta - fantom mesafesi 76 cm) pozisyonda, bir dakikalık skobi ve DSA görüntüsü başına fantom irişinde havadaki doz .....	71
Çizelge 4.26.Matematiksel fantomda, farklı yoğunluktaki dokuların elemental birleşikleri (ağırlıklarının % 'si olarak).....	72
Çizelge 4.27.Monte Carlo Analizinde kullanılan enerji spektrumları.....	73
Çizelge 4.28.Monte Carlo yöntemi ile 25 x 25 cm <sup>2</sup> demet alanında deri giriş dozuna göre elde edilen DDO değerleri.....	76
Çizelge 4.29.Monte Carlo Analizi ile sol-sağ pozisyonda havada giriş dozuna göre elde edilen GHO değerleri.....	77
Çizelge 4.30.Monte Carlo Analizi ile ön-arka pozisyon için havada giriş dozuna göre elde edilen DGHO değerleri.....	77
Çizelge 4.31.Doğ ölçüm ve hesaplarında kullanılan yöntemlerin, DGHO kullanılarak karşılaştırılması (1-15 arası teşhis, 15-25 arası tedavi hastaları).....	78
Çizelge 4.32.Deri giriş dozu kullanılarak, ön-arka pozisyonda fantom ve M.C.'dan elde edilen göz doz'ları.....	80
Çizelge 4.33.Yetişkinlerde Göz merceğinde deterministik etkiler için beklenen eşik değerleri.....	85
Çizelge 4.34.DSA' da, göz çalışmasında, deterministik etkiler için eşik değerini geçen skobi ve DSA sınırları .....	86

## 1.GİRİŞ

Hastalıkların teşhisinde çok önemli bir yer tutan tanısal radyolojide insan anatomisi ve morfolojisi ile ilgili görüntü, x-ışınları kullanılarak bir film üzerinde elde edilir. Bir çok uygulamada ise damarsal yapı ile ilgili dinamik bilgiler bir televizyon ekranı ile görüntülenir. Damarsal yapılarla ilgili tanı ve tedavilerin sürekli x-ışını görüntüsü alınarak yapıldığı bu çalışmalara floroskopik, bir başka isimle anjiyografik uygulamalar denir.

Günümüzde bilgisayarların x-ışını sistemleri ile beraber kullanılmaya başlanması, tanısal çalışmalara büyük kolaylıklar getirmiştir. Bu yolla, bilgisayarda sayısal hale getirilen görüntülerin üzerinde işlem yapabilme olanağı ortaya çıkmıştır.

Son yapılan çalışmalarda toplum tarafından alınan radyasyon dozuna en büyük katkının radyolojik uygulamalardan geldiği gösterilmiştir. Teşhisin tipine bağlı olarak hasta dozları birkaç milirem'den 5-10 rem mertebesine kadar değişmektedir. Hatta birtakım anjiyografik çalışmalarda 50-60 rem doz miktarı belirtilmektedir.

Tüm bu uygulamalarda amaç, tanının en az hata ile yapılmasını sağlayarak optimum görüntü kalitesinin elde edilmesi ve hastaya minimum radyasyon dozunun verilmesidir. Ancak iyonize radyasyon kullanan görüntüleme tekniklerinin hiçbirinde görüntü kalitesini, hasta dozunu artırmadan yükseltmek mümkün değildir. Dozu artıran en önemli neden, film görüntülerinde istenilen kalitenin elde edilmemesi nedeniyle "çalışmanın tekrar" edilmesi ya da floroskopik uygulamalarda ışınlama sürecinin uzun tutulmasıdır. Literatürde verilen çok özel bazı floroskopik çalışmalar dışında genelde diagnostik tetkiklerdeki hasta dozlarının sağlığa doğrudan bir etkisinin olmayacağı şüphesizdir. Ancak bireyin yaşamı boyunca geçirdiği hastalıklar nedeniyle alabileceği doz miktarının kestirilmesi de olası değildir. Bu nedenle her bir tetkikte hastaya en az radyasyon dozunun verilmesi gerekmektedir. Diğer taraftan son yıllarda retrospektif olarak yapılan çalışmalarla, yeni risk modelleri, radyasyonun stokastik (düşük seviyeli radyasyonun zararları ile ilgili olasılık) etkileri ile ilgili düzenlemeler ortaya çıkmış ve bu nedenle izin verilen doz sınırları 4 kat daha düşürülmüştür.

Görüntü kalitesine etki eden bir çok faktör vardır. Bunlar sistem tasarımının getirdiği doğal sınırlamaların dışında (örneğin focal nokta boyutunun sonlu olması) kullanıcı tarafından gerçekleştirilen teknik ayarlamalar (tüp kVp si seçimi, çalışma geometrisinin kurulması, film/banyo işlerinin doğruluğu, uygun bilgisayar yöntemlerinin seçilmesi) ve pozisyonlama hataları şeklinde sıralanabilir. Ancak görüntü kalitesinin bazı fiziksel nedenlerle etkilenmesi çok daha önemlidir. Bunlar sınırlı sayıda x-ışını fotonu kullanılmasından dolayı ortaya çıkan "gürültü" ile hastadan saçıldıktan sonra ve orjinal yönlerini değiştirerek görüntüleme sistemine ulaşan ve yanlış bilgi veren "saçılmış foton"lardır.

Foton sayısının artırılması gürültü etkisini azaltır ancak bu uygulama ile hasta dozu da artmış olur. Tüpe uygulanan voltaj, dalga şekli ve filtre miktarı ile x-ışını demetinin enerjisinin değişmesi, anatomik yapıların kişiden kişiye farklılığı (insan vücudunun değişik bölgelerinin farklı yoğunluk, atom numarası ve kalınlıkta olması) saçılan ışınların kontrolünü zor hale getirir.

Saçılan radyasyonların görüntüleme sistemine ulaşmasını bir dereceye kadar önleyen düzeneklerin tasarımlarının etkin bir şekilde yapılabilmesi, fantom yapımında kullanılan maddelerin özelliklerinin araştırılmasında saçılan radyasyon ile ilgili olarak spektral ve açısal dağılımların, ya da ortamın saçılma kesrinin bulunmasının önemi vardır. Diğer taraftan diagnostik radyolojide hastaya verilen dozun saptanması veya gerçek bir tahmin yapılması da hem hastayı radyasyondan korumak ve hem de x-ışını diagnostik tekniğini geliştirmek açısından önemlidir. Organ dozları ya çalışma esnasında hasta üzerinde ya da insan eşdeğeri maddeden yapılmış fantomlar ile doğrudan ölçülür veya Monte Carlo tekniği ve matematiksel fantom kullanarak hazırlanmış çizelgelerden çalışma koşullarına uygun olanlarının kullanılmasıyla bulunur.

Doz ölçümleri, insan benzetişimini veren fantomlarla yapıldığında, ölçümler organların belirli konumlarına yerleştirilen TLD lerle alınır. Ancak fantom kullanımında bazı sınırlamalar vardır. Bunlar (i) pahalı olmaları (ii) yalnızca standart kadın ve erkeği temsil etmeleri ve (iii) genelde fluoroskopik çalışmalarda kullanılamamalarıdır. TLD ler, uygun fiziksel özellikleri ve küçük boyutları nedeniyle, doz ölçümleri için en uygun dedektörlerdir. Ancak TLD ler arasındaki doğal farklılıklar bazen çok fazla olmakta dolayısıyla kullanılmaları durumunda doz ölçümlerinde önemli hatalar ortaya çıkmaktadır.

Doz hesaplarında en fazla kullanılan yöntemlerden bir tanesi yalnızca belirli incelemelerde hedef organ ve (kemik iliği, üreme organları, akciğer, tiroid, göz merceği gibi) diğer duyarlı organlar tarafından alınan dozların saptanması için hazırlanan çizelgelerden yararlanılmasıdır. Bu yöntemde hesaplar, standart insan için vücudun ve duyarlı organların matematiksel benzetişimi ve M.C. (Monte Carlo) kodu kullanılarak yapılır. Böylece "organ dozunun ölçülebilen bir referans dozuna oranı" olarak tanımlanan büyüklükler hesaplanarak, ölçülebilen miktarlardan ilgili organ dozları elde edilir. Ancak bu değerlerin kullanımında (ışınlanan bölgenin büyüklüğü, ışınlama uzaklığı, x-ışını sistemine ait HVL v.s. gibi) giriş parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir.

Doz hesaplarında kullanılan diğer bir yöntem ise, literatürde tamamen deneysel olarak verilen "Doku Hava Oranı" (Tissue Air Ratio (TAR)) değerlerinin kullanılmasıdır.

Literatürde, saçılma kesirleri ile ilgili çalışmalar daha çok basitliği nedeniyle tek enerjili kalem foton demetleri ve su, polistren ve lusit maddeleri kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca deney ile teoriyi aynı anda uygulayan çalışmalar sınırlıdır.

Bu çalışma çok enerjili x-ışınları ve geniş alan geometrisi ile hem deneysel hem de teorik olarak, literatürde adı geçmeyen bazı farklı maddeler için de gerçekleştirildiğinden önemlidir. Organ dozu hesabında kullanılan "TAR" değerlerinin M.C. yöntemi ile hesapları ve standart protokollerin dışında bir organ olan göz için yapılan çalışmalar orjinaldir. Ayrıca teorik hesaplarda kullanılan Monte Carlo yöntemi, ülkemizde ilk kez kapsamlı olarak radyolojiye uygulanmıştır.

Tezin ikinci bölümünde, x-ışınlarının oluşumu, madde ile etkileşmesi ve anjiyografide sayısal çıkarma tekniği hakkında kısa bir bilgi verilmiş, üçüncü bölümde ise görüntü kalitesine etki eden faktörler ile doz ölçüm ve hesaplarında kullanılan teknikler anlatılmıştır. Dördüncü bölüm, yapılan deneysel ve teorik çalışmaları içermektedir. Bölümün ilk kısmında, öncelikle fantom yapımında kullanılan bazı maddelerin saçıcılık özellikleri deneysel ve M.C. yöntemleri ile araştırılmıştır. İkinci kısımda ise doz ölçüm ve hesaplarında kullanılan tüm teknikler ile (Nazolakrimal direnaja sistemdeki tıkanıklıkların dakriosistografi yöntemiyle teşhisi ve balon yöntemiyle tedavisi sırasında) göz merceğinin aldığı radyasyon dozu belirlenmeye çalışılmıştır. Sonuçlar ve tartışma her kısım için ayrı ayrı verilmiştir.

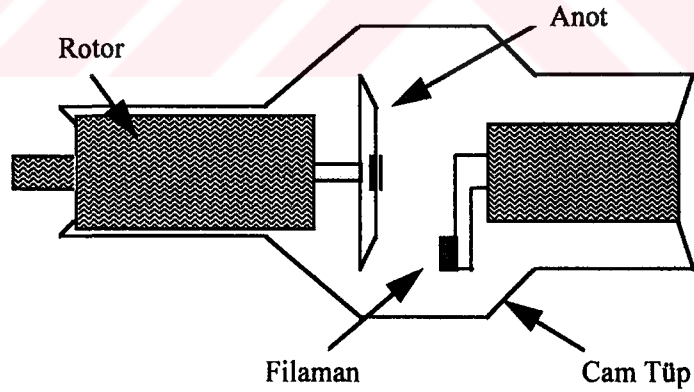
## 2. X - IŞINLARININ OLUŞUMU VE MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

### 2.1. X - Işınlarnın Oluşumu

Elektrik enerjisini x-ışınına ve sıcaklığa dönüştüren x-ışını tüpleri basitce, anod ve katot olmak üzere iki elemandan oluşur. Tüpün negatif tarafını oluşturan katot, kap şeklinde bir girintinin içersinde küçük bir tel sarımdan (flaman) meydana gelir. Katodun temel görevi elektron üretmek anoda odaklamaktır. Tüpün pozitif tarafını oluşturan anodun ise elektrik enerjisini x-ışınına dönüştürmek ve olay sırasında meydana gelen ısıyı dağıtmak gibi iki temel işlevi vardır.

X-ışını tüpünde elektrik enerjisi, flamanı ısıtarak termiyonik salma yoluyla elektron üretmek ve üretilen bu elektronları anoda doğru hızlandırmak için kullanılır. Bu nedenle x-ışını tüpünde iki akımdan söz edilebilir. Birincisi katot flaman akımı, ikincisi anod - katot arasında yüksek voltaj uygulandığında ortaya çıkan ve katotdan anoda akan akım (mA) dir.

Anodda hedef madde olarak, atom numarası ( $Z=74$ ) ve erime noktasının ( $3370\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) yüksek olması nedeniyle genellikle tungsten kullanılır. Katotdan gelen elektronların anod üzerine düştüğü noktaya odak noktası (focal spot) denir. Burada elektron enerjisinin ancak %1 i x-ışınlarına, geri kalanı ise ısı enerjisine dönüşür. Anod, üzerindeki ısı problemini azaltmak için, dakikada 2800 - 10800 devir yapacak şekilde döndürülür (şekil 2.1).

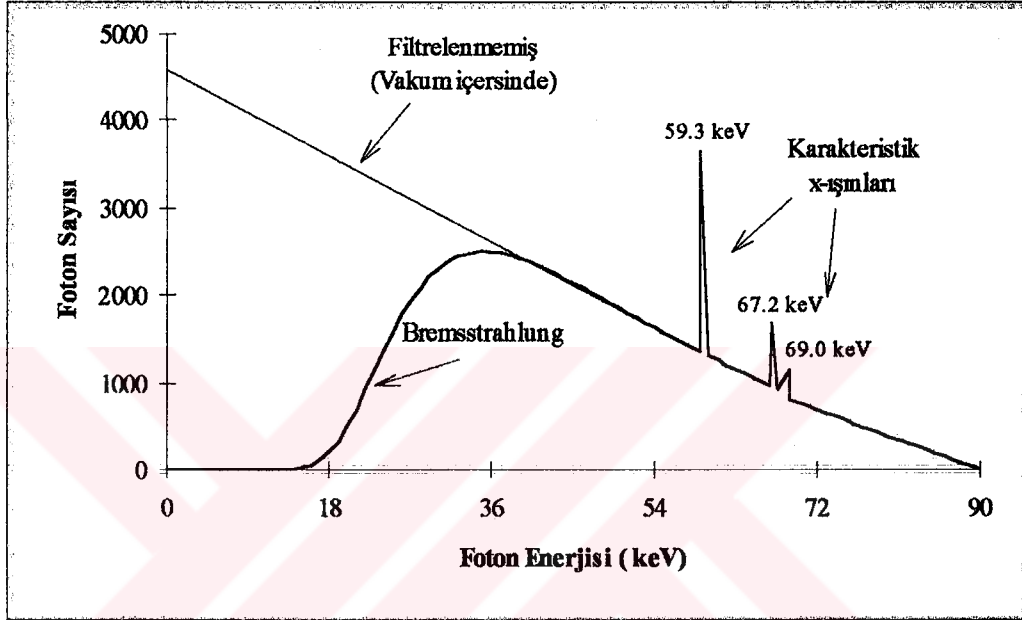


Şekil 2.1 X-ışını tüpü

Hızlı elektronlar x-ışını tüpünün anodunda iki farklı yöntemle x-ışını üretirler: Bunlardan ilki elektronların hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesidir. Bir elektron bir çekirdeğin yakınından geçerken çekirdeğin pozitif yükü elektronun negatif yüküne etki eder ve onu kendine doğru çekerken yönünü değiştirir. Bu da elektronun ivmeli hareket yapmasına ve dolayısıyla



enerji kazanmasına neden olur. Elektron tarafından kazanılan kinetik enerji foton olarak yayınlanır. Bu şekilde üretilen radyasyona “genel radyasyon” veya “frenleme radyasyonu” (Bremsstrahlung) denir. Hedefe çarpan demetteki elektronlar farklı enerjilere sahiptirler ve durgun hale gelene kadar birçok etkileşme yaparak enerji kaybederler. Bu nedenle frenleme olayı ile üretilen radyasyonun enerji spektrumunda geniş bir dağılım görülür (şekil 2.2). Bu dağılımın maksimum değeri elektronların hızlanma potansiyeline bağlıdır.



Şekil 2.2. Toplam filtrasyonu 2.5 mm alüminyum olan tungsten anodlu bir x-ışını cihazından 90 kVp de elde edilen tipik bir enerji spektrumu

İkinci tür x-ışını oluşumu ise hedefe çarpan hızlı elektronların anod maddesinin yörünge elektronları ile etkileşmesinin sonucudur. Bir atom uyarıldığında veya iyonize olduğunda normal duruma dönerken x-ışını bölgesinde radyasyon yayar. “Karakteristik x-ışınları” denilen bu ışınların enerji spektrumu şekil 2.2’de görüldüğü gibi kesiklidir.

X-ışınları tüpünden çıkan x-ışınları öz (inherent) ve ek filtreleme olmak üzere iki ayrı filtrelemeden geçer. Öz filtreleme tüpü çerçeveleyen cam ile, tüpü soğutmak amacıyla kullanılan ve tüp ile koruyucu zırh arasında bulunan yağın oluşturduğu kalınlıktır. Bu filtrelemeler yaklaşık 1 mm Al’a eşdeğerdir (Adran and Crooks 1972). Görüntüye hiçbir katkısı olmayan düşük enerjili x-ışınlarını, sürekli x-ışını spektrumundan uzaklaştırmak için bu filtrelemeye ilave olarak birde ek filtreleme yapılır.

Anoddan çıkan x-ışınlarının şiddeti anod-katot eksenini boyunca sabit değildir. X-ışını şiddeti, anoddan katoda gidildikçe artmaktadır. Buna ‘‘Heel etkisi’’ denir. Heel etkisi anod açısına ve focal noktanın büyüklüğüne bağlıdır.

X-ışını tüpünden elde edilen enerji spektrumundaki fotonların sayısı

$$I \sim mA \cdot t \cdot (kVp)^n \quad (2.1)$$

ile orantılıdır. Burada mA, t ve kVp sırasıyla tüp akımı, ışınlama zamanı ve tüp potansiyelidir. n değeri ise dalga şekline bağlı olarak 2.8 ile 3 arasında değişir.

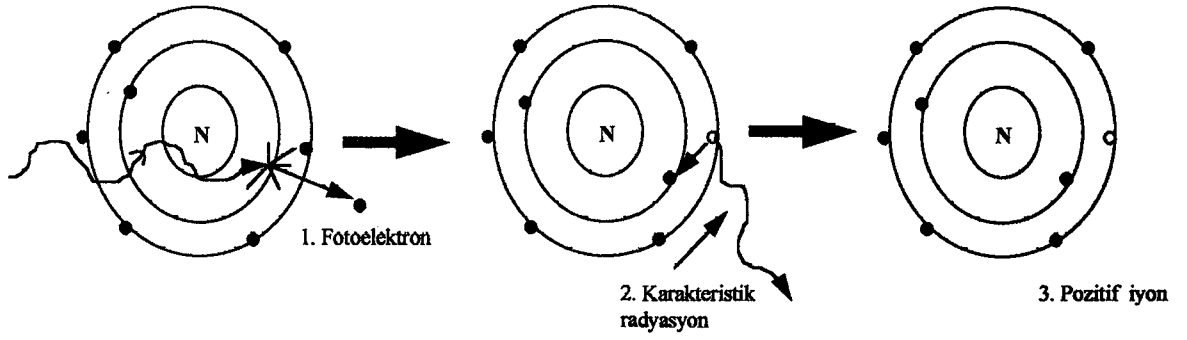
## 2.2. X - Işınlarnın Madde ile Etkileşmesi

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. Etkileşmede rol oynayan en önemli olaylar fotoelektrik soğurma, Koherent Saçılma, Compton saçılması ve çift oluşumudur. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur veya enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır ya da hiç enerji bırakmadan orjinal yönünden sapar.

### 2.2.1. Fotoelektrik soğurma

Fotoelektrik olayda, gelen fotonun enerjisi atoma bağlı elektronun bağlanma enerjisini biraz aşarsa Şekil 2.3 de görüldüğü gibi foton elektron tarafından soğurulur ve elektron serbest hale geçer. Bu yolla atomdan ayrılan fotoelektronun kinetik enerjisi soğurulan foton enerjisi ile bağlanma enerjisinin arasındaki farka eşittir. Bu elektron ortamda ilerlerken ikincil iyonizasyona, uyardıma ve frenleme ışınımına sebep olur. Bununla birlikte teşhiste kullanılan enerji bölgesindeki fotonlar için elektronun menzili genellikle çok küçüktür. (Örneğin suda, 100 keV’lik fotonlar için elektronun menzili 0.13 mm dir.) Bu yüzden fotoelektron enerjisinin ortam tarafından tamamen soğurulduğu kabul edilir.

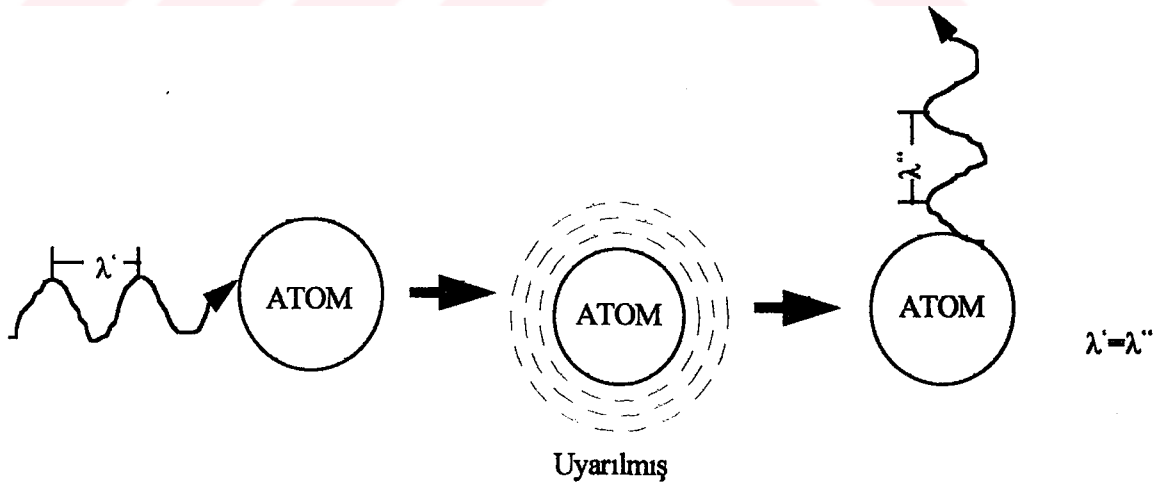
İyonize olmuş atom birbiri ile yarışan iki olayla enerjisini serbest bırakır. Bunlar x-ışını ve/veya Auger elektronları yayınıdır. Auger elektronları etkileşmenin olduğu yerde hemen soğurulur. Karakteristik x ışınları ise, gelen ilk fotonun yaptığı gibi çarpışmalara sebep olarak, sonunda ya ortamdaki kaçır ya da ortam tarafından tamamen soğurulur.



Şekil 2.3 Fotoelektrik olay

### 2.2.2. Koherent saçılma

Bu etkileşimde radyasyonun dalga boyunda bir değişiklik olmaz, yalnızca yönü değişir. İki tip koherent saçılma vardır, Thomson saçılması ve Rayleigh saçılması. Thomson saçılmasında etkileşme bir elektronla Rayleigh saçılmasında ise atomun tüm elektronları ile olur. Düşük enerjili radyasyon bir atomun elektronlarıyla etkileşirse onları kendi frekansında titreştirmeye başlar. Titreşen elektronlar ivmeli hareket yaptıklarından radyasyon yayar ve sonuçta atom eski kararlı haline geri döner. Etkileşmenin bu tipinde iyonizasyon oluşmaz, çünkü bir iyon çiftinin oluşabilmesi için, atoma enerji transferi gerekir. Rayleigh saçılmasında enerji transveri yoktur. Yalnızca gelen radyasyonun yönü değişir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Rayleigh saçılması

Saçıcı ortamın bir molekülü için Rayleigh saçılma diferansiyel tesir kesiti

$$\frac{d\sigma_{\text{Koh}}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_{\text{Thomson}}}{d\Omega} F^2(v, Z) \quad (2.2)$$

şeklinde ifade edilir. Burada  $d\Omega = 2\pi \sin\theta d\theta$  katı açı elemanı,  $d\sigma_{\text{Thomson}}/d\Omega = r_0^2/2(1+\cos^2\theta)$  elektron başına Thomson diferansiyel tesir kesiti ve

$$F^2(v, Z) = \sum_{i=1}^N n_i F_i^2(v, Z_i) \quad (2.3)$$

molekül form faktörünün karesidir. 2.3 bağıntısında N, farklı atomların,  $n_i$  ise moleküldeki aynı tür atomların sayısı,  $v$  de momentum transferini ifade eden ve  $E(1-\cos\theta) \ll m_0c^2$  için

$$v = \frac{1}{\lambda} \sin \frac{\theta}{2} \quad (2.4)$$

değerini alan bir değişkendir. 2.4 eşitliği dalga boyu  $\lambda = hc/E$  ve  $\sin\theta = \frac{1}{\sqrt{2}}\sqrt{1-\cos\theta}$  alınarak, sabit değerlerin de kullanılmasıyla

$$v = 29.1433 \left( \frac{E}{m_0 c^2} \right) \sqrt{1-\cos\theta} \quad (\text{Angstrom}^{-1}) \quad (2.5)$$

şekline girer. Burada  $m_0c^2$  elektronun durgun kütle enerjisidir. Verilen bir E enerjisi için  $v$ 'nin değeri ( $\theta = 0$  da) sıfırdan ( $\theta = \pi$  de)  $v_0 = 29.1433(E / m_0c^2)\sqrt{2}$  değerine kadar değişir.

Atomik form faktörünün karesi,  $F_i^2(v, Z_i)$ , enerji soğurması olmaksızın, atomun elektronlarına geri tepme momentumu verme olasılığıdır ve literatürde verilmektedir (Hanson et al 1964, Cromer and Waber 1974, Hubbel et.al 1975, Hubbel and Overbo 1979). Verilen bir Z için,  $v$  sıfırdan sonsuza doğru artarken  $F(v, Z)$ 'nin değeri, Z'nin bir maksimum değerinden sıfıra doğru hızla azalır (Chan and Doi, 1983).

2.2 bağıntısı  $d\Omega$  ve  $d\sigma_{\text{Thomson}}/d\Omega$  değerleri yerine konulduğunda ,

$$\frac{d\sigma_{\text{Koh}}}{d\theta} = \pi r_0^2 \sin\theta (1 + \cos^2\theta) F^2(v(\theta), Z) \quad (2.6)$$

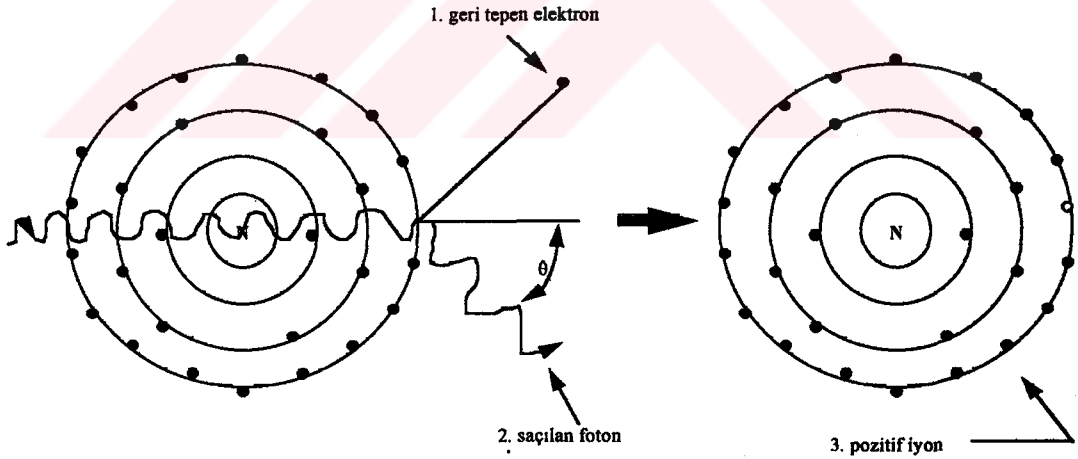
şeklını alır. Burada  $\theta$ , fotonun etkileşmeden önceki ve sonraki yönleri arasında kalan saçılma açısı,  $r_0$  ise klasik elektron yarıçapıdır.

### 2.2.3. Compton saçılması

Düşük atom numaralı maddelerde, enerjileri 30 keV ile 20 Mev arasında olan fotonlar için Compton saçılması çok önemli bir etkileşmedir. Şekil 2.5 de görüldüğü gibi Compton saçılma olayında serbest kabul edilebilen bir elektronla etkileşen bir foton, elektrona enerjisinin ve momentumunun bir kısmını aktararak orjinal yönünden sapar. Saçılan fotonun  $E'$  enerjisi ile  $\theta$  sapma açısı arasındaki bağıntı, elektronun serbest kabul edildiği koordinat sisteminde

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2.7)$$

şeklindedir. Burada  $E$  gelen fotonun enerjisidir.  $E$  ve  $E'$  arasındaki fark ise geri tepen elektronun kinetik enerjisini verir.



Şekil 2.5. Compton saçılması

100 keV enerjide bir foton, Compton saçılması sonucunda elektrona maksimum 28 keV' lik bir enerji transfer edebilir. Bu enerjiye sahip bir elektronun sudaki menzili ise yalnızca 13 mikrometredir. Bu yüzden geri tepen elektronun enerjisinin etkileşme yerinde hemen soğurulduğu kabul edilir.

Serbest elektronlar için Compton saçılmasının diferansiyel tesir kesiti 1929 yılında Klein ve Nishina tarafından, Dirac'ın relativistik elektron teorisi temel alınarak aşağıdaki şekilde verilmiştir:

$$\frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(-\frac{E'}{E}\right) \left(\frac{E'}{E} + \frac{E}{E'} + \cos^2\theta - 1\right) \quad (2.8)$$

Serbest elektron diferansiyel tesir kesiti iç tabaka elektronlarının diferansiyel tesir kesitinden büyük, gevşek bağlı valans elektronlarının diferansiyel tesir kesitinden ise küçüktür. Bu yüzden Compton saçılma olasılığı Klein-Nishina diferansiyel tesir kesiti ve Compton saçılma fonksiyonu  $S(q,Z)$ 'nin çarpımı ile ifade edilir.  $S(q,Z)$  faktörü, bir foton bir atomik elektrona  $q$  geri tepme momentumu verdiği zaman, atomun uyarılma veya iyonize duruma gelme olasılığını ifade eder. Böylece elektronların bağlanma enerjileri Compton diferansiyel tesir kesitinde hesaba katılmış olur.  $v$  ile "momentum transfer fonksiyonu" da denilen  $q$  arasındaki bağıntı

$$q = 2hv = 2 \frac{h}{\lambda} \sin \frac{\theta}{2} \quad (2.9)$$

ile verilir. Dolayısıyla Compton diferansiyel tesir kesiti  $S(q, Z)$  yerine  $S(v, Z)$  alınarak

$$\frac{d\sigma_{Com}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} S(v, Z) \quad (2.10)$$

şeklinde yazılabilir. Literatürde bütün elementlerin Compton saçılma fonksiyonları verilmiştir (Hanson et al 1964, Cromer and Waber 1974, Hubbel and Overbo 1979). Compton olayı için, bir molekülün diferansiyel saçılma tesir kesiti moleküldeki tüm atomlar üzerinden toplanarak elde edilir:

$$\frac{d\sigma_{Com}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} S_m(v) \quad (2.11)$$

Burada

$$S_m(v) = \sum_{i=1}^N n_i S_i(v, Z_i) \quad (2.12)$$

saçıcı ortamın bir molekülü için Compton saçılma fonksiyonudur (Chan and Doi 1983, Morin 1988).

2.11 denkleminde  $d\Omega$  ve  $d\sigma_{KN}/d\Omega$  değerleri yerine konulduğunda

$$\frac{d\sigma_{Com}}{d\theta} = \pi r_0^2 \sin(\theta) \left( -\frac{E'}{E} \right) \left( \frac{E'}{E} + \frac{E}{E'} + \cos^2 \theta - 1 \right) S_m(v) \quad (2.13)$$

elde edilir. Burada  $\theta$ , fotonun etkileşmeden önceki ve sonraki yönleri arasında kalan saçılma açısıdır.

#### 2.2.4. Çift oluşum

Enerjisi 1.02 Mev'den büyük olan bir foton, bir atomun çekirdeği ile etkileştiğinde yok olur ve onun yerine bir elektron - pozitron çifti oluşur. Bir elektronun kütlesi 0.51 Mev'e eşit olduğundan çift oluşumun ağır bir çekirdek yakınında gerçekleşebilmesi için minimum foton enerjisinin 1.02 Mev olması gereklidir. Bu tip bir etkileşme diagnostik enerji aralığında söz konusu değildir.

#### 2.3. X - Işınlının Azalımı

Bir x-ışını demetinin  $dx$  kalınlığında bir maddeden geçtikten sonra şiddetindeki azalma

$$-dI = \mu I dx \quad (2.14)$$

ile verilir (Şekil 2.6). Burada  $I$ , x ışını demetinin şiddeti,  $\mu$  ise "linear soğurma katsayısı" adı verilen (maddeye ve foton enerjisine bağlı) bir büyüklüktür. 2.14 bağıntısının integre edilmesiyle

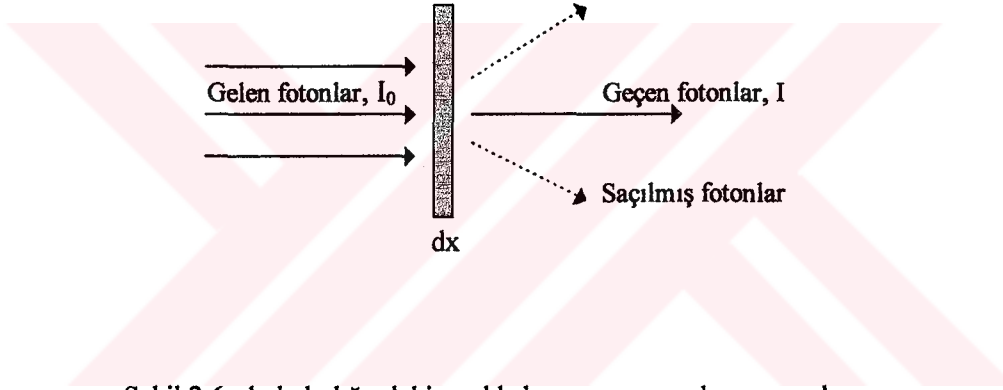
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.15)$$

azalım kanunu elde edilir. Burada  $I_0$  ve  $I$  demetin başlangıçtaki ve madde içinde  $x$  kadar yol aldıktan sonraki şiddetidir.

Çalışmalarda genellikle lineer soğurma katsayısı yerine  $\rho$  yoğunluklu bir madde için  $(\mu/\rho)$  olarak tanımlanan “kütle soğurma katsayısı” kullanılır. Lineer ve kütle soğurma katsayılarının cgs ve SI birimleri sırasıyla  $(1/\text{cm}, 1/\text{m})$  ve  $(\text{cm}^2/\text{gr}, \text{m}^2/\text{kg})$  dır. Diğer taraftan soğurma ile ilgili çalışmalarda

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \left(\frac{E_{ab}}{E}\right) \quad (2.16)$$

şeklinde verilen kütle soğurma katsayısı kullanılır. Bu bağıntıda  $E_{ab}$  etkileşme başına soğurulan ortalama enerjidir.



Şekil 2.6.  $dx$  kalınlığındaki maddeden geçen x-ışınlarının azalımı

#### 2.4. Anjiyografide Sayısal Çıkarma Tekniği

Kan damarlarının radyografide görüntülenmesi, x-ışınlarının kan ve etrafındaki yumuşak dokuda soğurulmalarının çok küçük olması nedeni ile zordur. Klasik anjiyografide, kontrast maddenin genelde bir kateder yardımı ile kan damarlarına verilmesi sayesinde x-ışınlarının bu iki tabakadaki soğurulmaları artırılarak damarsal yapının görüntüsü elde edilir.

Kemik ve dokuya ait yapılar kontrast madde içeren damarsal yapıyı çevreleyerek onun ayrıntılı görüntülenmesini engellerler, bu nedenle damarsal yapının yüksek kontrastaki görüntüsü çevredeki bu görüntülerin çıkarılması ile mümkün olur.



Bilgisayarların, analog görüntüleri sayısal (digital) hale getirmeleri ve hafızalarında o şekilde muhafaza etmeleri mümkündür. Böylelikle matematiksel bir desen haline gelen görüntülerde işlem yapma olanağı ortaya çıkar. Bilgisayar görüntüdeki istenmeyen kısımları ortadan kaldırabilir. Başka bir ifade ile kemik ve dokuya ait bilgiler kontrast madde içeren bilgilerden çıkabilir. Bu işleme “Anjiyografide Sayısal Çıkarma” [Digital Substraction Angiography (DSA)] Yöntemi denir.

Kontrast madde içermeyen görüntülerin içerenlerden çıkarılmasını sağlayan yöntemlerden birisi “Zamana bağlı çıkarma”dır. Bu yöntemde, kontrast maddenin verilmesinden önce alınan görüntü, maddenin verilmesinden sonra alınan görüntüden bilgisayar yardımı ile çıkartılır. Bu görüntülerin farklı zamanlarda alınması nedeni ile yöntem “Zamana Bağlı Çıkarma” adını taşır ve üç yöntem içerir.

a) Puls Tipi Görüntüleme: Kemik, doku ve damarsal yapıları içeren görüntü (maske), kontrast madde verilmeden önce elde edilir ve sayısal hale getirilerek bilgisayarda saklanır. Daha sonra kontrast madde enjekte edilerek yeni görüntüler (kemik, doku ve kontrast madde içeren damarsal yapı) saniyede 1-2 hızı ile alınır ve bilgisayara aktarıldıktan sonra maske görüntüsünden çıkarılır.

b) Devamlı Görüntüleme: Bu yöntemde, bir öncekine benzer olmakla beraber en önemli özellik çalışmanın, sürekli x-ışını kullanılarak yapılmasıdır. Birbirini izleyen görüntüler arasındaki zaman farkının çok az olduğu dinamik çalışmalarda bu teknik kullanılır.

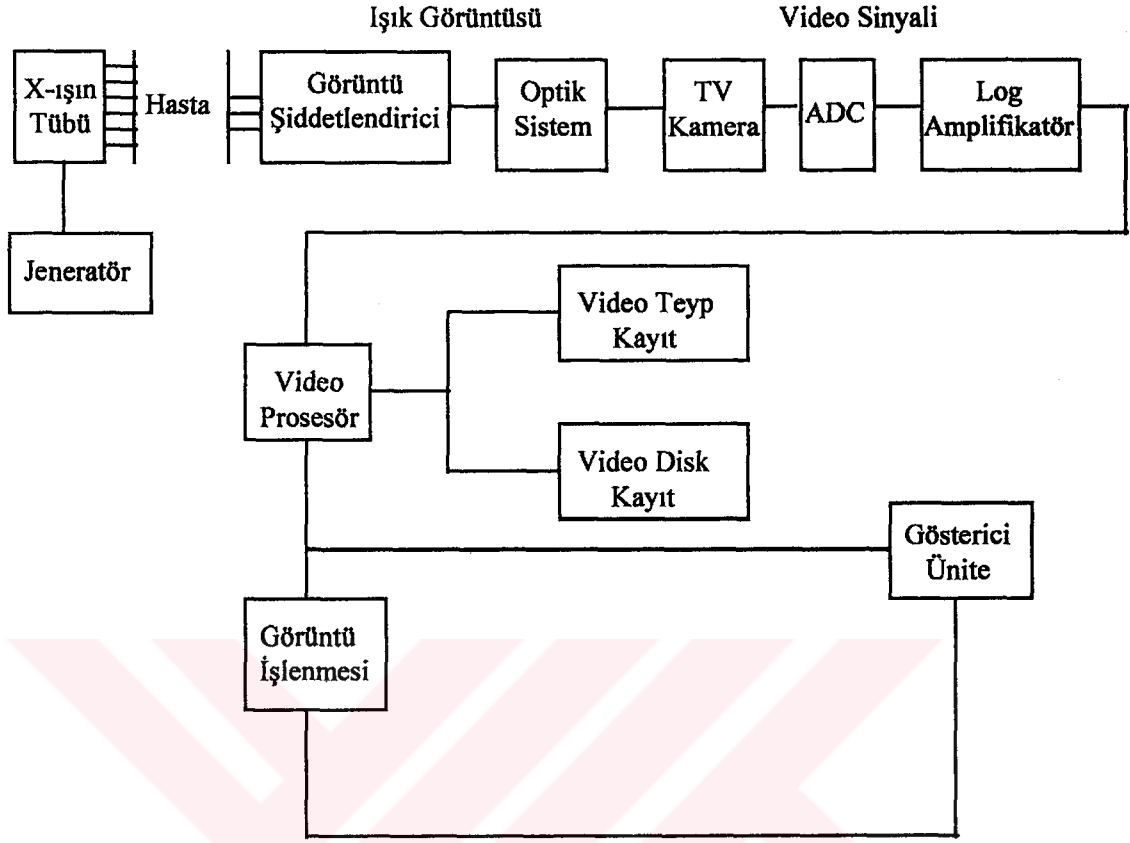
c) Zaman Aralıklarında Çıkarma Yöntemi: Floroskopi çalışmalarında uygulanan bu metodda maske görüntüsü zamana bağlı olarak değişir. Bir hafıza, maddenin verilmesinden sonra  $T_1$  anından itibaren alınmış N tane görüntüyü depolarken ikinci hafıza da  $T_2$  anından itibaren alınmış N tane görüntüyü depolar. Sonra bu görüntüler yeni çıkarma için toplanır. Maske her görüntü için değişir ve kontrast maddenin sürekli görüntülenmesi yerine ani değişimleri elde edilir; yani her görüntü bir sonraki için maske olarak görev yapar.

#### 2.4.1. Sayısal Çıkarma Sistemi

Sayısal Çıkarma çalışmalarında görüntü kalitesinin en iyi şekilde olması için bu sistemi oluşturan ve şekil 2.7 de gösterilen tüm kısımların büyük bir uyumla çalışması gerekir.

##### X-ışını tübü ve jeneratörü:

Bilindiği gibi jeneratör tübe gerekli enerjiyi veren yüksek voltajı sağlar. Bilhassa kantitatif çalışmalar için tüp çıkışının çalışma boyunca değişmemesi gerekir. Pulslar arasındaki farklar 3 faz 12 puls veya sabit gerilim jeneratörü kullanılarak en aza indirilebilir. Focal noktasının büyüklüğü ise 0.6 - 1.2 mm arasında değişir.

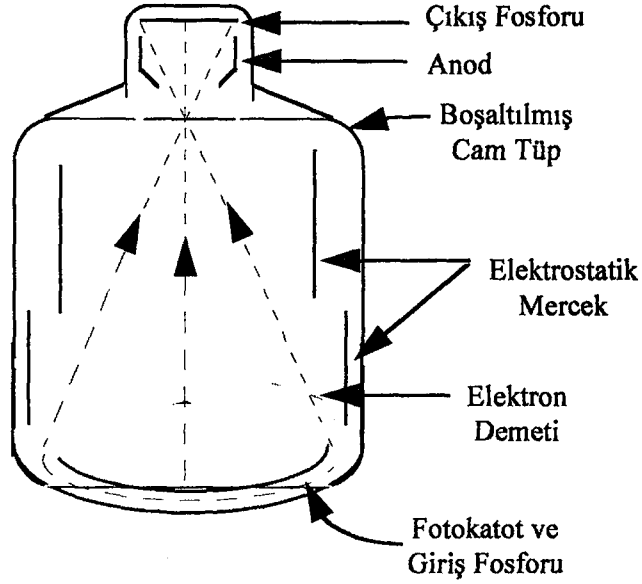


Şekil 2.7. "Sayısal Çıkarma Sistemi"nin genel diagramı

#### Görüntü Şiddetlendirici:

Görüntü şiddetlendirici yüksek kalitedeki görüntülerin alınmasını sağlar. Şekil 2.8 de görüldüğü gibi görüntü şiddetlendirici, giriş fosforu, (CsI) fotokatot, odaklama plakaları, hızlandırıcı anod ve çıkış fosforundan oluşur.

Bu kısmın çalışma prensibi kısaca şöyledir: Hastadan gelen x-ışınları giriş fosforunda soğurularak ışık fotonlarına dönüşür. 15, 23 cm yarıçapında giriş fosforları olduğu gibi 35 cm yarıçapında olanları da vardır. Fotokatoda çarpan bu ışık fotonları, fotoelektronların yaratılmasına neden olurlar ve bu elektronlar hızlandırma anodu ile çıkış fosforuna doğru büyük bir hızla ve odaklayıcı plakaların da yardımı ile yönlendirilirler. Çıkış fosforuna çarpan elektronlar burada görüntüyü verecek ışık fotonlarına dönüşürler. Yani, giriş fosforu üzerindeki x-ışın görüntüsü, fotokatotda elektron görüntüsüne ve daha sonra çıkış fosforunda tekrar ışık fotonu görüntüsü haline gelir.



Şekil 2.8. Görüntü şiddetlendiricinin yapısı

Görüntünün bozulmaması için tüm fotoelektronların aynı uzaklığı katetmesi gerekmektedir. Giriş fosforu bu nedenle konveks bir yapıdadır. Girişteki görüntü ters olarak ve küçülerek çıkışa yansır. Çıkış fosforu gümüş aktive edilmiş çinko-kadmiyum sülfitten yapılmıştır. Salınan ışık fotonları girişe göre 50 kat fazladır. Bu nedenle görüntünün istatistik kalitesi çok iyidir. Bu kademede görüntü bir optik sistem yardımı ile gözlenebilir.

#### Optik Sistem:

Bir takım merceklerden oluşan bu kısım, görüntü şiddetlendiricinin çıkış fosforundaki ışık görüntüsünü televizyon kameranın ışığa hassas bölgesine yönlendirir.

#### Televizyon Kamera:

Bu kamera görüntü şiddetlendiricinin çıkış fosforunda oluşan görüntünün, bir seri elektrik sinyallerine çevrilmesini sağlar.

#### Otomatik Kazanç Kontrollü Amplifikatör :

Bu yükselteç ile sistemin dinamik aralığı kapasitesi artırılır. Gerek doku farklılıkları gerekse çalışma esnasında hastanın yeniden pozisyonlanması x-ışınlarının hastada absorbe edildiği miktarı değiştirir ve görüntüdeki parlaklık ya da video sinyalinin büyüklüğü azalıp çoğalır. Gerekli düzeltme ya video sinyalinin tepe voltajını önceden belirlenmiş bir değere getiren elektronik ayarlama veya daha zor olan x-ışın tüpünün çıkışının ayarlanması ile gerçekleştirilir.

Logaritmik Amplifikatör:

Bu kısım, TV kameradan çıkan video sinyalini logaritmik olarak işler. Böylece doğru hale getirilen bu sinyaller ile kontrast maddenin homojen görüntülenmesi sağlanır.

Analog-Sayısal Çevirici:

Bu çevirici, analog görüntüleri bilgisayar tarafından kabul edilebilmesi için, sayısal (dijital) hale getirir.

Video Görüntü İşlemcisi:

Bu kısım, maske ve kontrast görüntülerinin, gürültünün azaltılması için toplanmaları, maske ve kontrast görüntülerinin çıkarılması ve sonuç görüntülerinin kalitesini artıran işlemlerin yapılmasını gerçekleştirir.

Görüntülerin Depolanması:

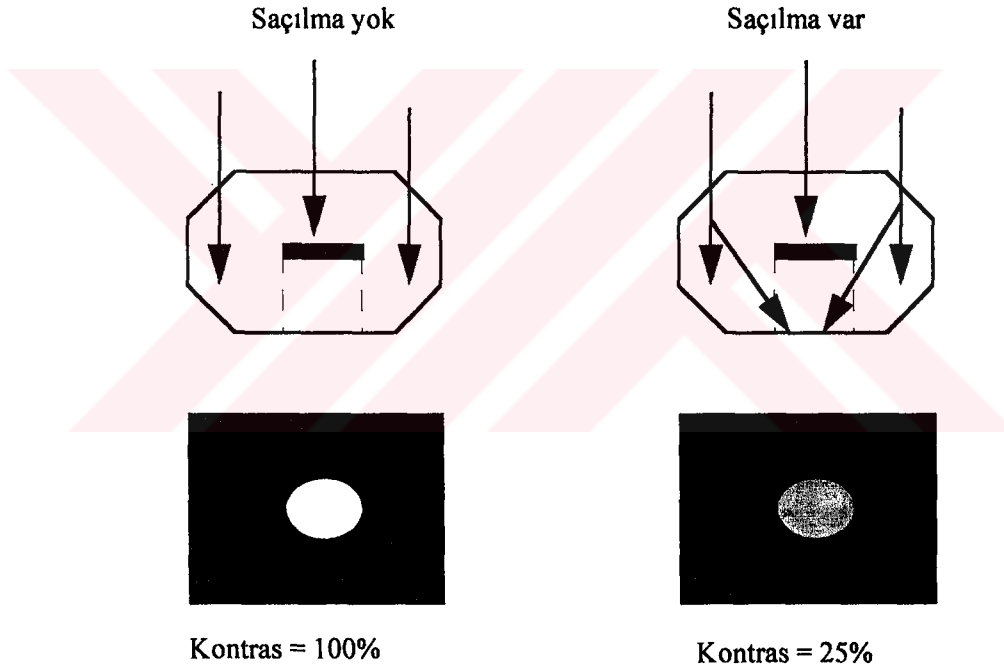
Elde edilen görüntüler bu kısımda kısa veya uzun süreli olarak saklanabilir. Sayısal görüntüler disklere, Analog görüntüler ise yüksek kalitedeki video disklerde depolanabilir.



### 3 . TEŞHİS ( DİAGNOSTİK ) RADYOLOJİSİ

İyi bir radyografik teknik gerekli tüm bilgileri içeren bir görüntü oluşturmalı ve hastaya mümkün olan minimum dozu vermeli, yani, görüntü kalitesi / hasta dozu oranı maksimum olmalıdır. Görüntü kalitesi ve alınan doz, hasta anatomisi, tüp voltajı, filtrasyon, demet çapı, ışınlanan alanın büyüklüğü ve derinliği, phantom-detektör uzaklığı ve görüntüyü kaydeden sistemin duyarlılığı gibi parametrelere bağlıdır. Parametrelerin herhangi birindeki değişim sonuçları önemli ölçüde değiştirdiğinden bunların saptanması kolay değildir.

#### 3.1. Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler: Saçılan Radyasyon



Şekil 3.1. Saçılan radyasyonla görüntü kontrastının azalması

Vücuda giren x-ışınları, enerjilerine, yoğunluğa ve atom numarası ( Z ) farklılığına göre ortamda etkileşmeye girerler. Sonuçta vücudun çıkışına konulan, üzerine görüntünün alınacağı dedektöre (film yada görüntü şiddetlendiricisi) ulaşırlar. Vücutta hiçbir etkileşme yapmadan direk olarak filme ulaşan fotonlar ile farklı yollarla etkileşen fotonlar bu görüntüyü meydana getirirler. Örneğin, atom numarası ve yoğunluğu yumuşak dokuya göre daha fazla olan kemik yapılar fotoelektrik olay ile çok daha fazla foton soğuracaklarından görüntü üzerinde yumuşak dokuya

göre bir kontrast oluştururlar. Benzer şekilde atom numarası ve yoğunluğu aynı olan yapılar da, farklı kalınlıkta iseler birbirlerinden ayrı kontrasta görüntülenirler. Film üzerindeki bu kontrast farklılığı siyah-beyaz arasında gri'nin tonları şeklindedir (Şekil 3.1). Ancak vücut içerisinde Compton etkileşmesi yapan fotonların da filme ulaşması olasıdır. Bu fotonlar yanlış pozisyon bilgisi içereceklerinden görüntü kontrastını bir başka ifade ile görüntü kalitesini bozarlar. Vücut dışındaki cisimlerden de kaynaklanabilecek bu fotonlara "saçılan radyasyon" denir. Saçılan radyasyon üzerinde etkili olan en önemli faktörler ise ışınlama alanı, ışınlanan kısmın kalınlığı ve tüp voltajı (kVp) dir (Sprawls,1987). Bu saçılan ışınların etkileşmesinin incelenmesinde, radyasyonun saçılımı ile ilgili spektral ve açısal dağılımlar, saçılma kesirleri gibi veriler gereklidir.

### 3.1.1. Saçılan radyasyonu önleme yöntemleri

Saçılan radyasyonun oluşumu üzerinde kontrolümüz çok fazla olmadığından, bunların film üzerine düşmesini engelleme yolları aranmalıdır. Bunlar özetle şunlardır:

(a) Hastadan Önce:

- 1) Işınlar hastaya gelmeden önce x-ışını demetinin şeklini ve büyüklüğünü kontrol etmek amacıyla, (i) delikli diyagramlar (ii) koniler ve silindirler (iii) kolimatörler kullanmak.
- 2) kVp' yi azaltmak. Ancak, bu yöntem hastanın aldığı dozu artıracığından tavsiye edilmez.

(b) Hastadan sonra:

Saçılan radyasyonun filme ulaşmasının engellenebilmesi için bazı yöntemler vardır. Bunlardan en çok kullanılanları şunlardır:

- 1) Izgara (grid) tekniği: Gridlerin amacı, saçılan radyasyonları soğurarak daha iyi bir görüntü elde etmektir. Hasta ile film arasına yerleştirilen gridler, birbirlerinden düşük yoğunlukta madde tabakaları ile ayrılan seri halde kurşun şeritlerden oluşurlar.
- 2) Hava aralığı (air gap) tekniği: Bu yöntemde, hasta filmden biraz uzaklaştırılır. Böylece film üzerinde saçılan radyasyonun şiddeti azaltılmış olur.

### 3.1.2. Saçılan radyasyonu ölçme yöntemi: saçılma kesri

Teşhis radyolojisinde görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörlerden birisi, hasta ile fotonların etkileşmesi sonucu oluşan saçılmış fotonlardır. Hastayı boydan boya geçerek görüntü düzlemine ulaşan x-ışınlarının saçılmış ve saçılmamış (etkileşmeden hastayı geçen fotonlar) olmak üzere iki bileşeni vardır. Saçılmış fotonların görüntü kalitesi üzerindeki etkisini belirleyebilmek

için, bu iki bileşenin değerinin bilinmesi gereklidir. Geçmiş çalışmalarda saçılmış radyasyonun görüntü kalitesi üzerindeki etkisi, aşağıdaki gibi tanımlanan F saçılma kesri ile ifade edilmiştir (Dick and Soares 1978, Barnea and Dick 1986):

$$F = N_s / (N_u + N_s) \quad (3.1)$$

Burada  $N_s$  ve  $N_u$  sırası ile görüntü düzlemi üzerinde bir noktada saçılmış ve saçılmamış foton sayısıdır. Saçılma kesri, madde üzerine gelen x-ışını demetinin E enerjisine ve W çapına, maddenin L kalınlığına, Z atom numarasına,  $\rho$  yoğunluğuna ve görüntü düzlemi ile maddenin çıkış yüzeyi arasındaki H mesafesine bağlıdır.

### 3.2. Radyasyon Doz'u

Tüm insanlar yaşamları boyunca kozmik ışınlardan, doğal ve yapay kaynaklardan sürekli olarak ışınlanmaktadır. 1895 yılında Alman bilim adamı Wilhelm Röntgen tarafından x-ışınlarının keşfinden ve radyasyon yayan cihazların tıp alanında kullanılmaya başlanmasından hemen sonra, radyasyonun bedensel ve kalıtsal etkiler meydana getirdiği anlaşılmış, bu etkilerin belirlenebilmesi için de soğurulan dozun ve ışınlama dozunun dozimetrik sistemlerle tayin edilmesi zorunlu hale gelmiştir.

#### 3.2.1. Işınlama ( Exposure )

Yalnızca x ve gamma ışınları için tanımlanan ışınlama, radyasyon demetinin bir özelliğidir ve soğurma dozunu ifade etmez. Işınlama özel birimi "Röntgen", SI birimi ise "C/kg" dir. Röntgen 1 kg havada  $2.58 \times 10^{-4}$  C luk + ve - iyonlar oluşturan radyasyon miktarıdır. Bu durumda

$$R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

veya

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

dir. Bir iyon çifti  $1.602 \times 10^{-19}$  C'luk yük taşır. Buna göre bir kg havada oluşan iyon çiftlerinin sayısı  $1.611 \times 10^{15}$  dir. Havada bir iyon çifti oluşması için için gerekli olan ortalama enerji

$5.416 \times 10^{-18}$  Joule dür. Bu durumda 1 Röntgenlik ışınlama sonucu bir kg havada soğurulan enerji 0.00873 Joule'e eşit olur. Işınlama genellikle, ölçüm noktasına konulan bir "iyon odası" ile ölçülür.

Bir x-ışını kaynağından,  $A \text{ cm}^2$ 'lik bir alana  $N$  tane tek enerjili foton geldiğinde, havadaki ışınlama Röntgen biriminde

$$X = \frac{NE}{A} \left( \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right)_{\text{hava}} \frac{1.6 \times 10^{-9} (\text{erg / keV})}{100 (\text{erg / g. rad}) 0.873 (\text{rad / R})} \quad (3.2)$$

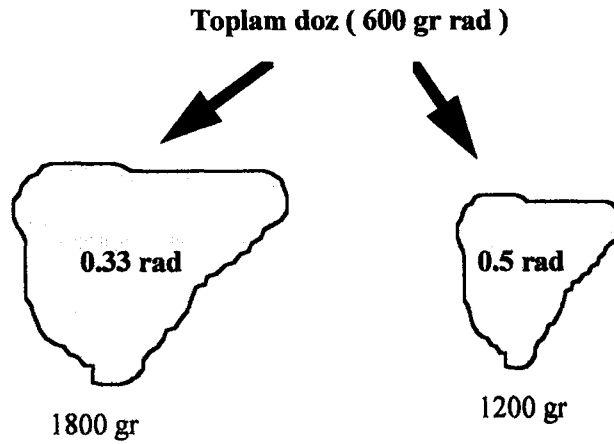
şeklinde yazılabilir. (Chan and Doi, 1984). Burada  $E$  keV olarak gelen foton enerjisi ve  $(\mu_{ab}(E)/\rho)_{\text{hava}}$   $E$  enerjisinde  $\text{cm}^2/\text{gr}$  olarak havanın kütle soğurma katsayısıdır. Çok enerjili bir foton demeti için havadaki ışınlama, 3.2'nin  $E$  enerjisi üzerinden integrali alınarak

$$X = \int_0^{E_{\text{max}}} \frac{d\phi(E)}{dE} E \left( \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right)_{\text{Hava}} dE \frac{1.6 \times 10^{-9} (\text{erg / keV})}{100 (\text{erg / g. rad}) 0.873 (\text{rad / R})} \quad (3.3)$$

şeklinde elde edilir. Burada  $\phi(E)/dE$ ,  $dE$  enerji aralığında birim yüzeye gelen foton sayısıdır.

### 3.2.2. Soğurulan doz

İnsan vücudu, üzerine gelen radyasyon enerjisinin bir kısmını soğurur. Soğurma, radyasyonun giricilik özelliğine, ışınlanan organın yoğunluğuna ve büyüklüğüne (şekil3.2) bağlıdır (Jankowski 1984).



Şekil 3.2. Soğurulan doza organ büyüklüğünün etkisi



Soğurulan doz, vücut dokusu içersinde özel bir noktada soğurulan radyasyon enerjisinin miktarı (konsantrasyonu) şeklinde ifade edilir. Bir x-ışını demetinin şiddeti kesim 2.3 de belirtildiği gibi soğurmada dolayı vücudu geçerken azalır. Ancak demetin içinden geçtiği bütün dokular aynı dozu soğurmazlar. Giriş yüzeyine yakın dokularda soğurulan doz, daha derinlerde soğurulanlara göre çok daha fazladır. Radyasyonun yaptığı hasar, radyasyondan alınan enerjinin soğurulmasına bağlıdır. Dozun özel birimi “Rad”, SI birimi ise “Gray” dir. “Rad” maddenin 1 gramına 100 erglik, “Gray” ise 1 kilogramına 1 joule’lük enerji veren radyasyon miktarı olarak tanımlanır:

$$\begin{aligned} 1 \text{ rad} &= 100 \text{ erg/gr} \\ 1 \text{ Gy} &= 1 \text{ J/kg} \\ &= 100 \text{ Rad.} \end{aligned}$$

İçinden tek enerjili bir foton demeti geçen bir madde tarafından soğurulan doz (Rad olarak)

$$D_M = \frac{E_T}{A \Delta d \rho} \frac{1.6 \times 10^{-9} (\text{erg} / \text{keV})}{100 (\text{erg} / \text{g. rad})} \quad (3.4)$$

ile verilir. (Chan and Doi 1984). Burada A ve  $\Delta d$  sırasıyla ( $\text{cm}^2$  ve cm olarak ) maddenin yüzey alanı ve kalınlığı,  $\rho$  ( $\text{gr}/\text{cm}^3$  olarak) yoğunluğu,  $E_T$  ise (keV) olarak bu hacim içersinde soğurulan ve

$$E_T = A \cdot \phi(E) \cdot E \cdot \rho \cdot \Delta d \cdot (\mu_{ab}(E) / \rho) \quad (3.5)$$

eşitliği ile verilen enerjidir (Johns 1983). 3.5 bağıntısında  $\phi(E)$   $\text{cm}^2$  yüzeye düşen foton sayısı,  $\mu_{ab}/\rho$  ise maddenin E enerjili foton için kütle soğurma katsayısıdır.

Çok enerjili bir foton demeti durumunda soğurulan doz, 3.5 eşitliğini 3.4 de yerine koyup E enerjisi üzerinden integral alarak elde edilir:

$$D_M = \int_0^{E_{\max}} \frac{d\phi(E)}{dE} E \left( \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right) \cdot dE \quad (3.6)$$

Burada  $E_{\max}$  spektrumdaki fotonların maksimum enerjisidir.

### 3.2.3. Soğurulan doz ile ışınlama arasındaki bağıntı: dönüşüm faktörü

Tek enerjili fotonlar için, soğurulan doz ile ışınlama arasındaki bağıntı 3.2 ve 3.4 denklemlerinden

$$f = \frac{D_M}{X} = 0.873 \frac{\left[ \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right]_M}{\left[ \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right]_{Hava}} \quad (\text{rad / R}) \quad (3.7)$$

şeklinde elde edilir. Teşhis radyolojisinde kullanılan çok enerjili bir demet için ise 3.3 ve 3.6 denklemlerinden

$$f = \frac{D_M}{X} = 0.873 \frac{\int_0^{E_{max}} \frac{d\phi(E)}{dE} E \left( \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right)_M dE}{\int_0^{E_{max}} \frac{d\phi(E)}{dE} E \left( \frac{\mu_{ab}(E)}{\rho} \right)_{Hava} dE} \quad (\text{rad / R}) \quad (3.8)$$

bulunur. Burada  $D_M$  rad olarak maddede soğurulan doz,  $X$  ise Röntgen olarak ışınlama dozudur. kVp, HVL ve maddeyle değişen  $f$  oranına, (ışınlama dozundan soğurulan doza) “dönüşüm faktörü” adı verilir (J.Seuntjens et.al. 1986). 3.8 bağıntısında  $[\mu_{ab}(E) / \rho]_M$  ve  $[\mu_{ab}(E) / \rho]_{Hava}$  sırasıyla maddenin ve havanın  $E$  enerjisinde kütle soğurma katsayılarıdır. Eğer  $f$  ve (serbest hava odalı dedektör veya TLD ile ölçülebilen) Röntgen olarak  $X$  değerleri biliniyorsa

$$D_M = f \cdot X \quad (3.9)$$

bağıntısından madde tarafından soğurulan doz rad cinsinden hesaplanabilir. Hava için  $f$ 'in değeri 0.873 (rad/R) olduğuna göre,  $X$  Röntgenlik bir ışınlama sonucu havada soğurulan doz

$$D = 0.873 \cdot X \quad (3.10)$$

rad dir.

### 3.3. Doz Ölçüm ve Hesablarında Kullanılan Teknikler

Bir hasta, foton demetinin önüne yerleştirdiğinde fotonlar, soğurma ve saçılma olayları yaparak demetin özelliğini (enerji, şiddet vb.) değiştirirler. Bu değişiklikleri inceleyebilmek için deneyler, hasta yerine fantom kullanılarak yapılır. Fantom maddesinin, doku ile aynı yoğunluğa ve özelliklere sahip olması yani doku ile aynı şekilde fotonları saçıp, soğurması istenir. Yapılan çalışmalar, su ve yumuşak dokunun fotonları soğurma ve saçma özelliklerinin aynı olduğunu ve bu nedenle birbirlerinin yerine kullanılacaklarını göstermiştir. Bununla birlikte, hastanın radyasyona duyarlı belirli organlarının aldığı dozlar ölçülmek istendiğinde, doku eşdeğeri maddeden, insanın anatomik yapısına uygun olarak yapılmış fantomlar (anthropomorphic fantomlar) kullanılır.

Organ dozları, ışınlama esnasında Termolüminesans dozimetrleri (TLD)(Kron et.al 1993) veya iyon odaları yardımıyla doğrudan doğruya ölçülebilir veya radyolojik faktörlerin (kVp, mAs, demet alanı vs. gibi) bilinmesi şartıyla doku-hava oranı ( TAR ) değeri kullanılarak yada Monte Carlo yöntemi ile dolaylı yoldan hesaplanabilir (Maccia 1988).

#### 3.3.1. Doğrudan ölçüm

Bir X-ışını çalışması esnasında, hastanın deriye yakın organlarının (göz, göğüs, testis vb.) aldığı dozlar, hasta derisinin veya insan eşdeğeri fantomun üzerindeki bir veya birkaç noktaya dozimetreler yerleştirilerek ölçülebilir. Direk ölçümün başlıca avantajlarından biri minimum ek bilgiye ihtiyaç duymasıdır. Doğrudan doz ölçümünde iyon odalı dedektörler veya Termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanılır. Yeterince küçük olması ve hasta derisine kolay tutturulabilmesi nedeniyle direkt ölçümlerde kullanılan en uygun yöntem TLD'dir (Rogers 1969, Cember 1983 ).

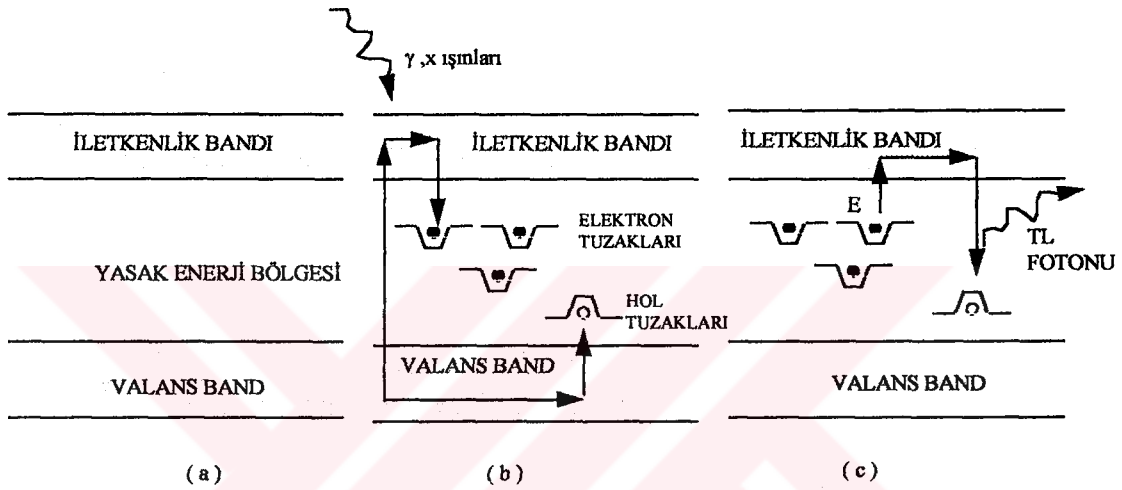
##### 3.3.1.1. Termolüminesans dozimetre ( TLD )

Termolüminesans, kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olarak tanımlanır.

“ Tek kristal” yapıya sahip bir katının enerji band yapısı şekil 3.3a da görülmektedir. Burada valans bandı, bağlı durumda bulunan, iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletkenlik bandı ile valans band aralığında, kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunışundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları vardır. Bu ara

enerji durumları holler veya elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır. Kristalin radyasyonla uyarılması sonucu bu ara durumlara geçen holler veya elektronlar şekil 3.3b de görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur.

Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha düşük enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar (şekil 3.3c). Kristalden yayımlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Yayımlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur (Horowitz 1981).



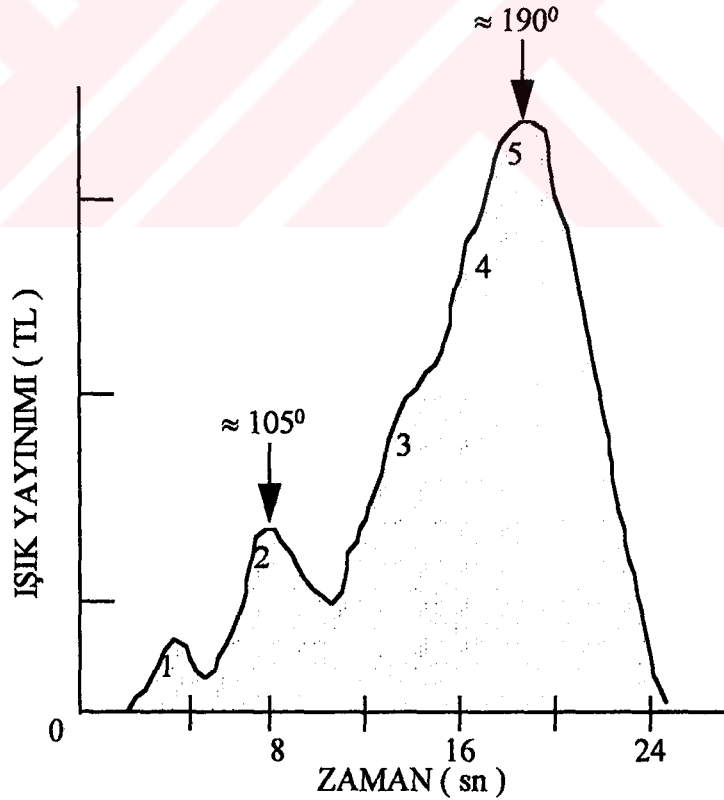
Şekil 3.3.(a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diyagramı. (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan serbest elektronlar ve hollerin tuzaklanması. (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayılması

Dozimetre, radyoaktif kaynaktan veya x-ışınları kaynaklarından çıkan ışınları ve bu kaynaklar çevresinde çalışan insanların aldıkları radyasyon miktarını tayin etmeye yarayan bir düzendir. Bu düzeneklerden, temeli termolüminesansa dayananlara termolüminesans dozimetre (TLD) denir. Bu tip dozimetrelerin esası yukarıda anlatıldığı gibi, x-ışınları veya radyoaktif kaynaklardan çıkan ışınlarla ışınlanan, termolüminesans özellik gösteren kristalin bir miktar enerji soğurması ve ısıtılınca bu enerjiyi optik radyasyon (termolüminesans ışımaya) şeklinde geri yayılması olayına dayanır. Termolüminesans ışımaya şiddeti, zamanın veya sıcaklığın fonksiyonu olarak çizilebilir. Buna da TLD'nin ışımaya eğrisi denir. Bu eğrinin şeklini etkileyen en önemli faktörler, kristalin'nin türü, şekli ve büyüklüğü, ışınlama düzeyi, ısıtma hızı, radyasyon tipi, kristalin fırınlanması, ışınlanıp okunması arasında geçen ve kullanılan kayıt aletidir. Işıma eğrisinde, kristal tuzaklarının farklı enerji seviyelerinde bulunmalarından dolayı, birden fazla pik olabilir. Dolayısıyla piklerin sayısı kullanılan kristale bağlıdır. Eğrinin altında kalan toplam alan

ise kristalin maruz kaldığı radyasyonla ve aynı zamanda ısıtıldığında yaydığı ışık miktarıyla orantılıdır.

Bütün kristaller, sıcaklığa bağlı olarak termoluminesans özelliklerinde bazı değişiklikler gösterirler. Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün tuzaklarını boşaltarak tekrar kullanılabilir hale getirmek için kristallerin fırınlanması zorunludur. Fırınlama işlemi, ışınlamadan önce ve sonra olmak üzere iki türdür. Kristal ışınlamadan önce radyasyona duyarlılığı arttırmak, ışılandıktan sonra (okumaya geçmeden önce) ise istenmeyen TL sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır ( Cameron 1968).

TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları Lityum florit (LiF), kalsiyum florit ( $\text{CaF}_2$ ), mangan ile aktive edilmiş kalsiyum florit ( $\text{CaF}_2 : \text{Mn}$ ), kalsiyum sülfat ( $\text{CaSO}_4 : \text{Mn}$ ), lityum baret ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2 \text{O}_3$ ) dir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanı etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF kristalidir. Dokunun etkin atom numarası 7.42, LiF ün ise 8.14 dir. Ayrıca LiF (TLD-100) kristalinin ışınlama dozuna olan cevabı 10 mR ile 1000 R arasında doğrusaldır, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdiği cevap farkı  $\sim 1.25\%$  ve oda sıcaklığında dozimetri piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık 5% dir (Gartia et.al. 1980).



Şekil 3.4. 400 °C de bir saat tavlandıktan ve 100 rad'da ışılandıktan sonra bir (TLD-100) LiF fosforuna ait ışıma eğrisi

Şekil 3.4'de görüldüğü gibi, LiF kristalinin ışıma eğrisinde, farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş pik vardır. Kristal 400 °C de bir saat tavlandıktan ve ışılandıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse birinci pik tamamen ortadan kaybolur. Çünkü birinci pikin yarı ömrü on dakikadır. İkinci pikin yarı ömrü on saat, üçüncü pikin yarı ömrü altı ay, dördüncü pikin yarı ömrü yedi yıl ve beşinci pikin yarı ömrü ise seksen yıldır. Açıkça görüldüğü gibi birinci ve ikinci pikler kısa yarı ömürlerinden dolayı, rutin dozimetre çalışmaları için uygun değildir.

#### **TLD fosforlarının kalibrasyonu:**

Bir TLD okuyucusu, bir kristali ısıtır ve ortaya çıkan ışık fotonlarının şiddetini ölçerek sonucu  $nc$  (nanoCoulomb) olarak verir. Işık fotonlarının şiddeti kristalin maruz kaldığı radyasyonun miktarı ile doğru orantılı olarak değişir. TLD fosforlarının sonuçlarını kullanabilmek için, 1  $nc$ 'un hangi miktarda bir ışınlanmaya karşılık geldiğinin yani kullanılan x-ışını cihazında TLD fosforları için bir kalibrasyon değerinin bilinmesi zorunludur.

#### **3.3.1.2. İyon odaları**

Radyolojide doz ölçmede en sık kullanılan diğer bir düzenek de iyon odalarıdır. Bu düzenekte, x-ışınlarının bir gaz içerisinde geçmesi sonucunda meydana gelen iyonlardan faydalanılır. Dedektörün merkezinde pozitif yüklü anod ve bunun çevresinde negatif yüklü katot bulunur. Dedektör içerisinde, bir gerilim kaynağı tarafından uygulanan elektrik alanı yardımı ile, x-ışınlarının ortaya çıkardığı negatif ve pozitif iyonların elektrotlar üzerinde toplanması sağlanır. X-ışınları tarafından oluşturulan negatif iyonlar elektrik alanından dolayı hızla anodda ve pozitif yüklü iyonlar da katotda toplanır. Bu durum anod ile katot arasında küçük bir elektrik akımının geçmesine neden olur. Bu akımın ölçülmesi ve kalibrasyonu da ışınlama Röntgen olarak okunur.

#### **3.3.2. Dozun dolaylı hesabı**

Deri yüzeyinden daha derinlerde ve X-ışını demetinin merkezi eksenini üzerinde bulunan organlarda soğurulan dozlar, hastanın fiziksel özellikleri ve ışınlama koşulları (kVp, mAs, alan büyüklüğü, kaynak-fantom mesafesi) biliniyorsa doku-hava oranı (Tissue Air Ratio (TAR)) kullanılarak (Harrison 1982), eksen dışında kalanlar ise izodoz eğrileri yardımıyla elde edilebilir (Traut 1963, Loon 1995).

### 3.3.2.1. Doku hava oranı ( TAR )

Şekil 3.5'in sağ tarafında bir x-ışını demetinin bir su fantomunun üzerine gelişi, sol tarafında ise su fantomu uzaklaştırıldıktan sonra havadaki durumu görülmektedir. Şekil' in sol tarafındaki X' ve Y' noktaları X ve Y konumunda olup hava içinde bulunmaktadır. TAR, su içinde d derinliğinde bulunan bir X noktasındaki doz'un ( $D_x$ ), havada X'e karşı gelen X' noktasındaki doz'a ( $D_{x'}$ ) oranıdır ve

$$TAR(d, W_d, kVp) = D_x / D_{x'} \quad (3.11)$$

şeklinde ifade edilir. Burada d fantomun yüzeyinden olan derinlik,  $W_d$  d derinliğinde demetin alanı ve kVp de tüp voltajıdır.

Şimdi su fantomu yerine bir hasta yerleştirildiğini düşünelim. Hasta yüzeyinden d derinliğinde bulunan herhangi bir organın alacağı doz

$$D_d = D_{x'} \cdot TAR(d, W_d, E) (\mu_{ab} / \rho)_{su}^{doku} \quad (3.12)$$

bağıntısı ile hesaplanabilir. Burada  $D_{x'}$  doku derinliğinde fakat havadaki doz değeridir. Bu değer ya hasta yokken iyon odası yardımıyla ölçülür ya da ışınlama koşulları kullanılarak literatürde verilen çizelgelerden elde edilir (Drexler, 1985). Dozun soğurulduğu organ, kemik, yumuşak doku, yağ veya kas gibi farklı yoğunluklara sahip maddelerden meydana gelmiş olabilir. Kesim 3.2.2. de anlatıldığı gibi farklı yoğunluktaki maddeler farklı dozlar soğuracağından  $(\mu_{ab} / \rho)_{su}^{doku}$  gibi suda soğurulan dozu, dokuda soğurulan doza dönüştüren bir dönüşüm faktörü kullanılmalıdır (Johns 1983).

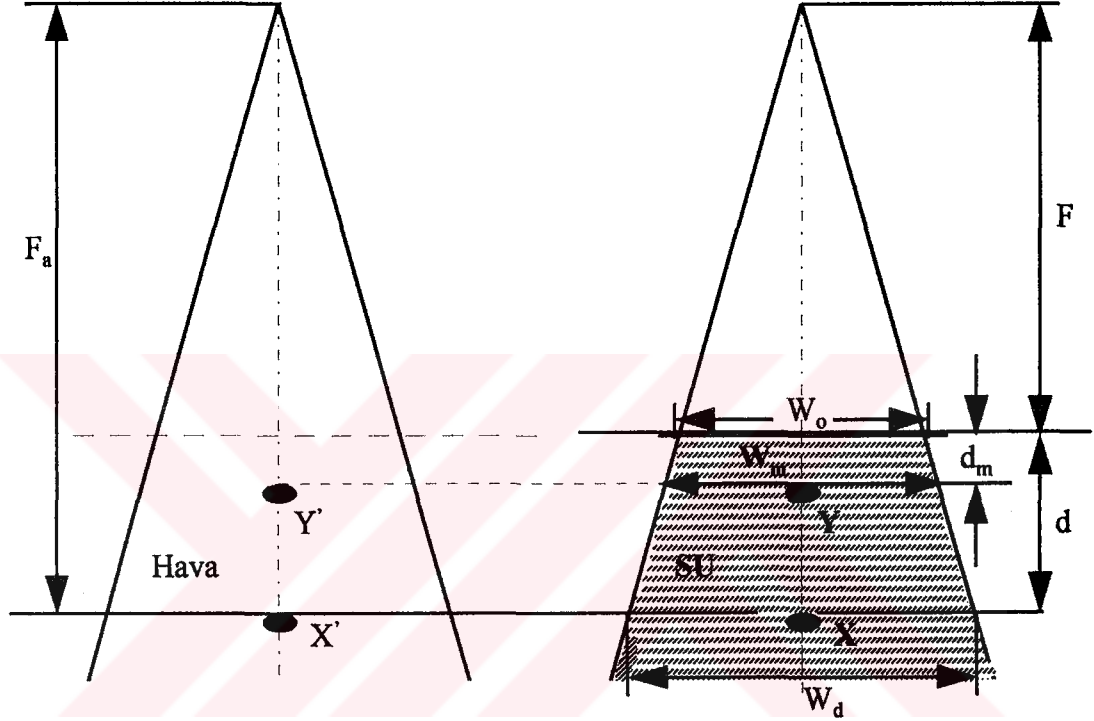
#### Gerisacılma faktörü ( B ):

Şekil 3.5'de  $d_m$  derinliğindeki Y noktası dozun maksimum olduğu yeri gösterir. Maksimum doz derinliği foton enerjisine bağlıdır ve enerji arttıkça artar. Teşhis radyolojisinde kullanılan enerji bölgesinde genellikle  $d_m$  sifıra eşit kabul edilir.

Geri saçılma faktörü, doku hava oranınının  $d = 0$  daki özel bir durumudur ve

$$B(W_0, kVp) = TAR(d = 0, W_0, kVp) = D_Y / D_{Y'} \quad (3.13)$$

şeklinde ifade edilir. Burada  $W_0$  fantom yüzeyindeki demet alanı,  $kVp$  tüp voltajı,  $D_Y$  fantom yüzeyindeki doz değeri,  $D_Y'$  ise şekil 3.5 in sol yanında olduğu gibi fantom yokken havadaki doz değeridir. Gerisaçılma faktörü, fantomdan yüzeye geri saçılan fotonları ifade eder. Bu fotonlar yüzeyde doz artışına sebep olur. Bu faktör genellikle hastada deri dozunun hesaplanmasında kullanılır.



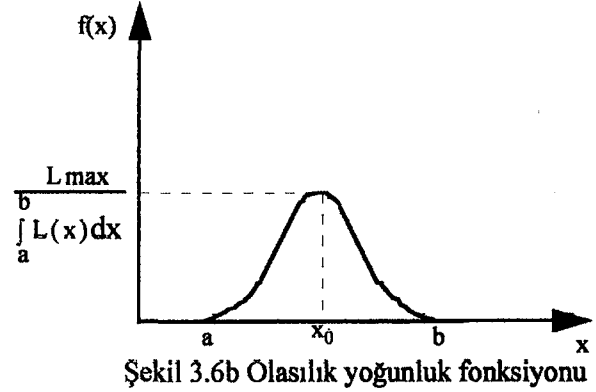
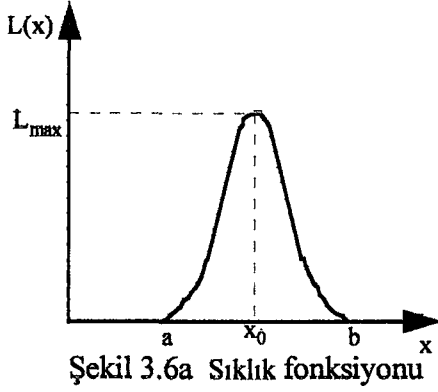
Şekil 3.5. Doz hesabında kullanılan fonksiyonların anlamını göstermek için kullanılan şema.  $F$  kaynak fantom mesafesi.  $W_0$ ,  $W_m$  ve  $W_d$  sırasıyla  $F$ ,  $F + d_m$  ve  $F + d$  mesafesindeki demet alanlarıdır

### 3.3.3. Matematiksel yöntem: Monte Carlo

Monte carlo, istatistik teknikler kullanarak bir deneyin veya olayın benzetişiminin yapılmasıdır. Bu yöntemde madde içersine giren fotonlar tek tek izlenir. Maddenin belirli noktalarında soğurulan dozlar, kesim 3.2.2 de anlatıldığı gibi hesaplanır. Ölçülmesi imkansız olan organ dozları, anatomik yapıya uygun olarak seçilmiş eliptik silindir, elipsoid, koni vb. şeklinde düzenlenmiş matematik fantomlar kullanılarak bulunabilir (Rosenstain 1979, Drexler et.al 1985, Veit et.al. 1989).



### 3.3.3.1. Temel örnekleme ilkesi



Bir deneyde veya olayda  $x$  olarak isimlendireceğimiz bir fiziksel büyüklüğü ölçmeye çalıştığımızda, her ölçüde bulunan  $L$  değerinin şekil 3.6a da görüldüğü gibi  $x_0$  etrafında bir dağılım gösterdiğini düşünelim.  $L(x)$  fonksiyonuna çoğu zaman sıklık veya dağılım fonksiyonu denir. Bu deneyin Monte Carlo yöntemi ile örneklenmesi,  $x$  değerini şekil 3.6a da görülen sıklıkla sayısal olarak üretmektir.  $L(x)$  fonksiyonunu kullanarak bu deneye ait şekil 3.6b de görülen “olasılık yoğunluk fonksiyonunu” aşağıdaki bağıntı ile elde edebiliriz:

$$f(x) = \frac{L(x)}{\int_a^b L(x) dx} \quad (3.14)$$

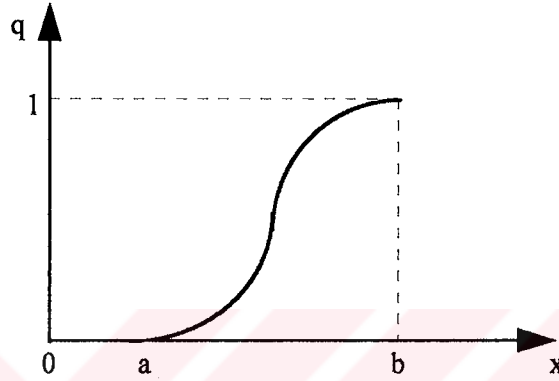
Bu durumda herhangi bir ölçü sonucunun  $x$  ile  $x + dx$  arasında bir değer alma olasılığı

$$f(x)dx = \frac{L(x)dx}{\int_a^b L(x)dx} \quad (3.15)$$

ve  $a, b$  aralığındaki tüm olasılıkların toplamı

$$\int_a^b f(x)dx = 1 \quad (3.16)$$

dir. Şekil 3.6b de,  $a \leq x \leq b$  aralığındaki her  $x$  değerine karşılık gelen  $f(x)dx$  fonksiyonu  $0 - 1$  aralığında değerler alır ve düzgün bir dağılım gösterir. Eğer  $P(x) = \int_a^x f(x')dx'$  integral değerleri  $x$  değerine karşı çizilirse şekil 3.7 deki eğri elde edilir. Görüldüğü gibi  $P(x)$  fonksiyonunun  $x = a$  daki değeri sıfır,  $b$  deki ise birdir; yani  $P(x) (= q)$   $0-1$  arasında değerler alabilen (düzgün dağılımlı) bir sayıyı gösterir.



Şekil 3.7 Toplam olasılık fonksiyonu

### 3.3.3.2. Ters dönüşüm yöntemi

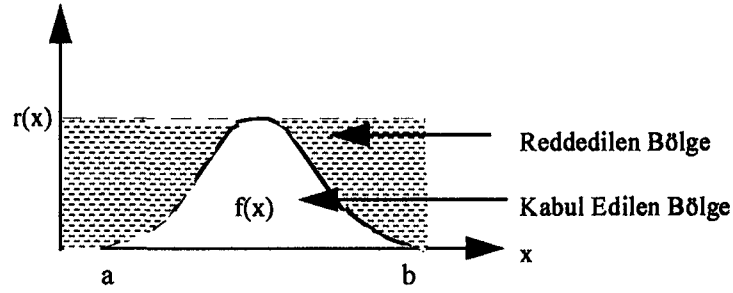
Monte Carlo da eğer  $P(x)$  biliniyorsa türetilen her  $q$  ya karşılık gelen bir  $x$  değeri

$$x = P^{-1}(q) \quad (3.17)$$

şeklinde  $P$  nin ters fonksiyonundan hesaplanabilir (Fluendy 1970). Böylece  $0 - 1$  arasında düzgün dağılımlı  $q$  değerleri kullanılarak  $a - b$  aralığındaki  $f(x)$  dağılımının  $x$  değerleri elde edilebilir.

### 3.3.3.3. Reddetme yöntemi

Bir dağılımın örneklenmesinde çoğunlukla ters dönüşüm yöntemi uygulanamaz. Çünkü  $P(x)$  için belirli bir analitik form bulunamaz veya çalışılmayacak kadar karmaşıktır; yani  $P(x)$ 'in 3.17 denklemindeki gibi tersini elde etmek mümkün değildir.



Şekil 3.8. Reddetme yöntemi ile olasılık yoğunluk fonksiyonunun örneklenmesi

Bu problemi çözmek için  $a \leq x \leq b$  aralığında  $f(x)$  fonksiyonundan büyük, sabit, düzgün dağılımlı ve ters dönüşüm yöntemi uygulandığında kolaylıkla  $x$ ' in bulunabileceği bir  $r(x)$  fonksiyonu kabul edilir (Şekil 3.8). Bu fonksiyon kullanılarak  $x$  değeri bulunur. Bu değer  $f(x)$  fonksiyonunun altında olma olasılığı  $f(x) / r(x)$  dir. Eğer 0 ile 1 arasında rasgele üretilen  $q$  değeri  $f(x) / r(x)$  değerinden küçükse  $x$  değerinin sıklığının  $f(x)$  olduğu düşünülerek  $x$  kabul edilir, değilse reddedilir ve işlem tekrarlanır. Böylece  $r(x)$  dağılımlı  $x$  değerlerinden,  $f(x)$  dağılımlı  $x$  değerleri elde edilmeye çalışılır.

Bu yöntemin verimi

$$\text{Verim} = \frac{\int f(x)dx}{\int r(x)dx} \quad (3.18)$$

şeklinde tanımlanır. Verimi yükseltmek için  $r(x)$  fonksiyonu koşulların izin verdiği kadar  $f(x)$  e yakın seçilmelidir (Kahn 1950).

## 4. TEORİK VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

### 4.1. Monte Carlo Yönteminin Radyolojiye Uygulanması

Bu çalışmada Monte Carlo Tekniği, fotonların çeşitli maddelerden saçılmalarının incelenmesinde, su fantomu içersinde farklı derinliklerde TAR değerlerinin bulunmasında ve kafanın matematik fantomu kullanılarak gözde soğurulan dozu hesaplamak için kullanıldı. Hesaplarda, teşhis radyolojisinde sıklıkla tercih edilen tüp voltajı göz önüne alınarak, 5 ile 100 keV arasında enerjilere sahip fotonlar ile çalışıldı.

Foton kaynağı olarak, tungsten anodlu bir x-ışını cihazından elde edilen enerji spektrumu kullanıldı (Şekil 2.2). Spektrum birer keV enerji aralıklarına bölündü. Her enerji aralığına düşen fotonlar, verilen ışınlama geometrisinde giriş noktası koordinatları rasgele örneklenerek madde üzerine gönderildi. Böylece maddeye giren fotonların koordinatları, yönleri ve enerjileri tanımlanmış oldu.

Maddeye giren fotonların ilk etkileşme noktasına kadar gidecekleri ortalama serbest yolları Ek-3 deki 5 denklemi kullanılarak fotoelektrik soğurma, Rayleigh ve Compton saçılmaları için birbirlerinden bağımsız olarak bulundu:

$$X_{\text{foto}} = - \frac{\ln(q_1)}{\mu_{\text{foto}}(E)} \quad (4.1)$$

$$X_{\text{Ray}} = - \frac{\ln(q_2)}{\mu_{\text{Ray}}(E)} \quad (4.2)$$

$$X_{\text{Comp}} = - \frac{\ln(q_3)}{\mu_{\text{Comp}}(E)} \quad (4.3)$$

Burada  $q_1, q_2, q_3$  0 - 1 aralığında düzgün dağılmış rasgele (random) sayılar,  $\mu_{\text{foto}}$ ,  $\mu_{\text{Comp}}$  ve  $\mu_{\text{Ray}}$  da sırası ile fotoelektrik soğurma, Compton ve Rayleigh saçılması lineer soğurma katsayılarıdır. Rasgele sayılar, bilgisayarda bir alt program olarak yazılan algoritmik bir fonksiyon yardımı ile belirlendi. Fotoelektrik soğurma, Compton ve Rayleigh saçılması lineer soğurma katsayıları da Ek-1 de anlatıldığı gibi hesaplandı. Fotonun maddeye girdikten sonra yapacağı ilk etkileşmenin türü 4.1, 4.2 ve 4.3 denklemlerinden elde edilen ortalama serbest yolların en kısa olanı ile belirlendi. Böylece her fotonun hem ortalama serbest yolu hem de yapacağı etkileşmenin türü saptandı.

Fotonun ilk etkileşme noktasının koordinatları Ek-4 de anlatıldığı gibi, foton kaynağının bulunduğu yerdeki koordinat sistemine dönüştürülerek, etkileşme noktasının maddenin içinde mi yoksa dışında mı olduğu kontrol edildi. Etkileşme noktası maddenin içersinde ise foton takibine devam edildi, dışındaysa takip bitirilerek yeni bir fotona geçildi (Ek-5).

Etkileşme türü fotoelektrik olay ise fotonun, bu etkileşme noktasında tamamen soğurulduğu kabul edilerek takibine son verildi (Ek-2). Etkileşme türü Rayleigh saçılması ise, kesim 2.2.2 de anlatıldığı gibi fotonun enerjisinde bir değişiklik olmadığı kabul edildi. Fotonun etkileşmeden önceki ve sonraki yönleri arasında kalan saçılma açısının hesabı için, aşağıdaki sıra izlenerek daha önceden hesaplanıp bilgisayar belleğinde saklanan dosya kullanıldı (Ek-6):

5 keV den benzeşimde kullanılacak olan maksimum enerjiye kadar birer keV aralıklarla her enerji bölgesinde,

a ) 0 dereceden 180 dereceye kadar birer derece aralıklarla her açı değerine karşılık gelen  $v$  değeri 2.5 denkleminde hesaplandı.

b ) Moleküldeki her element için, bu  $v$  değerine karşılık gelen form faktörünün karesi ( $F^2(v,Z)$ ), literatürde verilen çizelgeden, ara değer yöntemi kullanılarak bulundu (Hubbel et.al 1975) ve denklem 2.3 yardımıyla molekülün form faktörünün karesi hesaplandı. Örneğin bir su ortamı için

$$F^2(v,Z) = 2 F_H^2(v,Z) + F_O^2(v,Z) \quad (4.4)$$

bağıntısından yararlanıldı. Burada  $F_H^2(v,Z)$  su molekülündeki hidrojen atomunun,  $F_O^2(v,Z)$  de oksijen atomunun form faktörünün karesidir. ( Su molekülünde iki hidrojen atomu olduğu için  $F_H^2(v,Z)$  nin başında 2 çarpanı vardır.)

c ) Elde edilen form faktörünün karesi, denklem 2.6 da yerine konularak açı saçılma olasılığı

$$R(E,\theta) = \frac{d\sigma_{\text{Koh}}}{d\theta} \quad (4.5)$$

hesaplandı. Şekil 4.1a, elde edilen açı saçılma olasılığının açıyla değişimini göstermektedir.

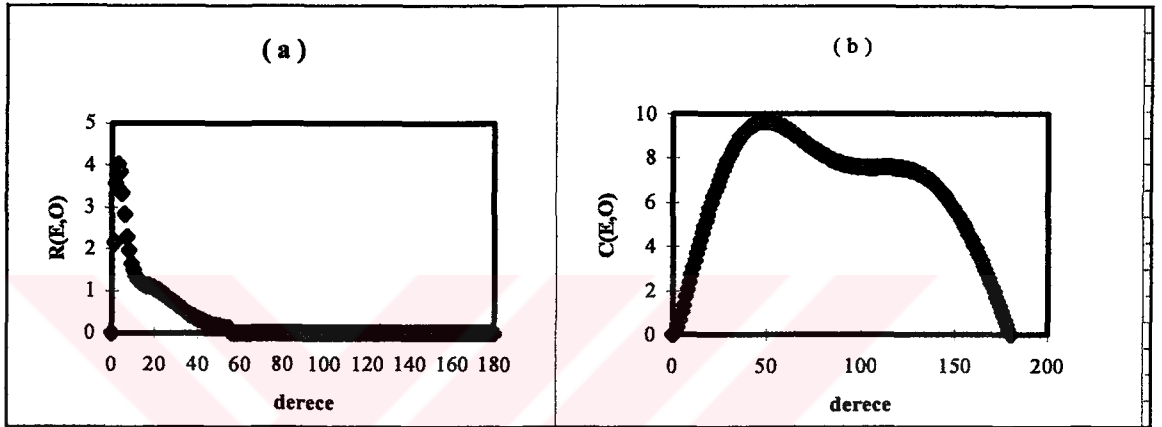
d )  $0^\circ$  den  $180^\circ$  kadar 1 er derece aralıklarla hesaplanan açı saçılma olasılıkları 16384 e normalize edilerek tam sayı gibi iki boyutlu bir  $RN(E,\theta)$  dosyasında depolandı.  $RN(E,\theta)$  fonksiyonunda foton enerjisi (E) birer keV aralıklarla 5 -  $E_{\text{mak}}$  keV arasında ve her aralıkta saçılma açısı ( $\theta$ ) ise  $1^\circ$  aralıklarla  $0^\circ - 180^\circ$  arasında değiştirildi.

Her Rayleigh saçılmasında, saçılma açısı reddetme tekniği ile aşağıdaki sıra izlenerek bulundu. (Burada kullanılan TAM(  $I_1$ ,  $I_2$  ),  $I_1$  ve  $I_2$  arasında rasgele tam sayı üretici ve RN(E,  $\theta$ ) ise yukarıda oluşturulan dosyadır):

a )  $\theta = \text{TAM}(0, 180)$ , ( 0 ile 180 arasında rasgele bir tam sayıdır.)

b )  $\zeta = \text{TAM}(0, 16384)$ , ( 0 ile 16384 arasında bir tam sayıdır.)

c) eğer  $\zeta > \text{RN}(E, \theta)$  ise  $\theta$  reddedilerek olay (a) dan itibaren tekrarlandı, değilse  $\theta$  Rayleigh saçılma açısı olarak kabul edildi.



Şekil 4.1.80 kev de su için (a) rayleigh (b) compton maksimum açılı saçılma olasılıkları

Etkileşme türü Compton saçılması ise, fotonun etkileşmeden önceki ve sonraki yönleri arasında kalan saçılma açısını ve buna bağlı olarak saçılan fotonun enerjisini bulmak için, bir alt programda (EK-7), aşağıdaki sıra izlenerek daha önceden hesaplanıp bilgisayar belleğinde saklanan dosya kullanıldı:

5 keV den benzeşimde kullanılan maksimum enerjiye kadar birer keV aralıklarla her enerji bölgesinde,

a ) 0 dereceden 180 dereceye kadar birer derece aralıklarla her açı değerine karşılık gelen  $v$  değeri 2.5 denkleminde hesaplandı.

b ) Moleküldeki her element için, bu  $v$  değerine karşılık gelen Compton saçılma fonksiyonu  $S(v, Z)$ , ara değer bulma yöntemi kullanılarak literatürde verilen tablodan bulundu (Hubbel et.al 1975) ve denklem 2.12 kullanılarak bu molekül için Compton saçılma fonksiyonu hesaplandı. Örneğin bir su ortamı için

$$S(v, Z) = 2 S_H(v, Z) + S_O(v, Z) \quad (4.6)$$

bağıntısı kullanıldı. Burada  $S_H(v, Z)$  su molekülündeki hidrojen atomunun,  $S_O(v, Z)$  de oksijen atomunun Compton saçılma fonksiyonudur.

c) Alınan enerji ve açı değerine karşılık gelen saçılan fotonun  $E'$  enerjisi 2.7 denkleminde hesaplandı.

d) b ve c de hesaplanan Compton saçılma fonksiyonu ve saçılan fotonun  $E'$  enerjisi denklem 2.13 de kullanılarak açı saçılma olasılığı

$$C(E, \theta) = \frac{d\sigma_{com}}{d\theta} \quad (4.7)$$

hesaplandı. Elde edilen açı saçılma olasılığının açıyla değişimi Şekil 4.1b de görülmektedir.

e)  $0^\circ$  den  $180^\circ$  kadar 1 er derece aralıklarla hesaplanan maksimum açı saçılma olasılıkları 16384'e normalize edilerek tam sayı gibi iki boyutlu bir  $CN(E, \theta)$  dosyasında depolandı.  $CN(E, \theta)$  fonksiyonunda foton enerjisi (E) birer keV aralıklarla  $5 - E_{mak}$  keV arasında ve her aralıkta saçılma açısı ( $\theta$ ) ise  $1^\circ$  aralıklarla  $0^\circ - 180^\circ$  arasında değiştirildi.

f) c şikkında hesaplanan saçılan foton enerjileri de yine iki boyutlu bir  $SFE(E, \theta)$  dosyasında depolandı. Burada E ve  $\theta$ 'nın tanımı (e) şikkında olduğu gibidir.

Her Compton saçılmasında, saçılma açısı yine reddetme tekniği ile aşağıdaki sıra izlenerek bulundu:

a)  $\theta = TAM(0, 180)$

b)  $\zeta = TAM(0, 16384)$

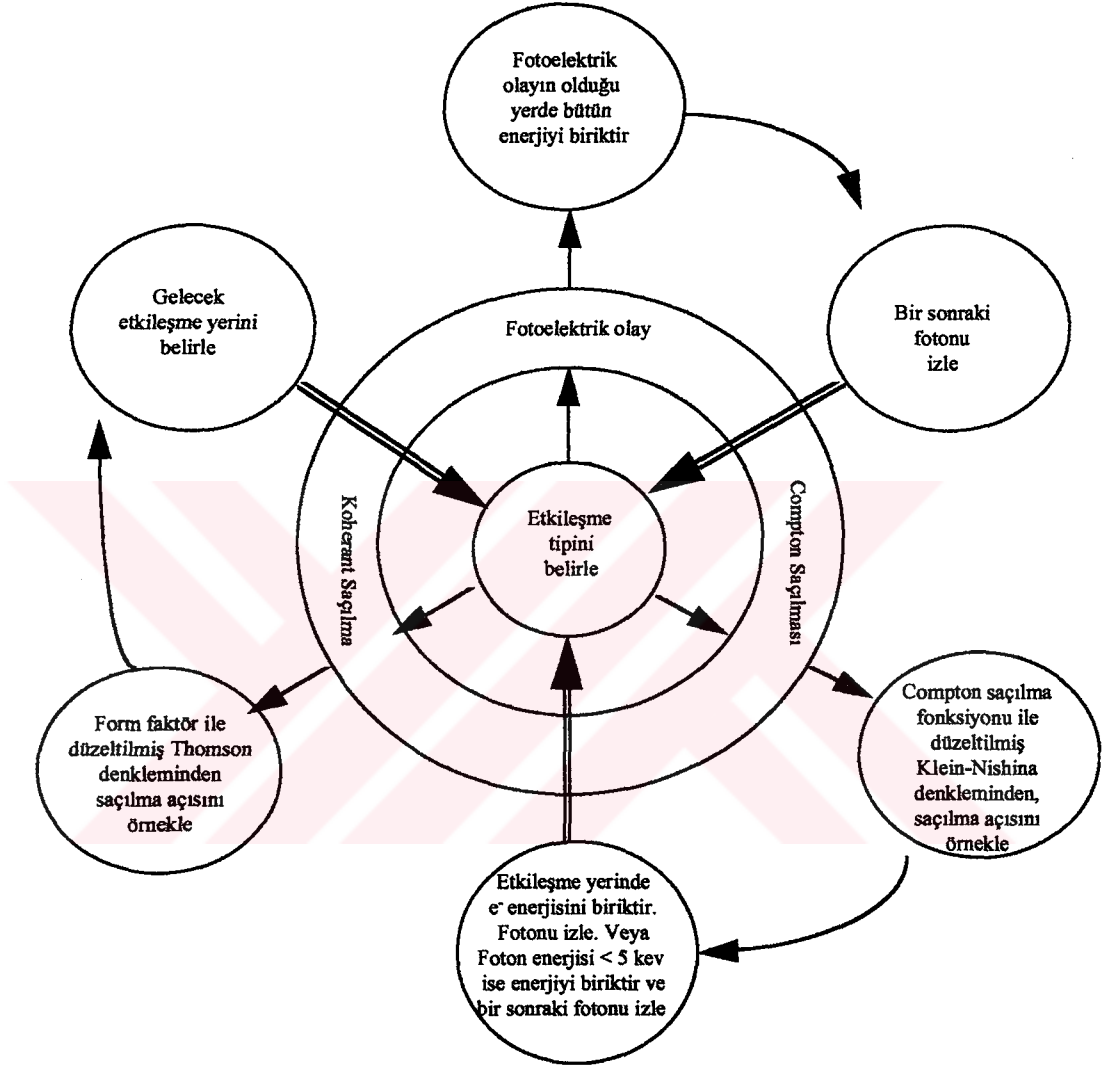
c) eğer  $\zeta > CN(E, \theta)$  ise  $\theta$  reddedilerek olay (a) dan itibaren tekrarlandı.

d)  $\theta$  kabul edilirse saçılan fotonun enerjisi  $SFE(E, \theta)$  dosyasından bulundu. Böylece Compton saçılması yapan fotonun  $\theta$  saçılma açısı ve saçılmadan sonraki enerjisi elde edildi.

Rayleigh veya Compton saçılmasında  $\phi$  azimut açısı,  $(-\pi, \pi)$  açı aralığında düzgün olarak dağılmıştır ve bütün yönler eşit olasılıklıdır (Chan and Doi 1983, Boone and Seibert 1988). Bu nedenle  $\phi$  azimut açısı 0 ile 360 arasında rasgele üretildi.

Bundan sonra fotonların, ikinci etkileşme noktasına kadar gidecekleri ortalama serbest yolları ve etkileşme türü belirlenerek yukarda anlatılan olaylar tekrar ele alındı. Foton, enerjisi 5 Kev in altına düşene, fotoelektrik olay yapana veya maddeden kaçana kadar (Şekil 4.2 deki şemaya göre) izlendi (Chan and Doi 1983). Spektrumdaki fotonların tamamı izlendikten sonra

olay 10 kez tekrarlanarak sonuçların istatistiksel sapmaları bulundu. Her çalışmada yaklaşık  $10^6$  foton takibi yapıldı.



Şekil 4.2. Monte Carlo Yöntemi ile saçıcı bir ortamda fotonların izlenmesi.

Rayleigh ve Compton saçılmasındaki dosyalar sırası geldikçe kullanılmak üzere program başlangıcında yalnız bir kere oluşturuldu ve program sonuna kadar bilgisayarın ön belleğinde saklandı. Bu şekilde bilgisayarın çalışma süresi önemli ölçüde düşürülmüş oldu.



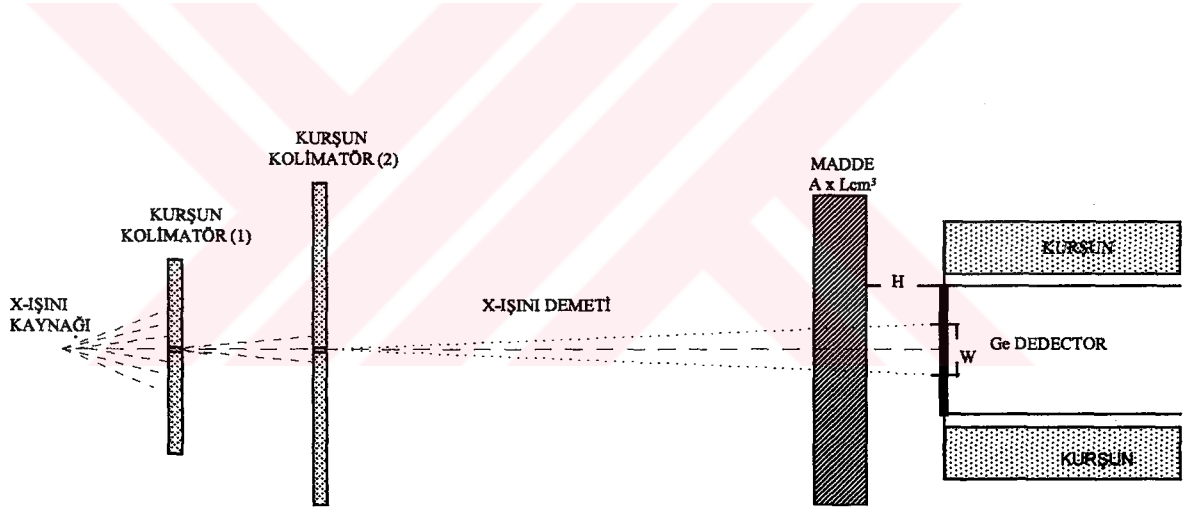
#### 4.1.1. Programlama dilinin seçimi

Bilgisayarlara, planladığımız bir şeyi yaptırmanın tek yolu, cihazın üretici firması tarafından belirlenen matematik kodları amaca uygun olarak sırayla cihaza tek tek göndermektir. Bu kod bilgisayarlar için makine kodudur. Kodlar, kullanılan cihazın özelliklerine göre büyük değişiklikler göstermektedir. Komutların tamamı makinaya yöneliktir. Bu kodlarla program yazmak oldukça güçtür. Bunun yerine insanın anlayabileceği sembollerle yazılmış olan bir program daha sonra bir dönüştürücü program yardımıyla, bilgisayarın anlayabileceği asıl kod'a yine bilgisayar yardımı ile dönüştürülür. Bu amaca uygun olarak 1954'de matematik işlem ağırlıklı, bilimsel çalışmalarda kullanılmak üzere anlaşılması ve kullanımı kolay, bilgisayara bağımlılık göstermeyen ilk sembolik kod olan FORTRAN (FORMula TRANslation) ve daha sonra COBOL, PL/I, Algol, Pascal, Basic gibi bilgisayar dilleri geliştirilmiştir. Bu diller programcılar tarafından yüksek seviyeli diller olarak anılırlar. Buna karşı makine kodu düşük seviyeli dil olarak isimlendirilir. Yüksek seviyeli dillerle çok hızlı programlar yazmak mümkün olmamıştır. Hızın önemli olduğu yerlerde düşük seviyeli diller hep tercih edilmiştir. C programlama dili ise bu iki dil grubu içinde yer almaktadır. C yüksek seviyeli dillerin anlaşılabilirliğini, düşük seviyeli dillerin hızlılığını ve büyük programların kolaylıkla yazılabilirliğini bünyesinde birleştirdiğinden Monte Carlo programının yazılımında tercih edilmiştir.

## 4.2 Saçılma Kesri

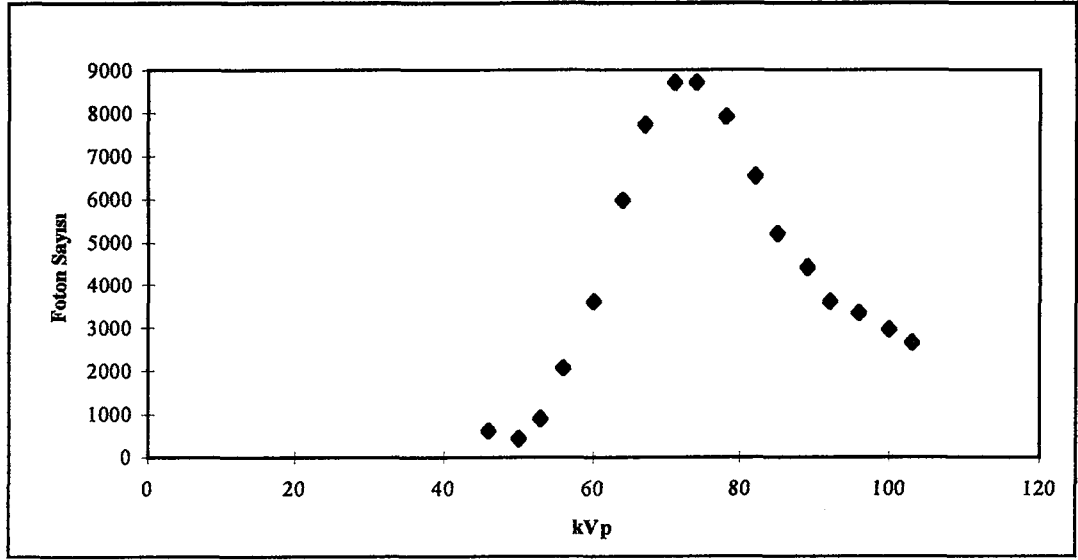
### 4.2.1. Saçılma kesrinin deneysel olarak saptanması

F saçılma kesrini deneysel yolla saptayabilmek için şekil 4.3 de verilen geometri kullanıldı. Focal nokta alanı  $0.7 \times 0.7 \text{ mm}^2$  olan döner tungsten anotlu, tek fazlı bir x-ışını tüpünden 228.00 cm uzaklığa, çapı 5.08 cm olan saf germanyum dedektör konuldu. Dedektör sisteminden elde edilen x - ışını spektrumları çokkanallı bir analizöre aktarılarak kaydedildi. Demeti kolime etmek için, üzerlerinde 0.20 cm ve 0.40 cm çapında dairesel delikler bulunan 2.00 cm ve 1.80 cm kalınlığında iki kurşun levha alınarak, focal noktadan sırasıyla 20.00 cm ve 40.00 cm uzaklığa yerleştirildi. Demet çapı, dedektörün ön yüzüne madde yokken bir film konularak ölçüldü ve  $W = 2.00 \text{ cm}$  olarak bulundu. Bunlara ek olarak yüksek x - ışını akısından dolayı oluşan dedektör ölü zamanını azaltmak için, tüp filtrasyonuna 1.9 cm kalınlığında bir aliminyum filtre katıldı.



Şekil 4.3.F saçılma kesri hesabında kullanılan geometri.

Deneye başlamadan önce, en uygun tüp voltajını saptamak için, farklı kVp değerleri kullanarak x-ışınlarının enerji spektrumları incelendi. Dedektöre ulaşan toplam foton sayıları, kVp değerlerine karşı çizildiğinde (Şekil 4.4) dedektör veriminin 50 kVp nin altında sıfıra yakın olduğu, ~67 kVp de bir maksimumdan geçtiği ve daha sonra da azaldığı görüldü. Bu nedenle 67 kVp tüp voltajında çalışılmaya karar verildi.



Şekil 4.4. 100 mAs da toplam foton sayısının kVp ile değişimi.

Dedektörün önünde hiçbir madde yokken, dedektörden elde edilen spectrum (şekil 4.5) maddeye giriş spektrumu olarak kabul edildi ve bu spectrum kullanılarak dedektöre saçılmadan gelen toplam foton sayısı

$$N_U^{den} = \int_0^{E_{max}} n_u(E) e^{-\mu(E)\rho L} dE \quad (4.8)$$

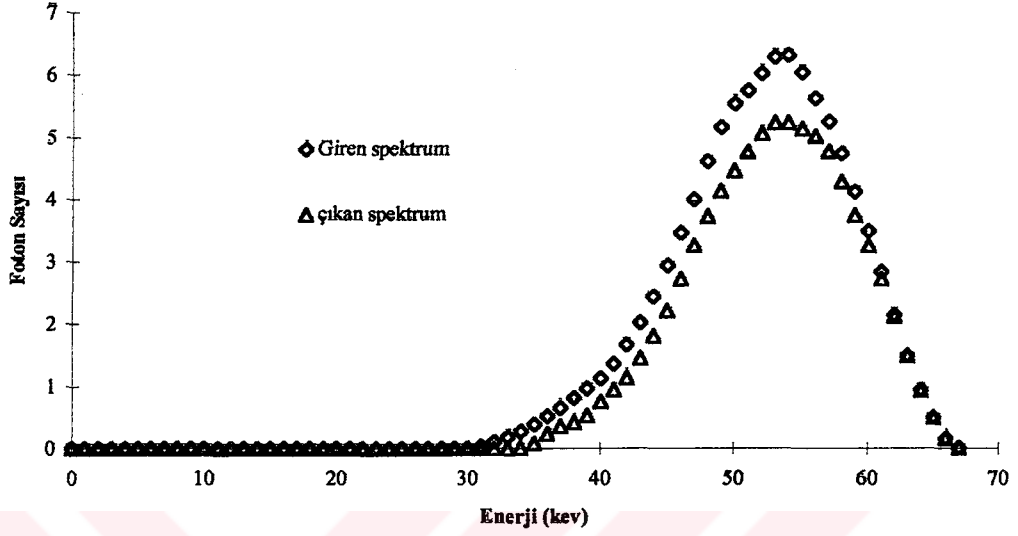
ile hesaplandı. Burada  $n_u(E)$ , E ve E + dE enerji aralığında dedektöre ulaşan foton sayısı,  $E_{max}$  x-ışını spektrumundaki maksimum enerji ve  $\mu$ ,  $\rho$  ve L de sırasıyla saçıcı maddenin E enerjisindeki kütle soğurma katsayısı ile yoğunluğu ve kalınlığıdır. Daha sonra dedektör önüne çizelge 4.1 de verilen farklı kalınlıktaki maddeler sırasıyla konularak çıkış spektrumları alındı ve bu spektrumlar kullanılarak verilen her madde için toplam foton sayısı

$$N_T^{den} = \int_0^{E_{max}} n_T(E) dE \quad (4.9)$$

formülü kullanılarak bulundu. Burada  $n_T(E)$ , E ve E + dE enerji aralığında saçıcı varken dedektöre ulaşan foton sayısıdır. Deneysel saçılma kesri ise 4.8, 4.9 ve

$$F^{den} = \frac{(N_T^{den} - N_U^{den})}{N_T^{den}} \quad (4.10)$$

denklemleri kullanılarak elde edildi. Şekil 4.5 dedektörün önünde hiçbir madde yokken ve 0.3 cm alüminyum varken elde edilen spektrumları göstermektedir.



Şekil 4.5.67 kVp tüp potansiyelinde, dedektörün önünde hiçbir madde yokken ve 0.3 cm kalınlığında alüminyum maddesi konulduğunda elde edilen giriş ve çıkış spektrumları.

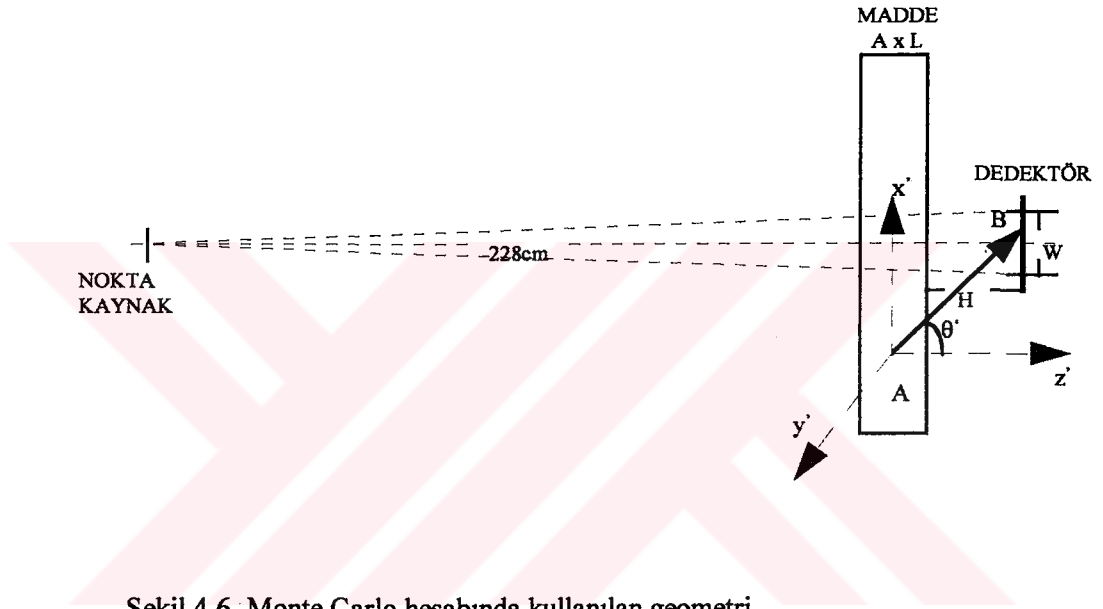
Çizelge 4.1 Deneyde kullanılan maddelerin yoğunlukları ve boyutları

Madde	$\rho(\text{gr} / \text{cm}^3)$	A( $\text{cm}^2$ )	L(cm)
Polipropilen	0.90	10 x 10	2, 4, 6, 8, 10
Polietilen	0.92	10 x 10	1.9, 4, 6.1, 8.2, 10.1
Lusit	1.18	22 x 24	2, 4, 6, 8, 10
Alüminyum	2.70	10 x 10	0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5
Bakır	8.96	10 x 10	0.01, 0.02, 0.03, 0.04, 0.05

#### 4.2.2. Saçılma kesrinin Monte Carlo yöntemi ile hesabı

Yukarıda anlatılan deneyin Monte Carlo benzetişimini yapabilmek için şekil 4.6 deki geometri kullanıldı. X-ışını kaynağı kartezyen koordinat sisteminin (x,y,z) merkezine, dedektör ise z eksenine üzerine ve kaynaktan 228 cm uzaklığa yerleştirildi. Dedektöre gelen her fotonun sayıldığı

kabul edildi. Kaynak olarak deneyden elde edilen 67 kVp ve literatürden alınan 70 kVp spektrumları ele alındı. Spektrumdaki fotonlar, dedektör üzerinde z eksenini merkez kabul eden 2 cm çapındaki bir alana düşecek şekilde örneklenerek madde üzerine gönderildi. Giren x-ışını fotonu hiç etkileşme yapmadan maddeyi ileri yönde geçmiş ise (dedektör çapı demet çapından büyük olduğu için) gelen foton, dedektör tarafından “hiç etkileşme yapmadan gelen foton” gibi sayıldı.



Şekil 4.6. Monte Carlo hesabında kullanılan geometri

Maddeye giren foton, saçılmalarından sonra enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak Şekil 4.6 da olduğu gibi A noktasından sonra maddeyi ileri yönde terk ediyor ise, bu fotonun dedektöre girip girmediğine bakıldı. Bunun için A noktasına bir  $x', y', z'$  koordinat sistemi, dedektörün ön yüzüne de bir görüntü düzlemi yerleştirildi. A noktasından sonra maddeyi terkeden fotonun aynı doğrultuda yoluna devam ederek B noktasından görüntü düzlemine girdiği kabul edildi.  $x', y', z'$  koordinat sistemine göre B noktasının koordinatları hesaplanarak laboratuvar koordinat sistemine dönüştürüldü. Bu koordinat sisteminde B noktasının z eksenine olan uzaklığı saptanarak fotonun dedektöre girip girmediğine karar verildi. Foton eğer dedektöre girmiş ise, dedektör tarafından “saçılarak gelen foton” olarak kaydedildi.

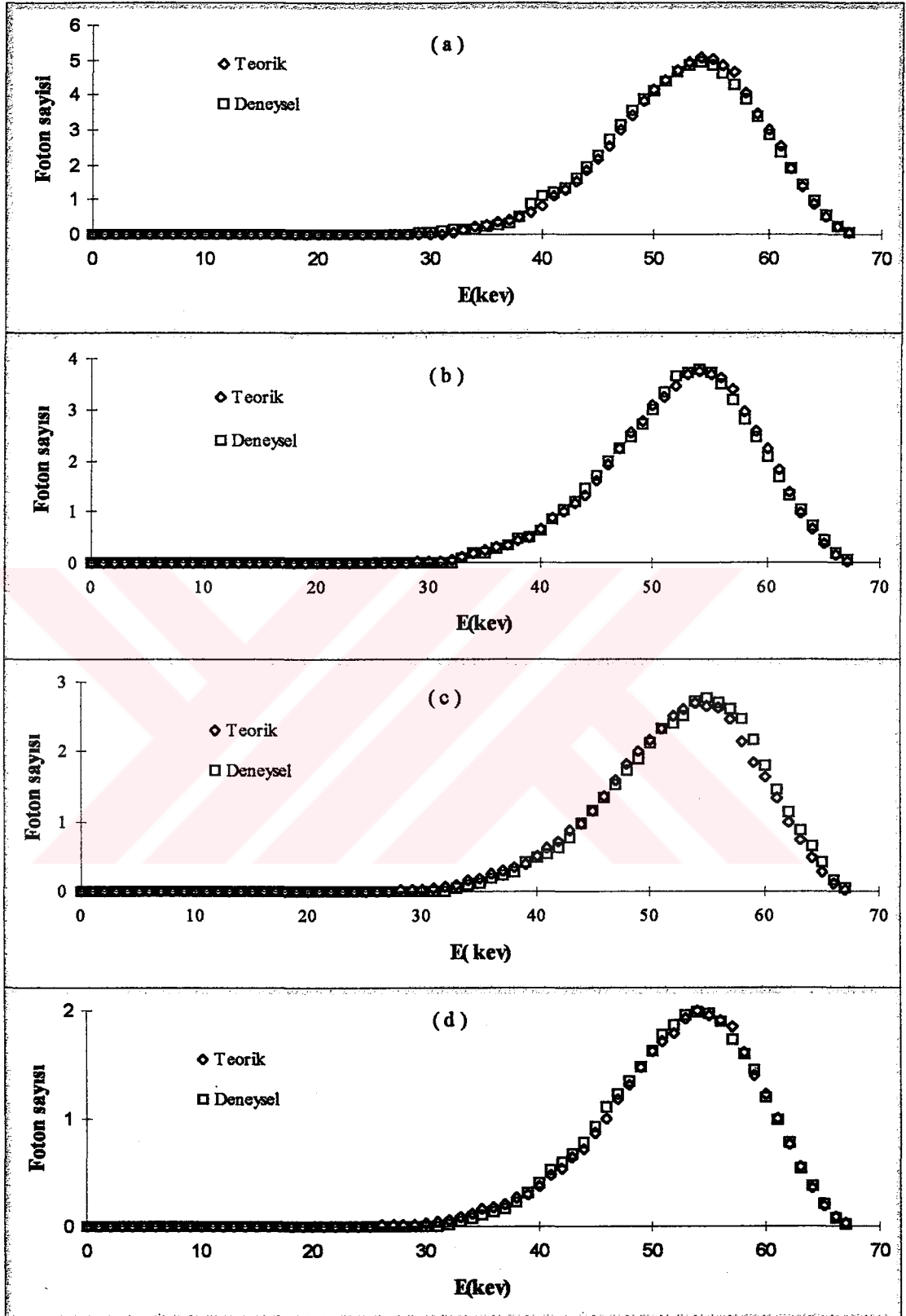
Spektrumun her 1 keV enerji aralığı için hiç etkileşme yapmadan gelen ( $N_u$ ) ve saçılarak gelen ( $N_s$ ) foton sayıları hesaplanarak 3.1 denklemi yardımıyla Çizelge 4.2 de verilen maddeler için saçılma kesirleri elde edildi.

Çizelge 4.2. Monte Carlo hesabında kullanılan maddelerin yoğunlukları ve boyutları

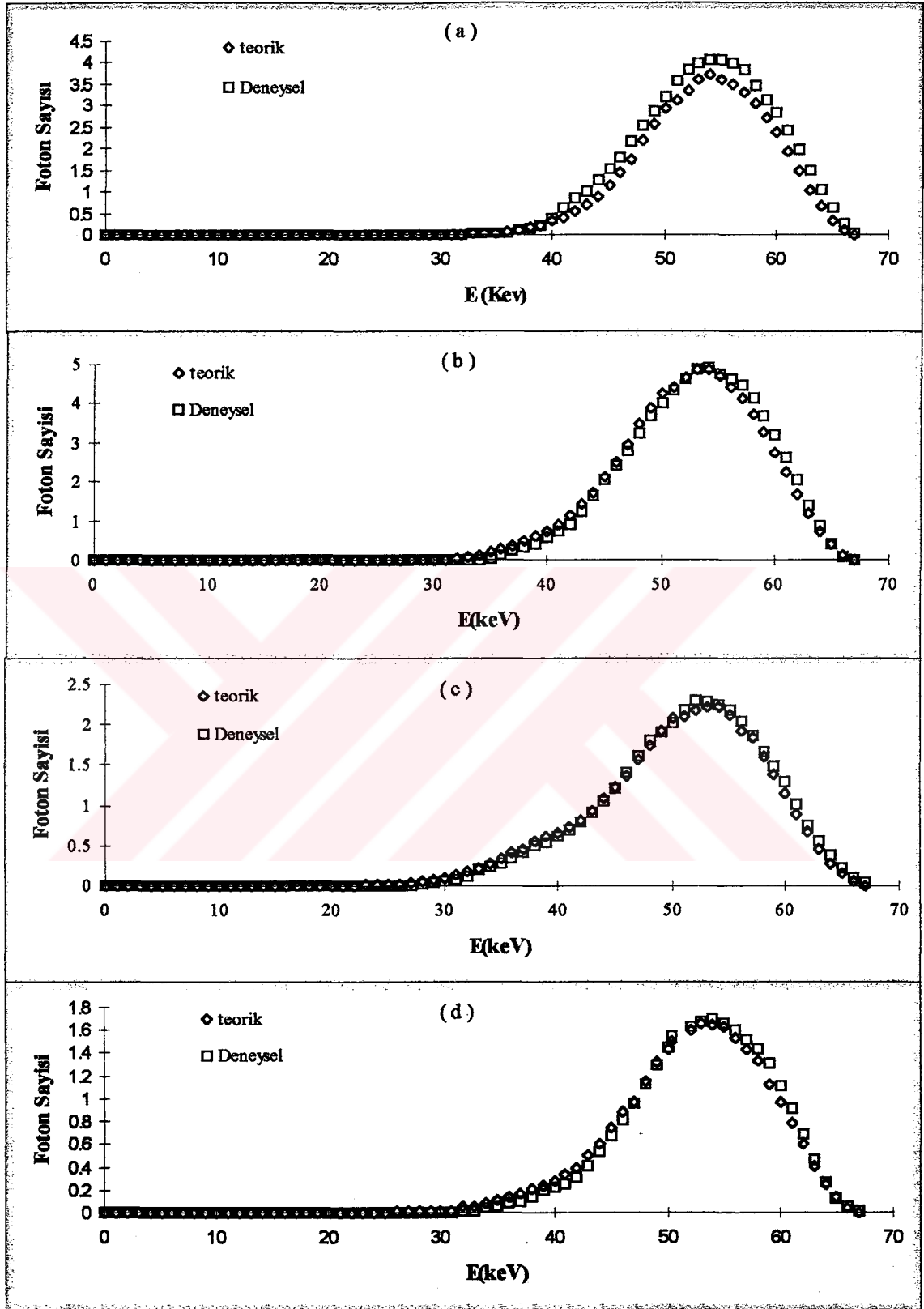
Madde	$\rho(\text{gr} / \text{cm}^3)$	A( $\text{cm}^2$ )	L(cm)
Polipropilen	0.90	10 x 10	2, 4, 6, 8, 10
Polietilen	0.92	10 x 10	1.9, 4, 6.1, 8.2, 10.1
Su	1.00	10 x 10	2,4,6,8,10
Lusit	1.18	22 x 24	2, 4, 6, 8, 10
Bakalit	1.40	10 x 10	2,4,6,8,10
Kemik	1.65	10 x 10	2,4,6,8,10
Alüminyum	2.70	10 x 10	0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5
Bakır	8.96	10 x 10	0.01, 0.02, 0.03, 0.04, 0.05

#### 4.2.3. Sonuçlar ve tartışma

Şekil 4.7 de, farklı kalınlıklara sahip polietilen maddesi için, Monte Carlo yöntemiyle ve deneyle elde edilen enerji spektrumları verilmiştir. Görüldüğü gibi, deneysel ve teorik yöntemle elde edilen enerji spektrumları arasında mükemmel bir uyum vardır. Aynı uyum bakır hariç diğer maddelerin enerji spektrumlarında da gözlenmiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.7. 67 kVp tüp voltajında Monte Carlo ve deneyle elde edilen (a) 1.9 cm, (b) 4 cm, (c) 6.1 cm, (d) 8 cm kalınlıklarındaki polietilen maddesi çıkış spektrumları



Şekil 4.8. 67 kVp tüp voltajında Monte Carlo ve deneyle elde edilen (a) 0.03 cm bakır ( $H=0.0$  cm), (b) 0.4 cm alüminyum ( $H = 0.0$  cm), (c) 6 cm lucit ( $H = 0.0$  cm) (d) 6 cm lucit ( $H = 10$  cm) için çıkış enerji spektrumları



Çizelge 4.3 de, 67 kVp tüp voltajında deneysel ve teorik olarak elde edilen saçılma kesri sonuçları verilmektedir. Çizelgede birinci sütun saçılma kesri hesaplanan maddeleri, ikinci ve üçüncü sütunlar sırasıyla bu maddelerin kalınlıklarını ve yüzey alanlarını, dördüncü sütun ise madde ile dedektör arasındaki uzaklığı vermektedir. Çizelgedeki altıncı ve yedinci sütunlarda verilen teorik saçılma kesri sonuçları, sırasıyla deneyden 67 kVp tüp voltajında (Şekil 4.5) elde edilen ve literatürden (Birch et.al 1979) 70 kVp de alınan spektrumların Monte Carlo programında kaynak olarak kullanılmasıyla elde edilmiştir. Çizelgede, deneyden elde edilen ve literatürden alınan spektrumların Monte Carlo analizinde kaynak olarak kullanılmasıyla elde edilen saçılma kesri sonuçlarını fazla etkilemediği görülmektedir. Bu da düşük enerjili fotonların saçılma kesri hesabında fazla rol oynamadığını ve madde tarafından tamamen soğurulduğunu göstermektedir. Çünkü deneyde, tüp filtrasyonuna 1.9 cm kalınlığında alüminyum filtre ilave edildiği için, elde edilen spektrumda düşük enerjili fotonlar çok azdır. Diğer taraftan deneysel ve teorik değerler arasında (hesaplanan istatistik hata sırasıyla %5 ve % 0.1) bakır hariç tüm maddeler için iyi bir uyum söz konusudur. Bakırda görülen uyumsuzluk aşağıdaki şekilde açıklanabilir:

Daha önce kesim 4.1 de bahsedildiği gibi, Monte Carlo hesabında ilk fotoelektrik olaydan sonra foton takibi son bulmaktadır. Bu, yalnızca Atom numarası 24 den küçük maddeler için doğrudur. Çünkü bu maddelerin K floresans verimi %20'nin altındadır. Ancak atom numarası 29 olan Bakır'ın floresans verimi ~ %50 dir. Bu durumda ilk fotoelektrik olaydan sonra foton takibine son verilmesi doğru değildir. Bu nedenle atom numarası 24 den büyük maddeler için K - floresans fotonunun Ek-2 de verildiği gibi izlenmesi gerekmektedir.

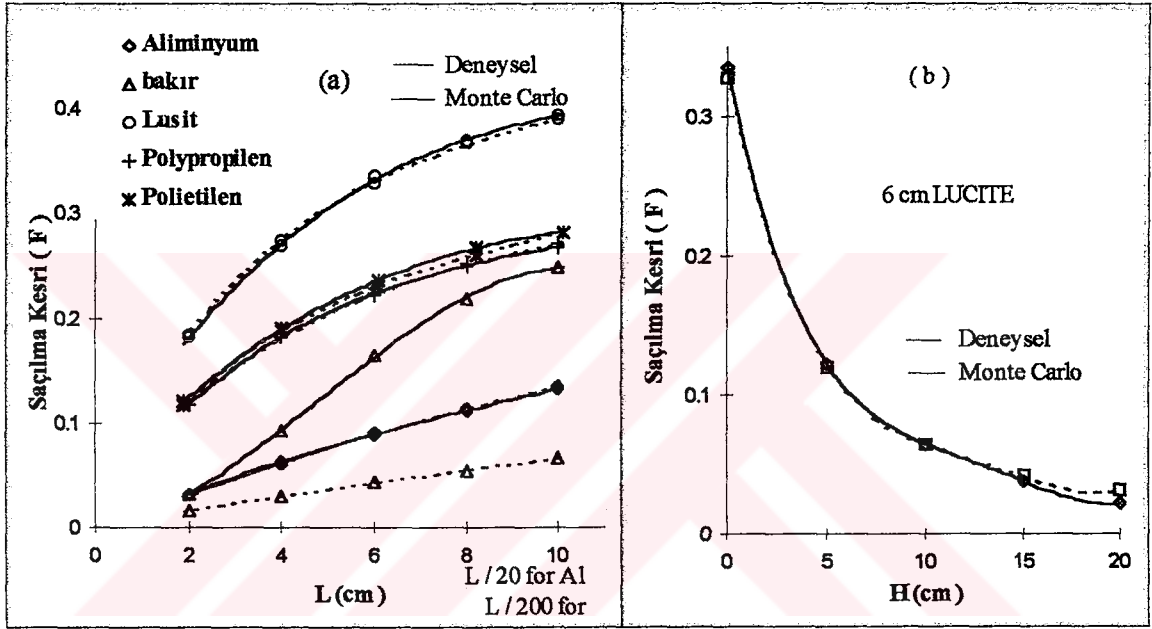
Çizelge 4.3. Deneysel ve teorik saçılma kesri sonuçları

Madde	L(cm)	A(cm <sup>2</sup> )	H(cm)	Deneysel	Monte Carlo <sup>1</sup> ( 67 kVp )	Monte Carlo <sup>2</sup> ( 70 kVp )
<b>Polietilen</b>	1.9	10X10	0.0	0.109	0.117	0.118
	4.0	10X10	0.0	0.173	0.188	0.190
	6.1	10X10	0.0	0.217	0.230	0.234
	8.2	10X10	0.0	0.244	0.261	0.265
	10.1	10X10	0.0	0.261	0.282	0.285
<b>Polypropilen</b>	2.0	10X10	0.0	0.117	0.117	0.131
	4.0	10X10	0.0	0.182	0.181	0.200
	6.0	10X10	0.0	0.224	0.221	0.241
	8.0	10X10	0.0	0.250	0.251	0.268
	10.0	10X10	0.0	0.268	0.271	0.291
<b>Lusit</b>	2.0	22X24	0.0	0.181	0.183	0.193
	4.0	22X24	0.0	0.269	0.275	0.286
	6.0	22X24	0.0	0.335	0.328	0.338
	8.0	22X24	0.0	0.374	0.366	0.374
	10.0	22X24	0.0	0.393	0.390	0.403
	6.0	22X24	5.0	0.125	0.120	0.133
	6.0	22X24	10.0	0.065	0.065	0.073
	6.0	22X24	15.0	0.036	0.042	0.047
	6.0	22X24	20.0	0.024	0.031	0.034
<b>Alüminyum</b>	0.1	10X10	0.0	0.032	0.031	0.032
	0.2	10X10	0.0	0.063	0.062	0.065
	0.3	10X10	0.0	0.090	0.089	0.092
	0.4	10X10	0.0	0.111	0.113	0.115
	0.5	10X10	0.0	0.132	0.134	0.137
<b>Bakır</b>	0.01	10X10	0.0	0.032	0.016	0.018
	0.02	10X10	0.0	0.093	0.030	0.033
	0.03	10X10	0.0	0.164	0.043	0.047
	0.04	10X10	0.0	0.219	0.055	0.057
	0.05	10X10	0.0	0.248	0.066	0.070

<sup>1</sup> Deneysden elde edilen 67 kVp'lik spektrum giriş spektrumu olarak kullanıldı.

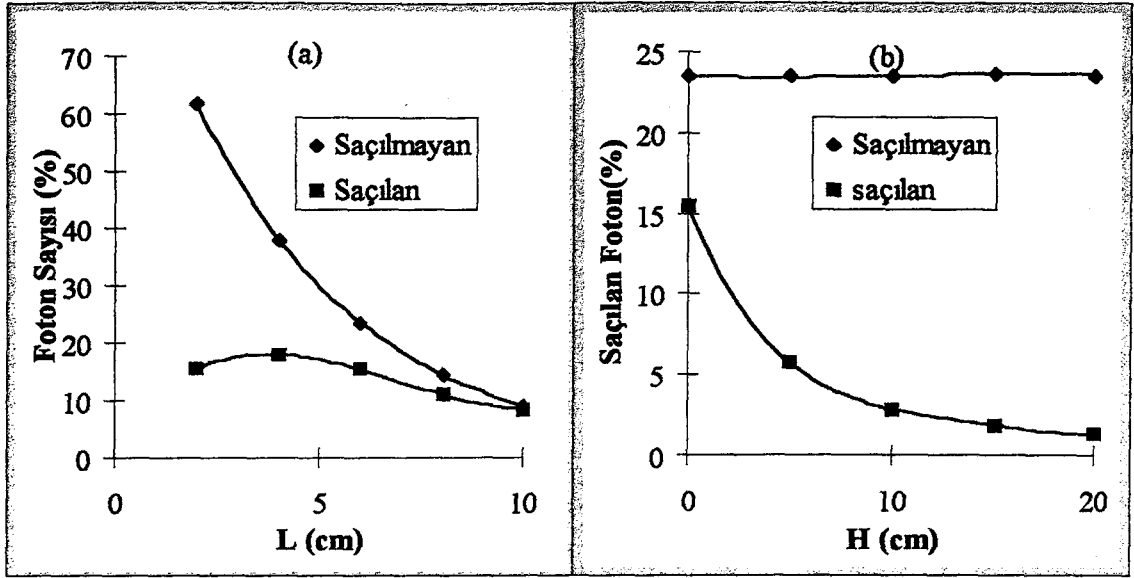
<sup>2</sup> Literatürde verilen 70 kVp'de ve HVL değeri 2.5 mm Al olan spektrum, giriş spektrumu olarak alındı.

Şekil 4.9a da deneysel ve teorik yolla elde edilen saçılma kesirlerinin madde kalınlığına göre çizimleri verilmiştir. Görüldüğü gibi tüm maddelerin saçılma kesirleri, kalınlıkla artmaktadır. Bunun nedeni daha önce kesim 2.3 de anlatıldığı gibi, fotonların maddeyi geçerken üstel olarak azalmalarıdır. Yani dedektöre hiç etkileşme yapmadan gelen foton sayısının şekil 4.10a da görüldüğü gibi kalınlık arttıkça hızla azalması ve dedektöre saçılarak gelen foton sayılarındaki düşüşün aynı oranda olmamasıdır. Bu nedenle denklem 3.1 in paydası kalınlık arttıkça hızla azaldığından saçılma kesri büyümektedir.

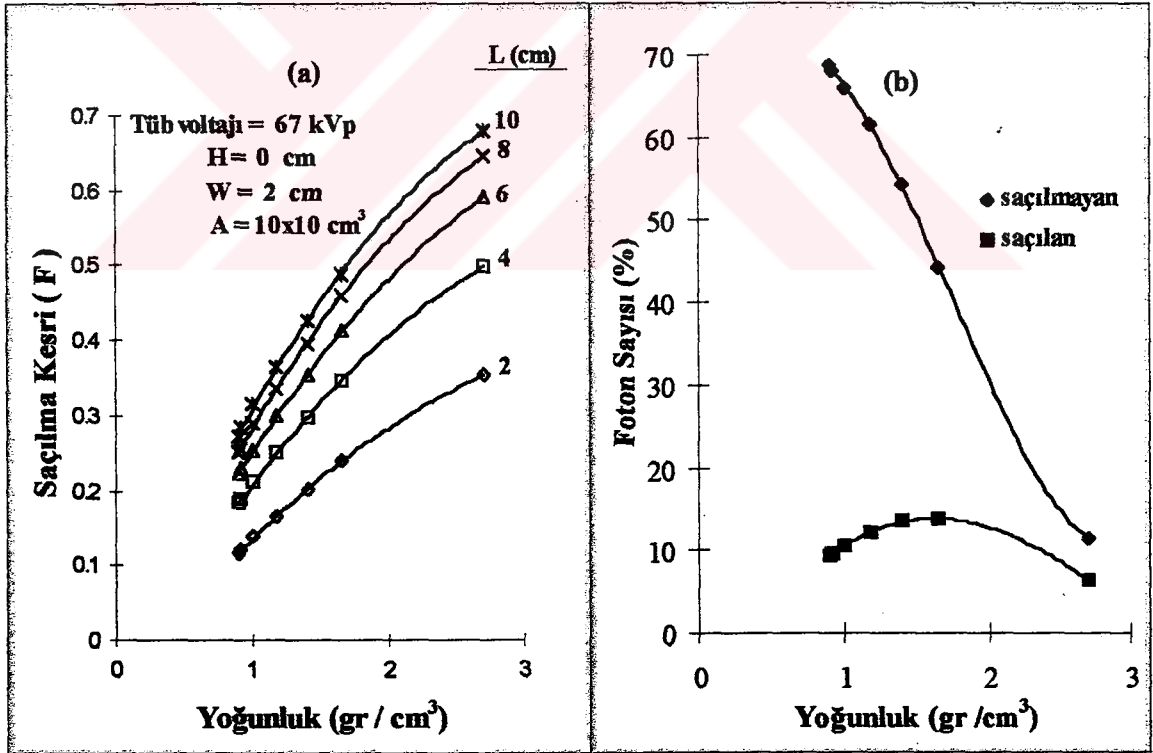


Şekil 4.9. saçılma kesirlerinin, (a) farklı kalınlık ( L ) ve maddeler ( H = 0 cm, W = 2 cm ) için (b) farklı H mesafeleri ( W = 2 cm ) için M.C. ve deneysel sonuçları

Şekil 4.9b de saçılma kesrinin madde - dedektör uzaklığıyla değişimi görülmektedir. Şekilden anlaşılacağı gibi uzaklık arttıkça saçılma kesri hızla azalmaktadır. Çünkü, şekil 4.10b de görüldüğü gibi dedektöre maddeden saçılmadan gelen fotonların sayısı aynı kalırken saçılarak gelen fotonların sayısı uzaklık ile hızla azalmaktadır.



Şekil 4.10. Lusit maddesinde 67 kVp tüp voltajında dedektöre saçılarak ve saçılmadan gelen foton sayılarının (a) kalınlığa (b) 6 cm Lusit için madde dedektör mesafesine ( $H$ ) göre değişimi



Şekil 4.11(a) Farklı yoğunluk ve kalınlıktaki maddelerin saçılma kesirleri. (b) 2 cm kalınlığındaki maddeler için dedektöre saçılarak ve saçılmadan gelen foton sayıları

Saçılma kesrinin, soğurucunun türü ile değişimini görmek için, atom numarası ve yoğunluğa bağlılığı incelendi. Çizelgede 4.2 de verilen maddeler için saçılma kesrinin atom numarasına göre çizimi düzenli bir davranış göstermediği halde yoğunluğa göre çizimi şekil 4.11 a da görülen düzgün eğriler verdi. Bu eğrilerin polinom denklemleri ise aşağıdaki şekilde elde edildi:

$$F = -0.0281\rho^2 + 0.2327\rho - 0.0686 \quad 2 \text{ cm için,}$$

$$F = -0.0402\rho^2 + 0.3190\rho - 0.0705 \quad 4 \text{ cm için,}$$

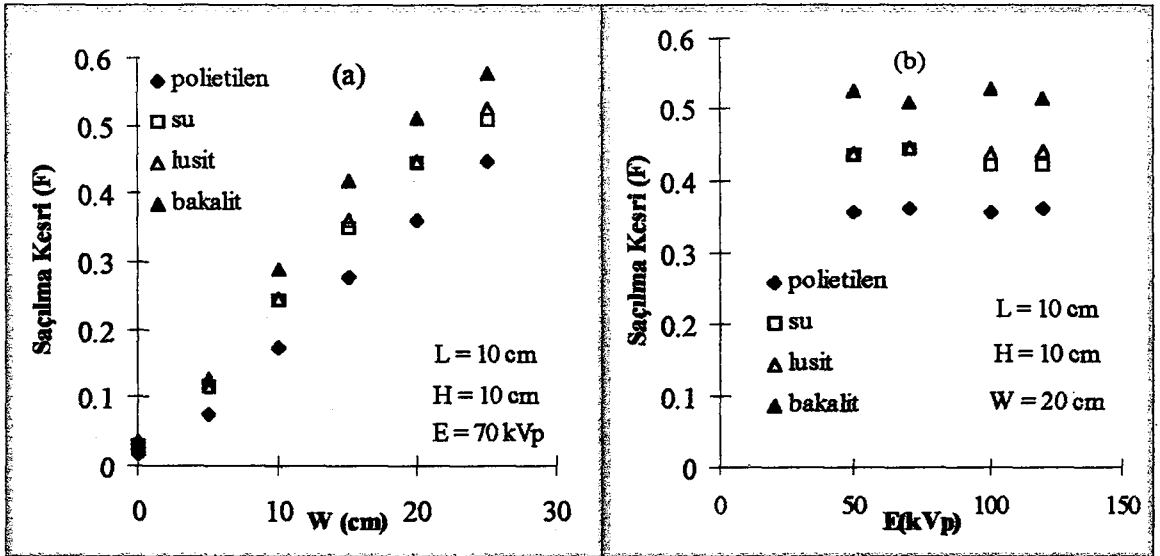
$$F = -0.0441\rho^2 + 0.3630\rho - 0.0675 \quad 6 \text{ cm için,}$$

$$F = -0.0539\rho^2 + 0.4118\rho - 0.0741 \quad 8 \text{ cm için,}$$

$$F = -0.0577\rho^2 + 0.4315\rho - 0.0649 \quad 10 \text{ cm için.}$$

Şekil 4.11b de görüldüğü gibi, yoğunluk arttıkça dedektöre saçılmadan gelen foton sayısındaki değişim, saçılarak gelen fotonların sayısındaki değişime göre çok fazladır. Dedektöre saçılarak gelen foton sayıları, yoğunlukla bir miktar arttıktan sonra, azalmaya uğrarken saçılmadan gelen foton sayıları hızlı bir düşüş göstermekte, dolayısıyla da saçılma kesirlerinin yoğunlukla artmasına sebep olmaktadır.

Saçılma kesirlerinin, demet çapına ve tüp voltajına bağlılığını araştırmak için yapılan Monte Carlo çalışmasının sonucunda, dört farklı madde için Şekil 4.12 deki eğriler elde edildi. 4.12a ve b de görüldüğü gibi saçılma kesri, demet çapındaki artışa paralel olarak artmakta fakat tüp voltajı ile değişmemektedir.



Şekil 4.12 Farklı maddeler için, saçılma kesrinin (a) demet çapına ( W ), (b) tüp voltajına (kVp) göre değişimi

Sonuçlardan anlaşılacağı gibi saçılma kesri, maddenin L kalınlığı, madde üzerine gelen fotonların W demet çapı ve maddenin  $\rho$  yoğunluğuyla artmakta, madde dedektörden uzaklaştırıldıkça azalmaktadır. Bu da bize radyolojide bir film çekimi sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar hakkında bilgi vermektedir.

Film çekimi sırasında dikkat edilmesi gereken ikinci bir faktör ise, x-ışınının hasta üzerine düştüğü yerdeki demet çapıdır. Hastanın hangi organı filme alınacaksa, demet çapı ona uygun olarak ayarlanmalıdır. Çünkü demet çapını gereğinden fazla büyütmek, hem saçılma kesrini artıracak için film kalitesini bozacak hem de hastanın aldığı dozu artıracaktır.

#### 4.2.4. Elde Edilen Saçılma Kesirlerinin Literatürdeki Çalışmalarla Karşılaştırılması

Bizim Monte Carlo programımızın sonuçlarını literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırabilmek için program, sonuçları karşılaştırılacak yazarın makalesinde belirtilen koşullarda yeniden düzenlendi.

##### i) Dick et al. (1978) ve Barnea and Dick (1986)' in hesapları ile karşılaştırma:

Karşılaştırma polystren maddesi, 100X100 cm<sup>2</sup> fantom alanı, D = 6.4 cm dedektör çapı, H=0.30 cm fantom-dedektör mesafesi, E = 69 keV foton enerjisi alınarak yapıldı. Barnea, hesaplarında, Rayleigh saçılmasını hesaba katmadığından Çizelge 4.4. de görüldüğü gibi onun sonuçları ile bizim ve Dick'in sonuçları arasında biraz farklılık gözlemlendi.

Çizelge 4.4.Dick ve Barnea'nın sonuçları ile karşılaştırma

W(cm)	L(cm)	Dick et al.	Barnea	Bu Çalışma
5	5.3	0.24	—	0.250±0.028
	10	0.28	—	0.293±0.025
	21	0.41	—	0.413±0.030
10	5.3	0.41	0.35	0.408±0.030
	10	0.54	0.47	0.531±0.047
	21	0.68	0.61	0.677±0.078
25	5.3	0.48	0.42	0.474±0.057
	10	0.66	0.60	0.671±0.089
	21	0.84	0.81	0.839±0.122

ii ) Reiss ve Stemle'nin hesapları ile karşılaştırma:

Sonuçlar (Çizelge 4.5), 6.4 cm çapındaki bir dedektörden 0.64 cm uzağa konulan 25X25 cm<sup>2</sup> alanındaki bir su fantomu üzerine, 100 kVp lik bir enerji spektrumu gönderilerek elde edildi.

Çizelge 4.5 Reiss ve Stemle'nin sonuçları ile karşılaştırma

W (cm)	L (cm)	Reiss&stemle <sup>1</sup>	Bu Çalışma
<b>10</b>	5	0.40	0.414±0.040
	10	0.49	0.500±0.085
	20	0.70	0.695±0.138
<b>25</b>	5	0.50	0.476±0.080
	10	0.65	0.662±0.141
	20	0.82	0.808±0.170

<sup>1</sup> Sonuçlar Barnea'nın Çizelge V'inden alındı.

iii ) Kalender (1981)'in hesapları ile karşılaştırma:

Kalender çalışmasında dairesel demet alanı yerine kare alanlar kullanarak maddeyi tümüyle ışınlamıştır. 2.256 cm çapındaki dedektörden 4.0 cm uzaklığa koyduğu su fantomuna tek enerjili fotonlar göndermiştir (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6. Kalenderin sonuçları ile karşılaştırma

E(kev)	L (cm)	Demet alanı cm x cm	Barnea	Kalender	Bu Çalışma
<b>60</b>	5	10 x 10	0.23	0.241	0.255±0.074
	10	10 x 10	0.37	0.382	0.374±0.079
	20	10 x 10	—	0.536	0.557±0.192
<b>80</b>	10	10 x 10	—	0.370	0.389±0.036
	10	20 x 20	—	0.546	0.536±0.106
	10	30 x 30	—	0.607	0.618±0.120

iv ) Chan and Doi (1983), Barnea and Dick (1986) ve Papin and Rielly (1988)'nin sonuçları ile karşılaştırma:

Çizelge 4.7. Chan and Doi, Barnea and Dick ve Papin and Rielly'nin sonuçları ile karşılaştırma

E(kev)	L(cm)	Chan&Doi	Barnea&Dick	Papin&Rielly	Bu Çalışma
30	5	0.39	0.40		0.393±0.015
	10	0.57	0.59		0.562±0.019
	15	0.67	0.71		0.675±0.017
	20	0.75	0.80		0.731±0.030
40	5	0.40	0.40		0.402±0.010
	10	0.58	0.59		0.590±0.011
	15	0.68	0.71		0.702±0.023
	20	0.77	0.78		0.770±0.027
50	5	0.40		0.4157	0.403±0.001
	10	0.59			0.601±0.003
	15	0.71		0.7361	0.712±0.003
	20	0.78			0.782±0.004
60	5	0.39	0.38		0.393±0.001
	10	0.59	0.59		0.601±0.003
	15	0.70	0.71		0.712±0.004
	20	0.79	0.79		0.796±0.008
70	5			0.4057	0.389±0.001
	10	0.59			0.594±0.001
	15	0.7		0.7410	0.712±0.002
	20	0.8			0.789±0.004
80	5		0.37		0.372±0.001
	10	0.59	0.58		0.588±0.001
	15	0.7	0.71		0.700±0.002
	20	0.79	0.79		0.779±0.003
90	5			0.3946	0.359±0.001
	10	0.58			0.578±0.001
	15	0.68		0.7392	0.692±0.001
	20	0.79			0.797±0.002



Bu çalışmada sonsuz su fantomu üzerine tek enerjili ince demet gönderilmiş ve maddeden çıkan tüm fotonlar saçılma kesri hesabına katılmıştır. Papin, çalışmasında  $10^4$  foton kullanmış ve tekrar sayısını az tutmuştur, bu çalışma ve diğer çalışmalar ise,  $10^6$  foton kullanılarak ve 10 kez tekrar edilmiştir (Çizelge 4.7).

Farklı giriş parametrelerinin ve saçıcı maddelerin kullanılması nedeniyle, bizim deneysel sonuçlarımızla daha önce yayınlananları karşılaştırmak çok güçtür. Bununla birlikte Dick at.al. (1978)'in deneysel sonuçları ile kabaca bir karşılaştırma yapmak mümkündür. Dick'in deneylerini yaptığı polystren maddesi ile deneylerde kullandığımız Polypropilen veya polietilen maddesinin yoğunlukları yaklaşık olarak aynıdır. Bu maddeler için çalışmamız 67 kVp de  $L=10$  cm,  $W=2$  cm ( $LW = 20$  cm<sup>2</sup>) ve  $H = 0$  parametreleriyle  $F = 0.268$ , Dick'inki ise aynı  $LW$  çarpımı için  $H = 0.3 \approx 0$  da  $F = 0.21$  değerini vermiştir. Bu fark kısmen deneysel hatalarla kısmen de kullanılan dedektör çaplarının farklı olmasıyla açıklanabilir. Bu çalışmada kullanılan dedektörün çapı Dick'inkinden iki kat daha büyüktür. Dedektör çapının artması saçılan radyasyonu artıracağından  $F$  değerinin büyüyeceği açıktır.

Saçılma kesrini ölçmek için bizimkinden farklı bir teknik kullanılarak Chan and Doi (1983) tarafından yapılan başka bir deneysel çalışmada da 80 kVp de çok enerjili x-ışını demeti ve  $50 \times 50$  cm<sup>2</sup> yüzey alanına sahip lusit maddesi kullanılmıştır. Bu çalışmada  $L=6$  cm ve  $H=2.5$  cm de saçılma kesri 0.6 olarak bulunmuştur. Aynı parametreler için bu çalışmada elde edilen değer ise 0.2 dir (Şekil 4.9). İki sonuç arasındaki bu uyumsuzluk, saçılma kesri enerji ile fazla değişmediğinden (Şekil 4.12(b)), kullanılan farklı kVp değerlerinden kaynaklanamaz; ancak farklı fantom alanı ve demet çapı ile açıklanabilir. Çünkü saçılma kesri adı geçen son iki parametreye çok bağlıdır (Şekil 4.12(a)).

### 4.3. Doz Ölçüm ve Hesapları

Bu kesimde bölüm 3.3 de bahsedilen teknikler kullanılmıştır. Önce klinik bir çalışmada göz merceğinin aldığı dozlar doğrudan hasta ve insan kafasının benzetişimini veren bir fantom (fiziksel fantom) yardımıyla ölçülmüş, sonra bu fantomun matematiksel modeli çıkartılarak Monte Carlo yöntemi ile göz merceğinin aldığı doz hesaplanmıştır. Ayrıca radyolojide organ dozu hesabı için farklı kalınlık, kVp ve HVL değerlerinde yumuşak doku eşdeğeri olan su maddesi kullanılarak TAR değerleri deneysel ve Monte Carlo yöntemi ile belirlenmiştir. Tüm deneysel doz ölçümlerinde termoluminesans dozimetrlere ve iyon odalarından yararlanılmıştır.

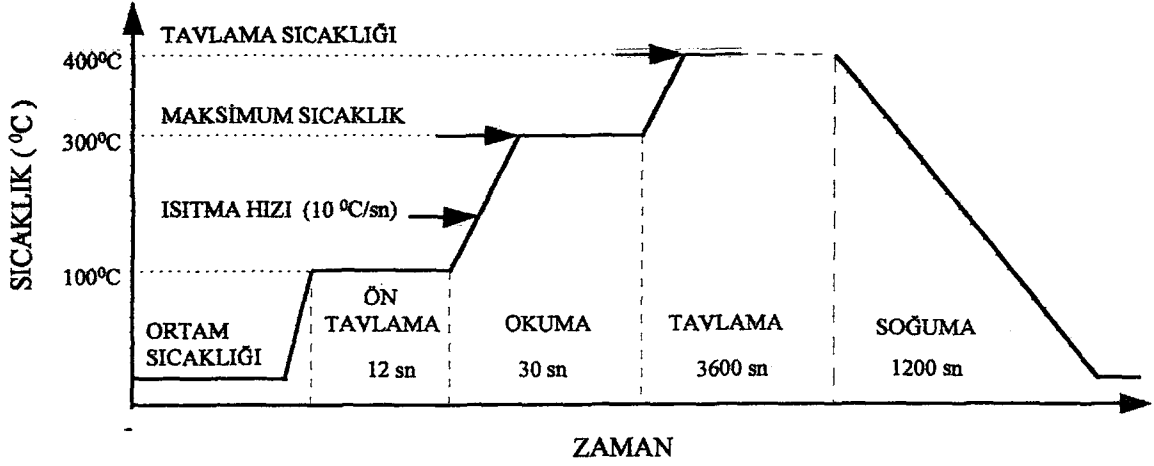
#### 4.3.1. Deneysel olarak kullanılan TLD lerin hazırlanması

Şekil 3.4 de görüldüğü gibi, LiF(TLD-100) kristalinin farklı zaman, sıcaklık ve yarı ömürlerde beş piki vardır. Bunlardan ilk ikisi yarı ömürleri oldukça kısa olan düşük sıcaklık pikleridir. Bu piklerin zamanla ortadan kaybolması nedeniyle, iki farklı zamanda aynı piki ve aynı doz değerini bulmak olası değildir. Gözlemler, bu iki pikin kolayca 150° de 5 dakikalık bir ön fırınlama ile ortadan kalktığını ama bunun yanında diğer piklerin bu işlemde olumsuz etkilendiğini göstermiştir. Fakat bu olumsuzlukları ön fırınlama zamanını kısaltarak en aza indirmek mümkündür. Deneysel olarak, 100 °C de 12 saniye ön fırınlama yapıldıktan sonra, özel bir program yardımıyla (deconvolution) ikinci pik artıkları temizlenmiştir.

TLD okuyucusunda belirlenmesi gereken başka bir faktör de ısıtma hızıdır. Diğer profil değerleri sabit kalmak kaydı ile, ısıtma hızını yavaş yavaş arttırarak yapılan deneylerde, ısıtma eğrisi'nin o oranda daraldığı, pik yüksekliğinin arttığı ve yüksek sıcaklıklara doğru kaydığı gözlemlenmiş ve sonuçta 10 °C/s ısıtma hızının kullanılmasına karar verilmiştir.

Yukarıda belirtilenler dışında TLD okuyucusunun okumayı, ne kadar süre ve maksimum hangi sıcaklığa kadar yapacağına karar verilmelidir. LiF fosforunda en uzun yarı ömre sahip beşinci pikin  $\approx 190$  °C de görüldüğü düşünülerek 300 °C lik maksimum sıcaklığın uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Okuma süresi ise ön fırınlama sıcaklığı, ısıtma hızı ve maksimum sıcaklık göz önüne alınarak 30 s alınmıştır (Şekil 4.13.).

Zimmerman ve arkadaşları (1965) tarafından yapılan çalışmalarda, LiF(TLD-100) kristalinin ilk kullanımda veya tekrar kullanmadan önce optimum fırınlama sıcaklığının 80°C de 16 saat ve 400 °C de bir saat olduğu ve ilk fırınlamada fosforun duyarlılığının 4-5 kat arttığı saptanmıştır. Cameron ve arkadaşları ise (J.R.Cameron et.al. 1968) düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için, ısıtılmadan sonra 100 °C de 5 dakikalık fırınlama zamanı bulmuşlardır.



Şekil, 4.13 TLD okuyucusunun zaman-sıcaklık değerlerine göre davranışı

Bununla birlikte düşük doz çalışmalarında, tuzakları boşaltmak ve düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için uzun süreli yüksek sıcaklık fırınlamalarına gerek yoktur (Zimmerman et.al. 1965). Bu çalışmada fosforu ışınlamadan önce ve okumadan sonra tekrar kullanmak için 400°C de 1 saat, düşük sıcaklık piklerinin etkisini azaltmak için ise, okumadan önce 100 °C de 12 saniyelik fırınlama zamanlarının uygun olduğu saptanmıştır.

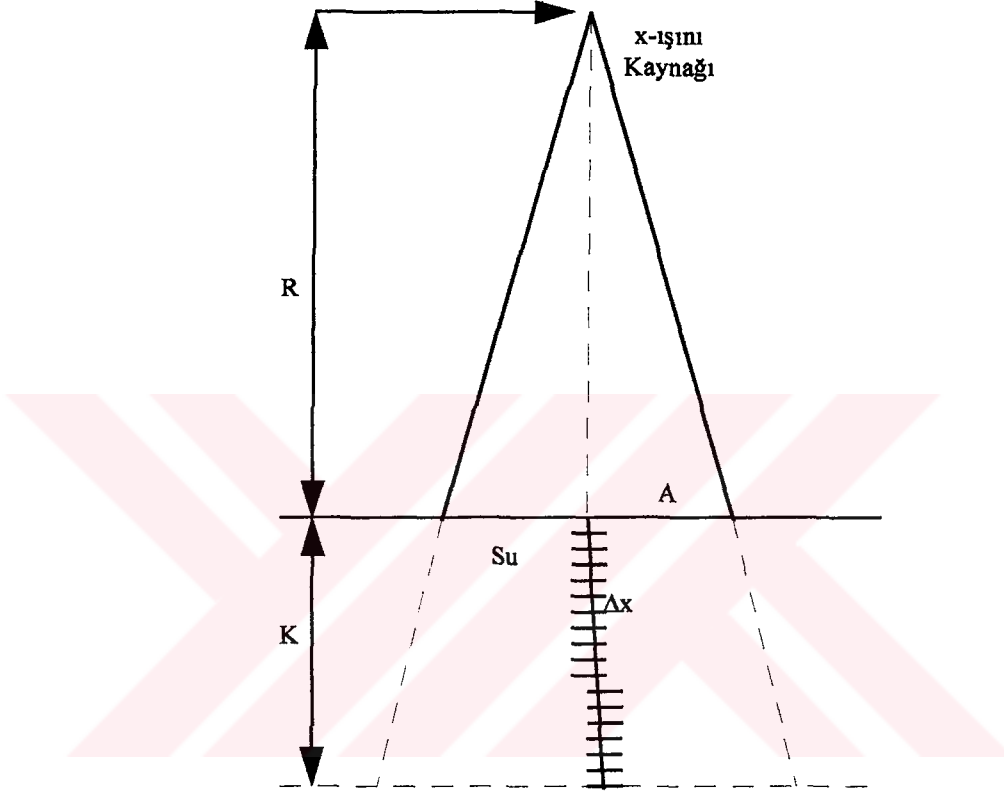
Deneylerde fırınlama sıcaklığından itibaren soğuma hızının, ışıma eğrisinin mutlak ve bağıl yüksekliğini etkilediği ve hızlı soğutmada istenmeyen düşük sıcaklık piklerinin büyüklüğünün önemli derecede arttığı, yavaş soğutma da ise, ışıma eğrisindeki bütün piklerin yüksekliğinin hızlı soğutma durumundakilere kıyasla çok daha düşük olduğu gözlenmiştir. Tüm bunlar göz önüne alınarak fırınlamadan sonra TLD kristallerinin, 20 dakikada oda sıcaklığına kadar soğutulmasına karar verilmiştir (Meriç vd. 1994).

#### 4.3.2. Radyolojide organ dozu için TAR değerleri

##### 4.3.2.1. TAR değerlerinin deneysel yolla belirlenmesi

Deneylerde 2 mm focal noktaya sahip bir üç faz x - ışını sistemi kullanıldı. Tüm akımlarda tüp potansiyelinin doğruluğu kontrol edildi ve deney boyunca tüp çıkışı devamlı gözlendi. Her spektrum için Victoreen İyon Odası (Rad Check Plus) kullanılarak HVL değerleri hesaplandı. Derinlik doz ölçümlerinde 0.317 x 0.317 x 0.089 cm<sup>3</sup> boyutunda Lithium Fluorid (LiF) TLD - 100 kristalleri kullanıldı. Kristaller ikişer ikişer su geçirmeyecek şekilde ince naylon kaplara sarılarak 2 şer cm aralıklarla ince bir lusit çubuğa tutturuldu. Daha sonra çubuk şekil

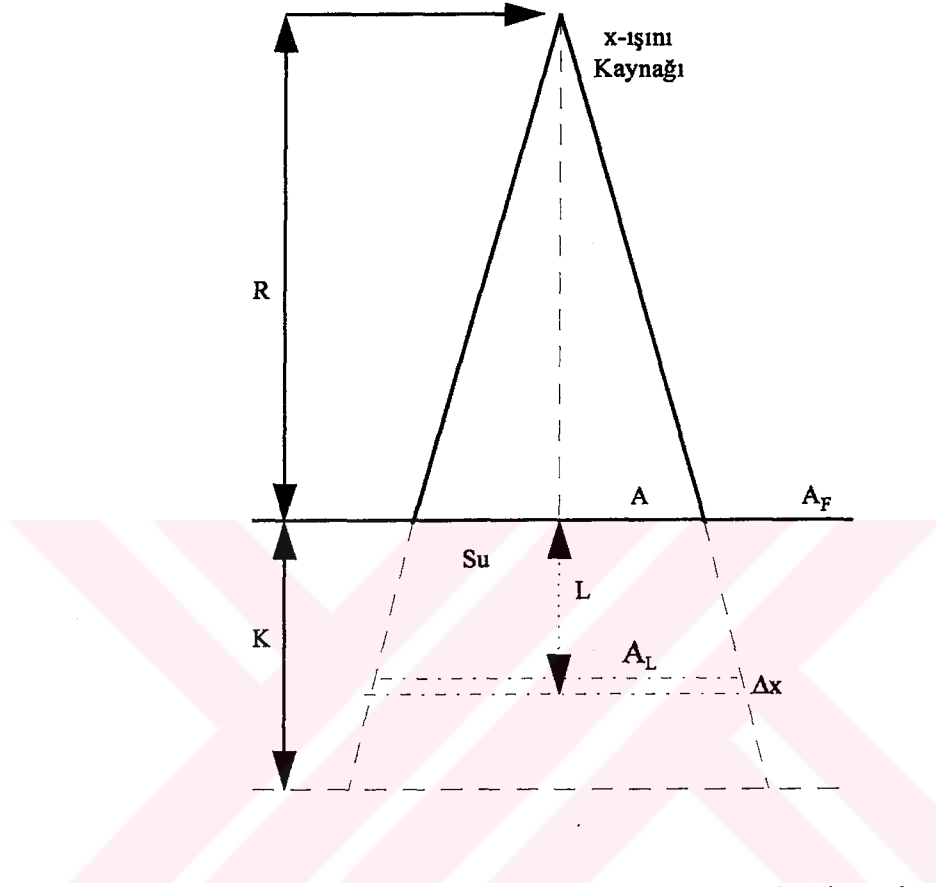
4.14 de görüldüğü gibi 40 cm çapında ve 18 cm derinliğindeki bir su tankının ortasına, TLD çiplerinin üst üste gelmesini önleyecek şekilde su yüzeyinin normaline göre  $10^\circ$  lik bir eğimle yerleştirildi.



Şekil 4.14. Deneysel TAR değerinin ölçülmesinde kullanılan geometri. R anot-su mesafesi, K suyun derinliği, A gelen x-ışını demetinin su yüzeyindeki alanı,  $\Delta x$  TLD kristalleri arasındaki uzaklık.

Her spektrum için havadaki ışınlama hem iyon odası hemde TLD ile okunarak aralarındaki orandan kalibrasyon faktörleri belirlendi. Havada ve suda her HVL değeri için ışınlamayı soğurulan doza dönüştüren f faktörleri teorik olarak hesaplandı. Her demet kalitesinde toplam 18 TLD kullanıldı ve ölçümler  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  ve  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  demet alanları için tekrarlandı. Giriş ışınlaması ve ters kare kanunu ile her derinlikte havadaki ışınlamalar bulundu ve farklı derinliklerdeki deneysel TAR değerleri, bu derinliğe ait TLD lerden elde edilen sudaki ve havadaki doz oranlarından hesaplandı.

#### 4.3.2.2. TAR değerlerinin Monte Carlo ile hesaplanması



Şekil 4.15 TAR için Monte Carlo hesaplarında kullanılan geometri. R kaynak-su mesafesi, K suyun derinliği, A ve  $A_L$  sırasıyla gelen x-ışını demetinin su yüzeyindeki ve L derinliğindeki alanı,  $A_F$  suyun yüzey alanı,  $\Delta x$  L derinliğindeki dilimin kalınlığı

Monte Carlo hesaplarında kaynaktan R kadar uzaklıkta yüzey alanı  $A_F$  olan, K derinliğindeki bir su tabakasının üzerine şekil 4.15 de olduğu gibi A alanına sahip bir x-ışını demetinin geldiği düşünüldü. Suyun yüzeyden itibaren L derinliğinde,  $\Delta x$  kalınlığında ve bu derinliğe karşılık gelen x-ışını demetinin  $A_L = A(R+L)^2 / R^2$  alanı içerisinde soğurulan toplam enerji  $E_T$  (keV olarak) hesaplandı ve 3.4 denklemleri kullanılarak bu tabakada soğurulan doz rad biriminde bulundu. Maddenin bu derinliğinde havadaki ışınlanma ise Röntgen cinsinden 3.3 denklemleriyle hesaplandı. Kaynaktan  $(R + L)$  mesafesindeki havadaki doz 3.10 denklemlerinden, bu derinlikteki TAR ise 3.3, 3.4 ve 3.11 denklemleri yardımıyla elde edilen

$$TAR(L, A, E) = \frac{D_{su}}{D_{hava}} = \frac{E_{Tar}}{0.873 \rho \Delta x} \frac{1}{\sum_{i=1}^{E_{max}} \left( \frac{\mu_{ab}(E_i)}{\rho} \right) E_i N(E_i)} \quad (4.11)$$

bağıntısından elde edildi.

Teorik ve deneysel sonuçların karşılaştırmasında aşağıda verilen ortalama bağıl sapma ( $\psi$ ) denklemi kullanıldı (Ercan 1995).

$$\Psi = \left\{ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{TAR(M.C.)}{TAR(Deney)} - 1 \right)_i^2 \right\}^{1/2} \quad (4.12)$$

Burada n çalışmanın belli bir grubundaki deney sayısıdır.

#### 4.3.2.3. Sonuçlar ve Tartışma

Çizelge 4.8, deneysel TAR hesabında kullanılan f ve TLD okumaları için gerekli olan kalibrasyon faktörlerini göstermektedir. 4.9 dan 4.17 e kadar olan çizelgelerde ise suyun içersinde 2 şer cm aralıklarla elde edilen dozlar, bu noktalara karşılık gelen havadaki ışınlamalar ve dozlar ve bu değerler kullanılarak elde edilen deneysel ve teorik TAR değerleri verilmiştir. Son sütunlarda ise Harrison (1983) tarafından iyon odası ile elde edilen sonuçlar görülmektedir. Çizelge 4.18 de ise 1 er cm aralıklarla 21 cm ye kadar, 80 ve 85 kVp tüp voltajlarında, teorik olarak elde edilen TAR değerleri verilmektedir.

Her alan büyüklüğü ve demet kalitesi için teorik ve deneysel sonuçlar arasındaki bağıl sapma ( $\psi$ ) hesaplanmış ve ortalaması 9% olan, 3% ile 14% arasında değişen değerler bulunmuştur. Her veri grubu için bağıl sapmanın derinlikle değişimi araştırılmış ve ilk 10 cm için 6.0 %, 10-16 cm ler için ise 9.7 % bulunmuştur. Bizim deneysel sonuçlarımız Harrison'unkilerle karşılaştırıldığında ise ortalama bağıl sapmanın 10% olduğu görülmüştür.

Literatürde, referans olarak alınan erkek veya kadın hastalar için belirli radyolojik çalışmalar sonucunda elde edilen organ dozları verilmiştir. Bu sonuçlar fantom boyutu, kaynak-deri mesafesi ve demet kalitesi gibi parametrelere bağlıdır. Bu çalışmada hesaplanan TAR değerleri ise kaynak-fantom mesafesinden bağımsızdır ve ışınlama parametrelerinin bilinmesi durumunda kalaylıkla organ dozları hesabında kullanılabilir (Harrison 1983).

Çizelge 4.8. Deneysel TAR değerlerinin bulunmasında kullanılan değerler

kVp	HVL (mm Al)	f faktör	Kalibrasyon faktörü
60	2.0	0.888	5.28
90	3.0	0.893	5.49
	3.4	0.894	
100	3.5	0.896	5.66

Çizelge 4.9. Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 10x10 cm<sup>2</sup> .

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	402.76	378.00	330.00	1.220	1.235	1.255
2	281.02	360.06	314.33	0.894	0.888	0.854
4	162.34	343.38	299.77	0.542	0.546	0.527
6	91.96	327.80	286.17	0.321	0.337	0.314
8	54.06	313.29	273.50	0.197	0.207	0.189
10	32.16	299.72	261.65	0.122	0.129	0.118
12	17.27	287.00	250.55	0.069	0.079	0.070
14	14.50	275.07	240.14	0.060	0.051	0.043
16	6.69	263.88	230.37	0.029	0.033	0.026
18	2.99	253.37	221.19	0.014	0.020	-

Çizelge 4.10. Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 20x20 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	435.01	400.00	349.20	1.246	1.226	1.289
2	299.90	381.00	332.61	0.902	0.964	0.921
4	190.18	363.36	317.21	0.599	0.617	0.599
6	117.86	346.88	302.83	0.389	0.398	0.384
8	72.67	331.52	289.42	0.251	0.256	0.251
10	46.54	317.16	276.88	0.168	0.165	0.166
12	34.46	303.72	265.15	0.129	0.107	0.110
14	21.55	291.08	254.11	0.084	0.070	0.075
16	11.05	279.24	243.78	0.045	0.045	0.050
18	8.040	268.12	234.07	0.034	0.028	-

Çizelge 4.11. Doku - Hava oranı. HVL = 2.0 mmAl, 60 kVp, A = 30x30 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	467.14	401.00	350.07	1.334	1.304	1.301
2	322.05	381.95	333.44	0.965	0.994	0.940
4	190.18	364.27	318.00	0.598	0.652	0.611
6	117.86	347.75	303.58	0.388	0.424	0.399
8	72.67	332.35	290.14	0.250	0.276	0.269
10	46.54	317.95	277.57	0.168	0.178	0.182
12	34.46	304.48	265.81	0.129	0.118	0.125
14	21.55	291.81	254.75	0.085	0.078	0.085
16	11.05	279.94	244.39	0.045	0.049	0.059
18	8.83	268.79	234.65	0.037	0.031	-



Çizelge 4.12. Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 10x10 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	1025.41	853.50	745.11	1.376	1.293	1.302
2	712.36	812.96	709.71	1.004	1.046	1.023
4	469.73	775.74	677.22	0.693	0.725	0.685
6	322.03	740.16	646.16	0.498	0.497	0.461
8	195.56	707.38	617.54	0.316	0.338	0.306
10	150.88	676.74	590.79	0.255	0.232	0.201
12	89.76	648.06	565.76	0.158	0.160	0.136
14	56.75	621.09	542.21	0.104	0.108	0.090
16	45.13	595.83	520.16	0.086	0.074	0.058
18	29.74	572.10	499.44	0.059	0.048	-

Çizelge 4.13 Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 20x20 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	1045.82	882.00	769.99	1.358	1.340	1.352
2	795.71	840.11	733.41	1.085	1.157	1.108
4	560.18	801.21	699.46	0.801	0.847	0.801
6	406.11	764.87	667.73	0.608	0.609	0.575
8	281.63	731.00	638.16	0.441	0.436	0.409
10	213.23	699.34	610.52	0.349	0.312	0.291
12	149.11	669.70	584.65	0.255	0.222	0.209
14	110.72	641.83	560.32	0.197	0.157	0.150
16	75.33	615.72	537.53	0.140	0.109	0.115
18	51.92	591.20	516.12	0.100	0.074	-

Çizelge 4.14. Doku - Hava oranı. HVL = 3.0 mmAl, 90 kVp, A = 30x30 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR (Harrison)
0	999.54	886.00	773.48	1.292	1.276	1.370
2	749.31	843.92	736.74	1.017	1.213	1.134
4	515.32	804.84	702.63	0.733	0.903	0.832
6	371.22	768.34	670.76	0.553	0.660	0.610
8	277.49	734.32	641.06	0.432	0.477	0.452
10	200.39	702.51	613.29	0.327	0.344	0.329
12	138.91	672.74	587.30	0.237	0.246	0.245
14	100.42	644.74	562.86	0.178	0.178	0.183
16	60.89	618.52	539.96	0.113	0.125	0.136
18	32.97	593.88	518.46	0.064	0.083	-

Çizelge 4.15 Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 10x10 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR* (Harrison)
0	1163.41	1024.00	893.95	1.301	1.302	1.312
2	910.93	975.36	851.49	1.070	1.057	1.071
4	612.40	930.20	812.07	0.754	0.743	0.744
6	403.82	888.01	775.24	0.521	0.517	0.513
8	255.65	848.69	740.91	0.345	0.354	0.353
10	178.76	811.93	708.81	0.252	0.246	0.239
12	104.27	777.52	678.78	0.154	0.171	0.161
14	77.82	745.16	650.53	0.120	0.119	0.108
16	58.12	714.85	624.07	0.093	0.081	0.071
18	29.32	686.39	599.22	0.049	0.053	-

\* Harrison'un sonuçları 3 ve 4 mm arasındaki değerlerden hesaplandı.

Çizelge 4.16 Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 20x20 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR* (Harrison)
0	1300.99	1081.50	944.15	1.378	1.362	1.370
2	1053.61	1030.13	899.30	1.172	1.170	1.170
4	716.04	982.43	857.67	0.835	0.868	0.874
6	557.85	937.88	818.77	0.681	0.636	0.653
8	380.67	896.35	782.51	0.486	0.464	0.477
10	272.81	857.52	748.62	0.364	0.336	0.349
12	187.04	821.18	716.89	0.260	0.243	0.256
14	135.13	787.01	687.06	0.196	0.172	0.187
16	94.86	754.99	659.11	0.144	0.120	0.135
18	63.97	724.93	632.86	0.101	0.083	-

\* Harrison'un sonuçları 3 ve 4 mm arasındaki değerlerden hesaplandı.

Çizelge 4.17 Doku - Hava oranı. HVL = 3.5 mmAl, 100 kVp, A = 30x30 cm<sup>2</sup>

cm	Sudaki doz (mRad)	Havadaki ışınlama (mR)	Havadaki Doz (mRad)	TAR (Deney)	TAR (MC)	TAR* (Harrison)
0	1379.39	1120.50	978.20	1.410	1.282	1.388
2	1138.32	1067.28	931.73	1.222	1.233	1.210
4	807.13	1017.86	888.59	0.908	0.928	0.924
6	597.64	971.70	848.29	0.704	0.691	0.702
8	424.67	928.67	810.73	0.524	0.502	0.528
10	322.02	888.44	775.61	0.415	0.370	0.401
12	251.38	850.80	742.74	0.338	0.272	0.300
14	153.35	815.39	711.83	0.215	0.196	0.223
16	116.32	782.22	682.88	0.170	0.139	0.163
18	75.46	751.07	655.69	0.115	0.094	-

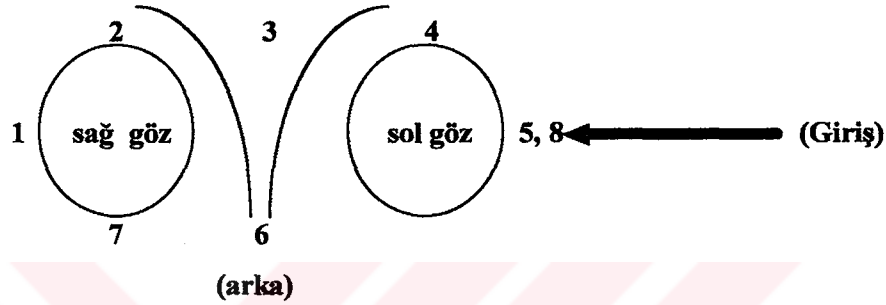
\* Harrison'un sonuçları 3 ve 4 mm arasındaki değerlerden hesaplandı.

Çizelge 4.18 A = 25 x 25 cm<sup>2</sup> demet alanında Monte Carlo'dan elde edilen doku - hava oranı

cm	TAR (MC) 80 kVp HVL = 2.74 mm Al	TAR (MC) 85 kVp HVL = 2.93 mm Al
0	1.691 ± 0.016	1.720 ± 0.017
1	1.400 ± 0.014	1.429 ± 0.016
2	1.173 ± 0.010	1.219 ± 0.009
3	0.992 ± 0.005	1.038 ± 0.008
4	0.828 ± 0.007	0.877 ± 0.011
5	0.690 ± 0.008	0.744 ± 0.008
6	0.573 ± 0.005	0.628 ± 0.006
7	0.488 ± 0.005	0.532 ± 0.003
8	0.406 ± 0.007	0.449 ± 0.006
9	0.346 ± 0.003	0.381 ± 0.004
10	0.288 ± 0.005	0.321 ± 0.004
11	0.243 ± 0.004	0.274 ± 0.005
12	0.203 ± 0.003	0.234 ± 0.005
13	0.173 ± 0.003	0.198 ± 0.004
14	0.144 ± 0.002	0.167 ± 0.002
15	0.120 ± 0.003	0.141 ± 0.002
16	0.100 ± 0.003	0.120 ± 0.003
17	0.085 ± 0.002	0.100 ± 0.002
18	0.070 ± 0.002	0.082 ± 0.003
19	0.059 ± 0.002	0.069 ± 0.002
20	0.047 ± 0.003	0.056 ± 0.002
21	0.038 ± 0.002	0.045 ± 0.002

### 4.3.3. Hasta üzerinde göz merceği dozunun doğrudan ölçümü

Hasta üzerinde göz dozu ölçebilmek için TLD ler, göz kapağının üzerine konulduğunda çalışma alanını daralttığından, şekil 4.16 da görüldüğü gibi gözün etrafındaki belirli merkezlere, ikişer ikişer ince naylon kaplar içinde, yerleştirildi. Şekildeki 6 nolu TLD ön-arka, 8 nolu TLD ise sol-sağ çekimlerinde giriş deri dozu için sırasıyla kafanın arkasına ve sol yanına, gelen x-ışını demetinin merkez eksenine üzerine konuldu. Sağ ve sol göz merceğinde soğurulan dozlar, bu gözler etrafındaki TLD sonuçları kullanılarak saptandı.



Şekil 4.16. TLD lerin göz etrafında yerleştirildiği noktalar. X-ışınları kafaya lateral (sol-sağ) pozisyonda her zaman 5 nolu TLD nin, AP(ön-arka) pozisyonda 6 nolu TLD nin bulunduğu noktadan girmektedir

Çalışma, Kasım 1995 - Haziran 1996 tarihleri arasında teşhisde ve tedavide olmak üzere iki grupta yapıldı. Skopi çekimlerinde genellikle 80 kVp, DSA çekimlerinde ise 85 kVp tüp voltajı kullanıldı. Bu kVp değerlerinde cihazın HVL si ölçüldü ve sırasıyla  $2.77 \pm 0.08$  ve  $2.83 \pm 0.08$  mm Al bulundu. Demet alanı ise, hasta kafasının olduğu yerde, çalışma koşullarında ışınlanan bir filminden  $25 \times 25$  cm<sup>2</sup> olarak elde edildi. Çevrede hiç bir saçıcı yokken, havada 20 tane TLD ışınlandı ve aynı koşullarda aynı noktadaki ışınlanma, iyon odası ile ölçülerek, TLD sonuçlarını mRöntgene dönüştüren kalibrasyon faktörü  $7.546 \pm 0.367$  olarak elde edildi. Bu kVp ve HVL değerlerinde göz merceğinde soğurulan dozu hesaplamak için de denklem 3.9 ve literatürden alınan f faktörleri kullanıldı.

Teşhis çalışması, 15 hasta ile ve yalnızca ön arka pozisyon kullanılarak yapıldı. Bu çalışmada focal noktadan 65 cm uzaklıkta bulunan hastanın uygun görüntüsünü elde edebilmek için kısa bir süre skopi, daha sonra da DSA çekimi gerçekleştirildi. Tedavi çalışması ise 10 hasta ile yapıldı. Focal noktadan 76 cm uzaklıkta bulunan hastaya operasyon sırasında sol-sağ pozisyonda uzun süreli skopi, arkasından her iki pozisyonda da kontrol amacıyla DSA çekimi uygulandı.

#### 4.3.4.1. Sonuçlar ve tartişma

##### Teşhis:

Çizelge 4.19.DSA çalışmasında teşhis esnasında göz hastalarının mGy olarak aldıkları dozlar.  
(Parantez içindeki sonuçlar rad biriminde)

Hasta no / Yaş (yıl)	Gz Merceğinde Soğurulan Doz (mGy)			Skopi zamanı (dakika)	DSA n-arka
	Sol Göz	Sağ Göz	Ortalama		
1 / 52	0.83 (0.083)	0.84 (0.084)	0.84 (0.084)	0.1	13
2 / 43	1.08 ( 0.108)	1.07 ( 0.107)	1.08 (0.108)	0.1	22
3 / 29	0.46 (0.046)	0.39 ( 0.039)	0.43 ( 0.043)	0.1	11
4 / 34	1.26 ( 0.126)	1.19 ( 0.119)	1.22 ( 0.122)	0.1	21
5 / 20	1.14 ( 0.114)	1.21 ( 0.121)	1.18 ( 0.118)	0.1	24
6 / 4	0.97 ( 0.097)	0.97 ( 0.097)	0.97 ( 0.097)	0.2	15
7 / 32	1.16 (0.12)	1.18 ( 0.12)	1.17 ( 0.12)	0.3	20
8 / 39	0.51 (0.051)	0.42 ( 0.042)	0.46 ( 0.046)	0.2	11
9 / 32	1.13 ( 0.113)	1.42 ( 0.142)	1.27 (0.127)	0.2	23
10 / 52	1.31 ( 0.131)	1.57 ( 0.157)	1.44 ( 0.144)	0.3	27
11 / 19	1.43 ( 0.143)	1.46 ( 0.146)	1.45 ( 0.145)	0.2	28
12 / 46	1.94 ( 0.194)	2.03 ( 0.203)	1.99 ( 0.199)	0.7	32
13 / 70	1.12 ( 0.112)	1.24 ( 0.124)	1.18 ( 0.118)	0.4	15
14 / 70	1.43 ( 0.143)	1.36( 0.136)	1.40 ( 0.140)	0.4	17
15 / 30	0.52 ( 0.052)	0.51 ( 0.051)	0.51 ( 0.051)	0.0	11
<b>Ortalama± Standart sapma</b>			<b>1.10 ± 0.42 (0.11±0.04)</b>	<b>0.23±0.18</b>	<b>19.33±6.72</b>

Teşhis alışması sırasında hastadan doğrudan ölçülen göz dozları izelge 4.19 da görülmektedir (lmler üzerindeki hatalar ileride izelge 4.31 de verilmiştir). Çizelgenin birinci sutununda bu çalışmaya katılan hastaların yaşları, ikinci, nc ve dördüncü stnlerinde ise hastaların sırası ile sol, sağ ve ortalama göz dozları verilmektedir. Beşinci stnda hastaya ön-arka pozisyonda uygulanan skopi zamanı, altıncı stnda ise yine ön-arka pozisyonda yapılan

DSA çekimlerinin sayısı bulunmaktadır. Soğurulan dozun, skopi zamanının ve DSA sayılarının tüm hastalar üzerinden ortalaması ve standart sapması hesaplanarak çizelgenin son satırında verilmiştir. Buna göre teşhis çalışmasında ortalama  $19.33 \pm 6.72$  tane DSA görüntüsü alınmakta ve  $0.23 \pm 0.18$  dakika skopi uygulanmaktadır. Böyle bir çalışma sonucunda hastanın tek gözünün aldığı ortalama doz ise  $1.10 \pm 0.42$  mGy dir. Çalışmada her hastaya aynı skopi ve DSA çekimi uygulanmadığından, sonuçların standart sapması büyük çıkmaktadır.

Ön-arka pozisyonda x-ışınları kafaya, arkadan geldiğinden (Şekil 4.17), sol ve sağ gözlerin fokal noktaya olan uzaklığı aynıdır ve dolayısıyla aldığı dozların eşit olması beklenir. Fakat çalışma esnasında hasta, kafasını operatörün isteği üzerine bir miktar sol veya sağ yana yatırdığı için, çizelgede görüldüğü gibi göz dozlarında bir miktar farklılıklar gözlenmiş ve bu nedenle her iki göz dozunun ortalaması alınmıştır.

Çizelge 4.20. Teşhis hastalarından, ön-arka pozisyonda elde edilen DDO (Doku-Deri Oranı) değerleri

Hasta no/Yaş (yıl)	Deri Giriş Dozu (mGy)	Göz Dozu (mGy)	DDO
1 / 52	74.52	0.84 (0.084)	0.011
2 / 43	98.18	1.08 (0.108)	0.0084
3 / 29	58.57	0.43 (0.043)	0.0073
4 / 34	77.01	1.22 (0.122)	0.016
5 / 20	113.86	1.18 (0.118)	0.010
6 / 4	91.57	0.97 (0.097)	0.011
7 / 32	106.36	1.17 (0.12)	0.011
8 / 39	98.43	0.46 (0.046)	0.0047
9 / 32	98.49	1.27 (0.127)	0.013
10 / 52	136.72	1.44 (0.144)	0.010
11 / 19	136.63	1.45 (0.145)	0.010
12 / 46	150.49	1.99 (0.199)	0.013
13 / 70	79.37	1.18 (0.118)	0.015
14 / 70	127.27	1.40 (0.140)	0.011
15 / 30	49.23	0.51 (0.051)	0.010

Göz dozları, Şekil 4.16 daki 6 nolu TLD den elde edilen deri giriş dozlarına bölünerek önce her hasta için Doku Deri Oranı (DDO) ayrı ayrı bulunmuş (Çizelge 4.20) ve daha sonra da

bunların ortalaması ve standart sapması alınarak ön-arka pozisyon için ortalama Doku Deri Oranı (DDO)  $0.011 \pm 0.003$  olarak elde edilmiştir

**Tedavi:**

Çizelge 4.21. DSA çalışmasında, tedavi aşamasında göz hastalarının mGy olarak aldıkları doz değerleri (Parantez içindeki sonuçlar Rad biriminde)

Hasta no / Yaş (yıl)	Göz Merceğinde Soğurulan Doz (mGy)		Skopi (dakika)		DSA	
	Sol Göz	Sağ Göz	Sol sağ	Ön arka	Sol sağ	Ön arka
16 / 36	38.32 (3.83)	5.00 (0.50)	1.5	0	26	24
17 / 36	49.48 (4.95)	5.98 (0.60)	3.5	0	0	28
18 / 61	24.00 (2.40)	4.48 (0.45)	1.6	4.4	11	12
19 / 48	66.51 (6.65)	8.97 (0.90)	4.3	0	12	26
20 / 36	59.04 (5.90)	6.68 (0.67)	4.1	0	0	31
21 / 53	14.41 (1.44)	2.78 (0.28)	0.2	0	10	11
22 / 27	46.19 (4.62)	2.06 (0.21)	4.5	1.8	47	9
23 / 65	29.21 (2.92)	3.10 (0.31)	3.8	3.4	0	35
24 / 22	20.12 (2.01)	1.87 (0.19)	0.6	2.1	34	18
25 / 52	30.35 (3.04)	4.17 (0.42)	3.0	0	0	9
<b>Ortalama± Standart sapma</b>	<b>37.76±17.20 (3.78±1.72)</b>	<b>5.78±2.33 (0.41±0.20)</b>				

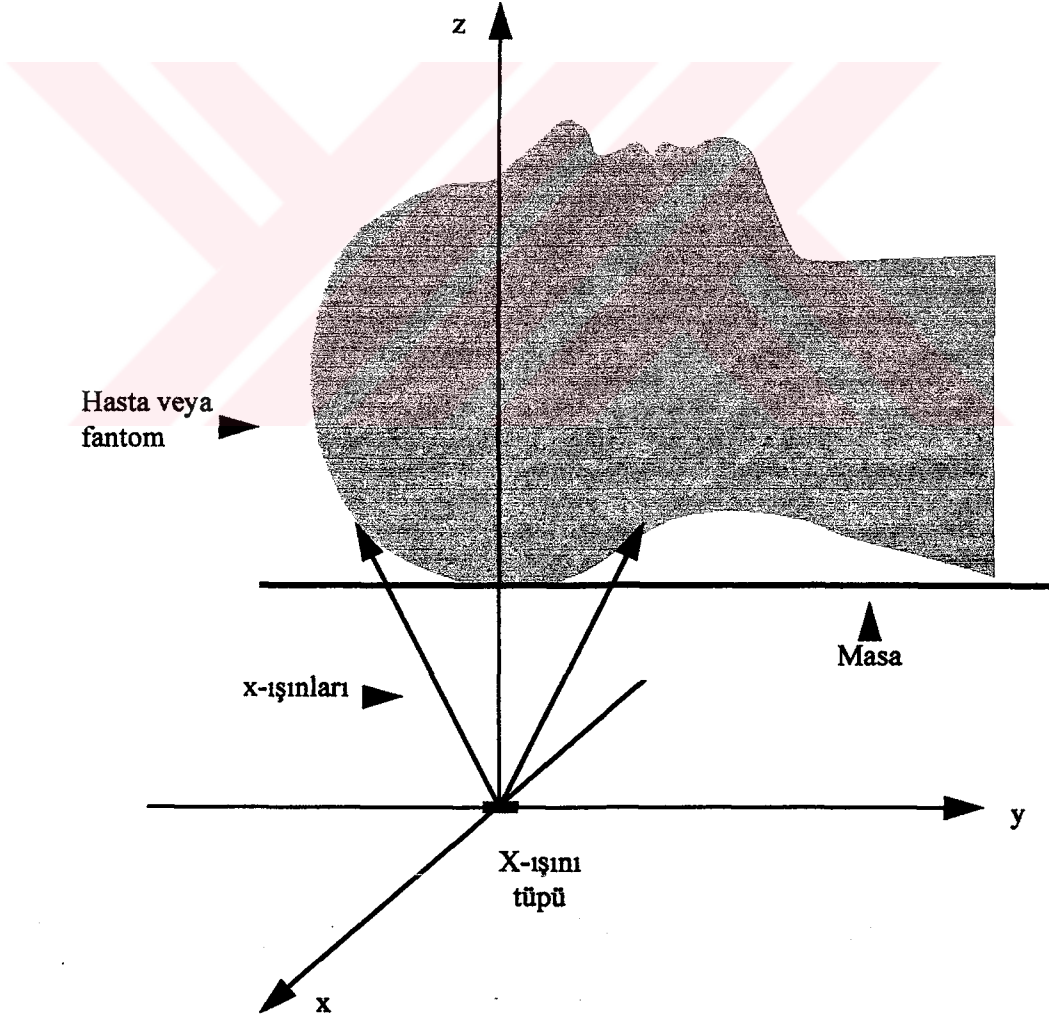
Sol-sağ pozisyonda x-ışınları kafaya, sol taraftan girdiği için, sol göz fokal noktaya sağ göze göre daha yakındır. Bu nedenle sol gözün aldığı doz, daha fazladır. Tedavi çalışmasında sol-sağ ve ön-arka durumların her ikisi de kullanıldığından, bu çalışma için bir DDO değeri elde etmek mümkün değildir.

**4.3.4. Fiziksel fantom üzerinde göz merceği dozunun doğrudan ölçümü**

Çalışmada fantom, şekil 4.17 de görüldüğü gibi hasta konumunda, x-ışını cihazının focal noktasından 65 cm uzaklığa yerleştirildi. İkişer ikişer naylon koruyuculara konulmuş TLD çipleri



75, 80 ve 85 kVp tüp voltajlarında göz ve deri dozlarını ölçmek için sırasıyla göz kapakları üzerine ve x-ışınlarının fantoma giriş noktalarına tutturuldu. Işınlamadan sonra fantom uzaklaştırılarak onun yerine iyon odası yerleştirildi. Aynı ışınlama koşullarında iyon odasından mR olarak elde edilen değerler 3.10 denkleminde yerine konularak x-ışınlarının fantoma giriş noktasında havadaki doz değerleri hesaplandı. TLD lerden denklem 3.9 ve çizelge 4.22 yardımıyla elde edilen göz dozu önce iyon odasından elde edilen hava dozuna, daha sonra da giriş noktasındaki TLD lerden elde edilen deri dozuna bölünerek iki farklı değer bulundu. Bu değerlerden ilkinde DGHO (Doku-giriş hava oranı) ikincisinde DDO (doku-deri oranı) denildi. Daha sonra çalışma, x-ışını cihazı fantomun sol tarafına döndürülerek sol-sağ durumu için tekrarlandı. Bu konum için fokal nokta-fantom mesafesi hasta çalışmasında olduğu gibi 76 cm ye ayarlandı.



Şekil 4. 17. Hasta veya Rando fantomun ön-arka pozisyonda ışınlanması

Çizelge 4.22. Fiziksel fantomla göz dozunun bulunmasında kullanılan f değerleri

kVp	HVL (mm Al)	f faktör
75	2.70	0.889
80	2.77	0.890
85	2.83	0.891

## 4.3.4.1. Sonuçlar ve tartışma

Çizelge 4.23. Fiziksel fantom, TLD ve iyon odası kullanılarak elde edilen deneysel sonuçlar

kVp	mas	Gözde soğurulan Doz (mGray)		Giriş Dozu (mGray)			skopi zamanı (dak.)		DSA	
		Sol	Sağ	Deride	Havada	Gerisaçılma factorü	ön arka	sol sağ	ön arka	sol sağ
75	30	4.90±0.39	0.81±0.11	6.14±0.29	3.53±0.04	1.739±0.102	—	1.0	—	—
85	6.4	9.45±1.30	0.78±0.20	12.68±1.25	7.25±0.08	1.749±0.192	—	—	—	11
75	198	0.27±0.03	0.29±0.03	32.36±3.18	18.01±0.09	1.797±0.186	1.0	—	—	—
80	180	1.23±0.08	1.13±0.06	102.67±9.76	49.29±0.16	2.083±0.205	3.0	—	—	—
85	23.2	0.54±0.05	0.54±0.05	44.24±4.35	22.68±0.12	1.951±0.202	—	—	11	—
80	180	62.67±6.18	14.17±1.40	86.15±8.49	48.62±0.15	1.772±0.180	3.0	—	—	26
85	8.41									
80	174	29.29±2.88	4.45±0.16	37.21±3.66	21.06±0.13	1.767±0.152	—	2.9	—	—
	6						0.1	—	—	—

Çizelge 4.23 de rando fantom kullanılarak elde edilen sonuçlar görülmektedir. Çizelgenin birinci ve ikinci sütunlarında x-ışını tüpünün voltaj ve mas değerleri, üç, dört ve beşinci sütunlarında fantomun sırasıyla gözlerinde ve giriş deri yüzeyinde ölçülen doz değerleri, altıncı sütunda havada fantomun giriş noktasında fantom yok iken iyon odası kullanılarak elde edilen doz değerleri, yedinci sütunda deri dozunun hava dozuna oranından hesaplanan geri saçılma faktörü, sekizinci sütunda çalışmada kullanılan skopi zamanı ve son iki sütunda da çalışmanın yapıldığı konum hakkında bilgi verilmiştir. Çizelgenin son iki satırında fantoma tedavi hastası gibi

davranılmış, her iki pozisyonda skopi ve DSA çekimleri birlikte yapılarak gözlerde soğurulan dozlar ölçülmüştür.

Fiziksel fantom dan her iki pozisyon için ölçülerek çizelge 4.23 de verilen sol ve sağ göz dozları, önce deri sonra da havadaki doza bölünmüş ve sırasıyla elde edilen DDO ve DGHO değerleri çizelge 4.24 verilmiştir.

Çizelge 4.24. Fiziksel fantom dan elde edilen DDO ve DGHO değerleri

kVp	Pozisyon	Doku Deri Oranı (DDO)		Doku Giriş Hava Oranı (DGHO)	
		Sol	Sağ	Sol	Sağ
75	Sol-sağ	0.798±0.101	0.132±0.024	1.388±0.126	0.229±0.034
80	Sol-sağ	0.787±0.155	0.120±0.013	1.391±0.145	0.211±0.004
85	Sol-sağ	0.745±0.176	0.104±0.026	1.303±0.194	0.108±0.040
75	Ön-arka	0.008±0.002	0.009±0.002	0.015±0.002	0.016±0.002
80	Ön-arka	0.012±0.002	0.011±0.002	0.025±0.002	0.023±0.02
85	Ön-arka	0.012±0.002	0.012±0.002	0.024±0.002	0.024±0.002

Sol-sağ veya ön-arka konumlarında bir dakika skopi yapıldığında veya bir DSA görüntüsü alındığında x-ışınlarının fantoma giriş yüzeyinde havadaki doz değerleri, Çizelge 4.23 ün 6 ncı sütununda bulunan iyon odası okumaları ve 8,9,10 ve 11 inci sütunlardaki bilgiler kullanılarak elde edilmiştir (çizelge 4.25).

Çizelge 4.25.Ön-arka (focal nokta-fantom mesafesi 65 cm) ve sol-sağ (focal nokta - fantom mesafesi 76 cm) pozisyonda, bir dakikalık skopi ve DSA görüntüsü başına fantom girişinde havadaki doz

	Hava Dozu (mGray)	
	Sol-sağ	Ön-arka
DSA/frame	0.66±0.01	2.062±0.011
Skopi/dakika	5.90±0.14	17.22±0.16

#### 4.3.5. Matematiksel fantom ve Monte Carlo yöntemiyle göz dozunun hesabı

Çalışmanın bu kısmında fiziksel fantomun bilgisayar benzetişimi yapılmıştır. Buna göre kafa; kafatası kemiği, deri ve yumuşak doku olarak tanımlanmış, göz ve kafa geometrisinde ise eliptik silindir ve koni gibi geometrik şekillerin uygun kombinasyonları kullanılmıştır.

MC programında foton, şekil 4.17 de görüldüğü gibi z doğrultusunda (giriş koordinatları ve yönleri, verilen ışınlama geometrisinde rasgele örneklenerek) fantomun, deri, kafatası ve beyin olmak üzere yoğunlukları farklı (Çizelge 4.26) 3 kısımdan oluşan kafasına gönderildi. Fotonun, kesim 4.1 de anlatıldığı gibi birbirinden bağımsız olarak üretilen fotoelektrik soğurma, Rayleigh ve Compton saçılması serbest yollarından en kısa olanı kadar gittikten sonra, bulunduğu noktanın koordinatları hesaplandı ve matematiksel fantom yardımı ile hangi dokuda olduğu belirlendi. Fotonun, bulunduğu dokuya göre ilk etkileşme ve ikinci gideceği serbest yol hesapları yapıldı. Her doku için kesim 4.1 de belirtilen dosyalar ayrı ayrı oluşturuldu ve bunlar serbest yol, Rayleigh ve Compton saçılma hesaplarında kullanıldı.

Çizelge 4.26. Matematiksel fantomda, farklı yoğunluktaki dokuların elemental birleşikleri (ağırlıklarının % si olarak).

Element	Kafa Tası Kemiği	yumuşak Doku	Deri
H	7.0	10.0	10.22
C	23.0	23.0	26.93
N	3.9	2.3	4.26
O	49.0	63.0	58.04
Na	0.32	0.13	0.012
Mg	0.11	0.015	$5.4 \times 10^{-3}$
P	6.9	0.24	0.31
S	0.17	0.22	0.15
Cl	0.14	0.14	0.253
K	0.15	0.21	0.08
Ca	9.9	0.0	0.14
Fe	$8.0 \times 10^{-3}$	$6.3 \times 10^{-3}$	$1.5 \times 10^{-3}$
Zn	$4.8 \times 10^{-3}$	$3.2 \times 10^{-3}$	$5.4 \times 10^{-4}$
Rb	0.0	$5.7 \times 10^{-4}$	$2.1 \times 10^{-7}$
Sr	$3.2 \times 10^{-3}$	$3.4 \times 10^{-5}$	$6.6 \times 10^{-5}$
Zr	0.0	$8.0 \times 10^{-4}$	$1.86 \times 10^{-4}$
Pb	$1.1 \times 10^{-3}$	$1.6 \times 10^{-5}$	$2.8 \times 10^{-5}$
<b>Yoğunluk</b>	1.486 gr / cm <sup>3</sup>	0.987 gr / cm <sup>3</sup>	1.105 gr / cm <sup>3</sup>

Foton kaynağı olarak literatürden, çizelge 4.27 deki HVL ve kVp değerlerinde alınan enerji spektrumları kullanıldı. Matematiksel fantom yardımı ile, göz merceğinde soğurulan toplam

enerji hesaplandı ve 3. 4 denklemleri kullanılarak göz merceğinde soğurulan doz bulundu. X-ışınları enerji spektrumu ve 3.3 denklemleri yardımıyla fantomun giriş noktasında havadaki ışınlama (Röntgen olarak), daha sonra da 3.10 denklemleriyle buradaki doz değeri (rad cinsinden) elde edildi. Fantomun giriş noktasına gelen ve fantomdan geriye saçılan fotonlar hesaplanarak aynı şekilde deri dozu saptandı. Göz dozu önce havadaki doza sonra da deri dozuna bölünerek DGHO ve DDO değerleri bulundu (EK-8). Her spektrum 10 kez tekrarlanarak sonuçların standart sapmaları belirlendi.

Çizelge 4.27. Monte Carlo Analizinde kullanılan enerji spektrumları

E (kVp)	70	75	80	85	90	100
HVL (mm Al)	2.38	2.56	2.74	2.93	3.11	3.50

#### 4.3.5.1. Matematiksel fantom Tasarımı

Hesaplar, fotonun giriş yönüne bağlı olarak ön-arka [Anterior - Posterior (AP)] ve sol - sağ (Lateral) olmak üzere iki farklı durum için aşağıda verilen matematik bağıntılar kullanılarak yapıldı:

##### a) Kafa

Kafa, yarım bir elipsoid tarafından tepesi kesilmiş, eliptik silindir gibi tanımlandı:

$$y > 0$$

$$\left(\frac{X}{A_K}\right)^2 + \left(\frac{Y}{B_K}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{C_K}\right)^2 \leq 1$$

$$y \leq 13.05$$

$$\left(\frac{X}{A_K}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{C_K}\right)^2 \leq 1$$

Burada

Pozisyon	A <sub>K</sub>	B <sub>K</sub>	C <sub>K</sub>	L
Ön-arka	8.0	7.15	10.0	10.0 + Kafa-Focal nokta mesadesi
Sol-sağ	10.0	7.15	8.0	8.0 + Kafa-Focal nokta mesadesi

### b) Kafatası

Kafatası, kafa kemiği (cranium) ve yüz iskeleti (facial skeleton) olarak ikiye ayrıldı.

i. Kafatası kemiği: aynı merkezli iki elipsoid arasında kalan hacimle ifade edildi:

$$\left(\frac{X}{a}\right)^2 + \left(\frac{Y}{b}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{c}\right)^2 \geq 1$$

$$\left(\frac{X}{a+d}\right)^2 + \left(\frac{Y}{b+d}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{c+d}\right)^2 \leq 1$$

Burada

Pozisyon	a	b	c	d
Ön - Arka	6.6	5.75	8.6	0.9
Sol - Sağ	8.6	5.75	6.6	0.9

ii. Yüz iskeleti, İki aynı merkezli eliptik silindir arasında kalan hacimle ifade edildi.

Kafatası ve beyinle kesişen kısım göz önüne alınmadı.

$$\left(\frac{X}{a1}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{b1}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{X}{a1-f}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{b1-f}\right)^2 \geq 1$$

$$K \geq 0$$

$$-11.85 \leq Y \leq -2.12$$

$$\left(\frac{X}{a2}\right)^2 + \left(\frac{Y}{b2}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{c2}\right)^2 > 1$$

Burada

Pozisyon	a1	b1	a2	b2	c2	f	K
Ön - Arka	7.0	9.0	7.5	6.65	9.5	1.4	$(Z-L) \geq 0$
Sol - Sağ	9.0	7.0	9.5	6.65	7.5	1.4	$X \geq 0$

### c) Beyin

Beyin bir elipsoid ile ifade edildi:

$$\left(\frac{X}{a}\right)^2 + \left(\frac{Y}{b}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{c}\right)^2 \leq 1$$

Burada

Pozisyon	a	b	c
Ön - Arka	6.6	5.75	8.6
Sol - Sağ	8.6	5.75	6.6

### d) Göz Lensleri

Göz lensleri iki aynı merkezli eliptik silindir arasında kalan hacim gibi tanımlandı:

$$\left(\frac{X}{a}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{b}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{X}{a-d}\right)^2 + \left(\frac{Z-L}{b-d}\right)^2 \geq 1$$

$$2.0 \leq |K| \leq 4.0$$

$$-2.35 \leq Y \leq -4.35$$

$$N > 0$$

Burada

Pozisyon	a	b	d	K	N
Ön - Arka	8.0	10.0	0.6	X	(Z - L)
Sol - Sağ	10.0	8.0	0.0	(X - L)	X

#### 4.3.5.2. Sonuçlar ve tartışma

Çizelge 4.28 de, hasta ve fantom çalışmalarının yapıldığı koşullarda (25 x 25 cm<sup>2</sup>, ön-arka ve sol-sağ) Monte Carlo ile elde edilen DDO değerleri verilmektedir. Görüldüğü gibi ön-arka durumunda, 70 ve 75 kVp tüp voltajlarında göz, diğer voltajlara göre daha az doz soğurmaktadır. Görüntü kalitesinin yeterli olması durumunda ön/arka çalışmalarda daha alçak doz değerleri elde edileceğinden 75 kVp tercih edilmelidir. Ancak optimum tüp voltajının hasta ve fiziksel fantomla kıyaslanması zordur. Zira hastaya çalışmada radyopak ya da kontrast maddesi olarak iyod bileşiği enjekte edilmektedir. Uygulanan optimum voltajın iyod bileşiğinin 74 keV deki K kenarını uyaracak mertebede olması gerekir. Sol-sağ pozisyonda ise en uygun tüp voltajı 85 veya 90 kVp dir. Çünkü bu tüp voltajlarında göz, diğer voltaj değerlerine göre daha az doz soğurmaktadır.

Çizelge 4. 28. Monte Carlo yöntemi ile 25 x 25 cm<sup>2</sup> demet alanında deri giriş dozuna göre elde edilen DDO değerleri

Tüp Voltajı (kVp)	Ön - Arka (DDO)		Sol - Sağ (DDO)	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ
70	0.009±0.004	0.008±0.005	0.831±0.116	0.107±0.038
75	0.009±0.004	0.008±0.006	0.867±0.057	0.140±0.028
80	0.013±0.003	0.013±0.003	0.880±0.123	0.143±0.041
85	0.013±0.005	0.013±0.006	0.808±0.114	0.112±0.024
90	0.013±0.006	0.012±0.008	0.766±0.161	0.110±0.034
100	0.014±0.005	0.013±0.005	0.829±0.118	0.119±0.060



Çizelge 4.29 ve 4.30 da, DGHO değerlerinin hem tüp voltajına hem de demet alanına olan bağımlılıkları incelenmektedir. Çizelgelerde görüldüğü gibi her iki durum için de, demet alanı azaltıldığında göz dozu da azalmaktadır. Burada belirli bir demet alanı vermek doğru değildir. Çünkü en uygun demet alanını çalışma sırasında operatörün kendisi belirleyecektir. Ama söylenecek tek şey “mümkün olan en küçük demet alanında” çalışılmasıdır. Genelde artan kVp ve demet alanı ile saçılan ışın miktarı artacağından ölçülen doz değerlerinde de bir artış beklenebilir. Ancak bu spesifik çalışmada göz merceğinin demet alanına göre hayli ufak boyutu nedeni ile beklenen artış gözlenmemektedir.

Çizelge 4.29. Monte Carlo Analizi ile sol-sağ pozisyonda havada giriş dozuna göre elde edilen DGHO değerleri

Tüp Voltajı (kVp)	20 x 20 (cm <sup>2</sup> )		25 x 25 (cm <sup>2</sup> )	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ
70	1.402±0.092	0.203±0.063	1.438±0.093	0.208±0.064
75	1.401±0.088	0.208±0.050	1.444±0.094	0.218±0.063
80	1.404±0.098	0.258±0.068	1.472±0.170	0.239±0.068
85	1.317±0.142	0.191±0.073	1.342±0.190	0.143±0.073
90	1.313±0.125	0.220±0.055	1.271±0.266	0.182±0.056
100	1.321±0.111	0.229±0.051	1.379±0.196	0.198±0.100

Çizelge 4.30 Monte Carlo Analizi ile ön-arka pozisyon için havada giriş dozuna göre elde edilen DGHO değerleri

Tüp Voltajı (kVp)	20 x 20 (cm <sup>2</sup> )		25 x 25 (cm <sup>2</sup> )	
	Sol	Sağ	Sol	Sağ
70	0.012±0.003	0.014±0.004	0.018±0.004	0.015±0.003
75	0.016±0.004	0.016±0.005	0.017±0.007	0.016±0.006
80	0.023±0.007	0.021±0.007	0.027±0.005	0.027±0.005
85	0.023±0.006	0.024±0.008	0.026±0.008	0.027±0.007
90	0.023±0.010	0.023±0.010	0.025±0.010	0.024±0.009
100	0.019±0.012	0.020±0.011	0.026±0.011	0.026±0.010

#### 4.3.6. Yöntemlerin karşılaştırılması

Çizelge 4.31 de hastadan doğrudan ölçülerek çizelge 4.19 ile 4.20 de verilen göz dozları, fiziksel fantom, Monte Carlo ve TAR yöntemleri kullanılarak elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.31. Doz ölçüm ve hesaplarında kullanılan yöntemlerin, DGHO kullanılarak karşılaştırılması (1-15 arası teşhis, 15-25 arası tedavi hastaları)

Hasta NO	HASTA (mGray)		FANTOM (mGray)		MONTE CARLO (mGray)		TAR (mGray)	
	SOL	SAĞ	SOL	SAĞ	SOL	SAĞ	SOL	SAĞ
1	0.83±0.11	0.84±0.10	0.69±0.10	0.69±0.10	0.74±0.23	0.74±0.23	0.93±0.04	0.93±0.04
2	1.08±0.12	1.07±0.12	1.13±0.14	1.13±0.14	1.23±0.38	1.23±0.38	1.53±0.06	1.53±0.06
3	0.46±0.10	0.39±0.09	0.59±0.09	0.59±0.09	0.64±0.19	0.64±0.19	0.79±0.03	0.79±0.03
4	1.26±0.15	1.19±0.15	1.08±0.14	1.08±0.14	1.17±0.36	1.17±0.36	1.47±0.06	1.47±0.06
5	1.14±0.20	1.21±0.17	1.23±0.15	1.23±0.15	1.33±0.41	1.33±0.41	1.67±0.07	1.67±0.07
6	0.97±0.13	0.97±0.13	0.83±0.15	0.83±0.15	0.90±0.27	0.90±0.27	1.11±0.05	1.11±0.05
7	1.16±0.08	1.18±0.10	1.12±0.22	1.12±0.22	1.21±0.36	1.21±0.36	1.49±0.06	1.49±0.06
8	0.51±0.09	0.42±0.11	0.63±0.14	0.63±0.14	0.68±0.20	0.68±0.20	0.84±0.03	0.84±0.03
9	1.13±0.22	1.42±0.22	1.22±0.19	1.22±0.19	1.33±0.40	1.33±0.40	1.65±0.07	1.65±0.07
10	1.31±0.25	1.57±0.27	1.47±0.25	1.47±0.25	1.59±0.48	1.59±0.48	1.97±0.08	1.97±0.08
11	1.43±0.23	1.46±0.22	1.47±0.21	1.47±0.21	1.59±0.49	1.59±0.49	1.99±0.08	1.99±0.08
12	1.94±0.40	2.03±0.48	1.88±0.44	1.88±0.44	2.04±0.60	2.04±0.60	2.49±0.10	2.49±0.10
13	1.12±0.21	1.24±0.20	0.91±0.24	0.91±0.24	0.99±0.29	0.99±0.29	1.20±0.05	1.20±0.05
14	1.43±0.35	1.36±0.33	1.01±0.25	1.01±0.25	1.10±0.32	1.10±0.32	1.34±0.06	1.34±0.06
15	0.52 ±0.09	0.51±0.08	0.54±0.05	0.54±0.05	0.59±0.18	0.59±0.18	0.74±0.03	0.74±0.03
16	38.32±4.78	5.00±0.67	34.24±5.08	4.86±0.85	35.68±5.58	5.77±2.28	20.92±0.58	6.71±0.24
17	49.48±8.35	5.98±2.27	52.80±7.63	6.35±0.96	55.20±8.12	7.58±2.91	30.07±0.81	7.69±0.27
18	24.00±5.03	4.48±2.22	25.89±5.33	5.29±2.37	27.16±4.18	6.02±1.87	16.16±0.48	6.23±0.24
19	66.51±8.49	8.97±2.07	58.24±8.24	7.80±1.00	61.02±9.01	9.16±3.36	33.37±0.92	9.10±0.32
20	59.04±6.89	6.68±1.89	60.31±8.68	7.31±1.07	63.06±9.26	8.71±3.32	34.29±0.93	8.76±0.30
21	14.41±2.21	2.78±0.89	11.60±1.81	1.53±0.36	12.02±1.94	1.86±0.80	7.31±0.20	2.41±0.09
22	46.19±5.78	2.06±0.76	47.77±6.98	3.34±1.47	50.41±7.64	4.55±3.35	28.58±0.85	4.19±0.4
23	29.21±6.89	3.10±1.11	31.27±5.38	4.60±1.99	33.17±5.04	4.84±2.41	19.16±0.60	5.88±0.31
24	20.12±4.89	1.87±0.99	22.99±4.23	2.62±1.59	23.95±3.98	3.34±1.91	15.35±0.45	3.43±0.24
25	30.35±4.02	4.17±0.98	32.36±4.42	4.38±0.41	34.03±4.88	5.08±1.75	17.94±0.50	4.52±0.16

Çizelge 4.19 daki 15 nolu hastanın çekim koşulları ile, çizelge 4.23 ün 5 inci satırındaki fiziksel fantomunkiler aynıdır. Hem hastadan hem de fiziksel fantomdan 11 tane ön-arka DSA görüntüsü alınmıştır. Görüldüğü gibi her ikisindeki göz dozları birbirleri ile uyumludur. Ancak çekim şartları farklı olduğundan diğer hasta çalışmalarını böyle doğrudan karşılaştırmak mümkün değildir.

Çizelge 4.31 deki tüm karşılaştırmalarda, fiziksel fantom ile belirli parametrelerde çekimler yapılarak çizelge 4.24 de verilen sonuçlardan faydalanılmıştır. Önce hastanın ışınlama şartlarında çizelge 4.24 deki ölçüm sonuçları kullanılarak fantom ve MC için x-ışınlarının kafaya giriş noktasında havadaki doz, TAR için ise gözün bulunduğu noktadaki doz değerleri hesaplanmıştır. Daha sonra x-ışınlarının kafaya giriş noktasında havadaki doz değerleri fantom kullanarak ve MC yöntemiyle elde edilen DGHO ile, gözün bulunduğu noktadaki doz değerleri ise TAR sonuçları ile çarpılarak her yöntem için göz dozu bulunmuştur.

Çizelge 4.31 deki hastaların sol gözleri için, TAR ve diğer yöntemlerle elde edilen doz değerleri arasında bir farklılık görülmektedir. Bu farklılık 16-25 nolu hastalarda dahada belirgindir. Bilindiği gibi bu hastalar tedavi hastalarıdır ve uzun süre sol-sağ pozisyonda x-ışınına maruz kalmışlardır. Sol-sağ pozisyonda yüzeye daha yakın olan sol göz, deri ve kafatası kemiğinden hemen sonra gelmektedir. X-ışını fotonlarının yönüne göre, sol gözün arkasında bulunan bu kafatası kemiğinden dolayı bu bölgede çoklu saçılmalar olmakta, bu da göz dozunu artırmaktadır. Bu nedenle sol-sağ pozisyonda sol gözün aldığı doz, TAR değerlerinden elde edilen dozlardan büyüktür.

Çizelge 4.31 de hemen görülebileceği gibi, Monte Carlo sonuçları hasta ve fantom, fantom sonuçları da hasta sonuçlarına göre biraz fazlalık göstermektedir. Hatırlanacağı gibi hasta sonuçları gözün etrafına, fantom sonuçları ise göz kapaklarının üzerine yerleştirilen TLD lardan elde edilmişti. Göz kapağı, çevresine göre biraz çukurda, göz merceği ise göz kapaklarının 8 mm altındadır. Monte Carlo yöntemi dozu göz merceğinin olduğu yerde hesaplar. Bu nedenle sonuçlar arasında böyle bir değişim olması doğaldır.

Çizelge 4.31 den farklı olarak göz dozları, ön-arka pozisyonda hastadan elde edilen deri giriş dozları (Çizelge 4.20), Çizelge 4.24 ile 4.28 de sırasıyla Fiziksel fantom ve Monte Carlo ile elde edilen DDO (Doku Deri Oranı) değerleri ile çarpılarak tekrar hesaplanmış ve Çizelge 4.32 de hastadan elde edilen dozlarla karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.32. Deri giriş dozu kullanılarak, ön-arka pozisyonda fantom ve MC'dan elde edilen göz dozları

Hasta NO	HASTA (mGray)		FANTOM (mGray)	MONTE CARLO (mGray)
	SOL	SAĞ		
1	0.83±0.11	0.84±0.10	0.89±0.25	0.97±0.49
2	1.08±0.12	1.07±0.12	1.18±0.43	1.48±0.52
3	0.46±0.10	0.39±0.09	0.70±0.16	0.76±0.34
4	1.26±0.15	1.19±0.15	0.92±0.23	1.00±0.47
5	1.14±0.20	1.21±0.17	1.37±0.47	1.48±0.83
6	0.97±0.13	0.97±0.13	1.10±0.26	1.19±0.54
7	1.16±0.08	1.18±0.10	1.28±0.35	1.38±0.68
8	0.51±0.09	0.42±0.11	1.18±0.28	1.28±0.58
9	1.13±0.22	1.42±0.22	1.18±0.29	1.28±0.60
10	1.31±0.25	1.57±0.27	1.64±0.42	1.78±0.84
11	1.43±0.23	1.46±0.22	1.64±0.42	1.78±0.84
12	1.94±0.40	2.03±0.48	1.81±0.58	1.96±1.08
13	1.12±0.21	1.24±0.20	0.95±0.24	1.03±0.48
14	1.43±0.35	1.36±0.33	1.53±0.46	1.65±0.86
15	0.52 ±0.09	0.51±0.08	0.59±0.10	0.64±0.25

#### 4.3.6.1. Uygulama

Çizelge 4.31 değerlerinin nasıl elde edildiğine örnek olarak, 16 nolu hasta için fiziksel fantom, Monte Carlo ve TAR sonuçlarını kullanarak göz dozunu hesaplamaya çalışalım. Çizelge 4.21 de görüldüğü gibi, 16 nolu hastanın 1.5 dakika sol-sağ skopisi yapılmış ve 26 tane ön-arka, 24 tane de sol-sağ DSA görüntüsü çekilmiştir. Bu koşullarda x-ışınlarının sol-sağ ve ön-arka durumlarda hasta kafasının olduğu yerde havada oluşturduğu doz değerleri Çizelge 4.25 kullanılarak aşağıdaki gibi hesaplanır:

#### Ön-arka:

Bu durumda bir DSA görüntüsü çekildiğinde havada oluşacak doz  $2.062 \pm 0.011$  mGray dir. 26 tane DSA görüntüsü alındığına göre havadaki doz

$$\underline{\text{DSA:}} 26 \times (2.062 \pm 0.011) = 53.61 \pm 0.29 \text{ mGray}$$

olur.

**Sol-sağ:**

Bu durumda 1.5 dakika skopi, 24 tane de DSA görüntüsü alınmıştır. Bir dakikalık skopi yapıldığında havadaki doz değeri  $5.90 \pm 0.14$  mGray, bir DSA görüntüsü çekildiğinde ise havadaki doz değeri  $0.66 \pm 0.01$  mGray dir. Bu durumda, skopi ve DSA çekimleri sonucunda havadaki doz

$$\underline{\text{skopi:}} 1.5 \times (5.90 \pm 0.14) = 8.85 \pm 0.21 \text{ mGray}$$

$$\underline{\text{DSA:}} 24 \times (0.66 \pm 0.01) = 15.84 \pm 0.24 \text{ mGray}$$

dır.

**1) Fiziksel fantom:** Daha önce belirtildiği gibi, skopide 80 kVp, DSA da da 85 kVp tüp voltajı kullanılmıştır. Fiziksel fantom için deneysel olarak elde edilen DGHO değerleri kullanılarak sol ve sağ göz dozları aşağıdaki gibi hesaplandı:

**Sol göz:**

Sol göz için Sol-sağ durumunda 80 ve 85 kVp tüp voltajına karşılık gelen DGHO değerleri sırasıyla  $1.391 \pm 0.145$  ve  $1.303 \pm 0.194$ , ön-arka pozisyonda 85 kVp deki DGHO değeri ise  $0.024 \pm 0.002$  (çizelge 4.24) dir. Sol gözde hem sol-sağ pozisyonda yapılan skopi ve DSA çekimleriyle ve, hem de ön-arka pozisyonda yapılan DSA çekimleriyle doz soğurulmaktadır. Sol-sağ pozisyonda skopi ve DSA'dan dolayı havada soğurulan doz miktarları sırasıyla  $8.85 \pm 0.21$  mGay ve  $15.84 \pm 0.24$  mGray, ön-arka pozisyonda ise  $53.61 \pm 0.29$  mGray dir. O halde sol gözde soğurulan toplam doz

$$\underline{\text{skopi:}} (1.391 \pm 0.145) \times (8.85 \pm 0.21) = 12.31 \pm 1.58 \text{ mGray}$$

$$\underline{\text{DSA:}} (1.303 \pm 0.194) \times (15.84 \pm 0.24) + (0.024 \pm 0.002) \times (53.61 \pm 0.29) = 21.93 \pm 3.50 \text{ mGray}$$

$$\underline{\text{Toplam:}} (12.31 \pm 1.58) + (21.93 \pm 3.50) = \underline{\underline{34.24 \pm 5.08 \text{ mGray}}}$$

dır.

**Sağ göz:**

Sağ göz için Sol-sağ durumunda 80 ve 85 kVp tüp voltajlarına karşılık gelen DGHO değerleri sırasıyla  $0.211 \pm 0.004$  ve  $0.108 \pm 0.040$ , ön-arka pozisyonda 85 kVp deki DGHO değeri ise  $0.024 \pm 0.002$  (çizelge 4.24) dir. Sol göz için verilen havadaki doz değerleri kullanılarak sağ gözde soğurulan doz miktarı

$$\text{skopi: } (0.211 \pm 0.004) \times (8.85 \pm 0.21) = 1.86 \pm 0.08 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (0.108 \pm 0.040) \times (15.84 \pm 0.24) + (0.024 \pm 0.002) \times (53.61 \pm 0.29) = 3.00 \pm 0.77 \text{ mGray}$$

$$\text{Toplam: } (1.86 \pm 0.08) + (3.00 \pm 0.77) = 4.86 \pm 0.85 \text{ mGray}$$

olarak bulunur.

2) **Monte Carlo:** Çizelge 4.29 ile 4.30 da,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  demet alanı için verilen DGHO değerleri ve yukarda hesaplanan hava doz değerleri kullanılarak sol ve sağ göz dozları aşağıdaki şekilde bulunur:

**Sol göz:**

Sol-sağ pozisyonda sol göz için 80 ve 85 kVp tüp voltajına karşılık gelen DGHO değerleri sırasıyla  $1.472 \pm 0.170$  ve  $1.342 \pm 0.190$  (Çizelge 4.29), ön-arka durumunda 85 kVp deki DGHO değeri ise  $0.026 \pm 0.008$  (Çizelge 4.30) dir. Sol gözde hem sol-sağ durumunda yapılan skopi ve DSA çekimleri hem de ön-arka pozisyonda yapılan DSA çekimiyle doz soğurulmaktadır. Sol-sağ pozisyonda skopi ve DSA'dan dolayı havada soğurulan doz miktarları sırasıyla  $8.85 \pm 0.21$  mGay ve  $15.84 \pm 0.24$  mGray, ön-arka pozisyonda ise  $53.61 \pm 0.29$  mGray dir. O halde sol gözde soğurulan toplam doz:

$$\text{skopi: } (1.472 \pm 0.170) \times (8.85 \pm 0.21) = 13.03 \pm 1.81 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (1.342 \pm 0.190) \times (15.84 \pm 0.24) + (0.026 \pm 0.008) \times (53.61 \pm 0.29) = 22.65 \pm 3.77 \text{ mGray}$$

$$\text{Toplam: } (13.03 \pm 1.81) + (22.65 \pm 3.77) = 35.68 \pm 5.58 \text{ mGray}$$

olarak bulunur.

**Sağ göz:**

Sol-sağ pozisyonda sağ göz için 80 ve 85 kVp tüp voltajlarına karşılık gelen DGHO değerleri sırasıyla  $0.239 \pm 0.068$  ve  $0.143 \pm 0.073$  (Çizelge 4.29), ön-arka pozisyonda 85 kVp deki DGHO değeri ise  $0.027 \pm 0.002$  (Çizelge 4.30) dir. Sol göz için verilen havadaki doz değerleri kullanılarak sağ gözde soğurulan doz miktarı

$$\text{skopi: } (0.239 \pm 0.068) \times (8.85 \pm 0.21) = 2.12 \pm 0.65 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (0.143 \pm 0.073) \times (15.84 \pm 0.24) + (0.027 \pm 0.007) \times (53.61 \pm 0.29) = 3.66 \pm 1.63 \text{ mGray}$$

$$\text{Toplam: } (2.12 \pm 0.65) + (3.66 \pm 1.63) = 5.77 \pm 2.28 \text{ mGray}$$

olarak bulunur.

**3) TAR:** X-ışınlarının kafaya giriş noktasında itibaren, sol-sağ durumunda sol gözün 3 cm, sağ gözün 10 cm, ön-arka pozisyonda ise iki gözün de 18 cm derinlikte olduğu kabul edildi. Hesaplarda, kemik kalınlığı sol-sağ durumda 0.5 cm, ön-arka durumda ise 0.9 cm alındı. 80 ve 85 kVp deki enerji spektrumlarının ortalama enerjileri yaklaşık 44 keV bulundu. Bu enerjide 0.5 ve 0.9 cm kemik kalınlıklarına karşılık gelen yumuşak doku kalınlıkları ise sırasıyla 1.53 ve 2.75 cm olarak hesaplandı. Bu bilgiler kullanılarak her iki pozisyonda sol ve sağ gözlerin yeni derinlikleri için aşağıdaki değerler bulundu:

**sol-sağ pozisyonda:**

$$\text{Sol göz: } (3.0 - 0.5) + 1.53 = 4.03 \text{ cm} \approx 4.0 \text{ cm}$$

$$\text{Sağ göz: } (10.0 - 0.5) + 1.53 = 11.03 \text{ cm} \approx 11.0 \text{ cm}$$

**ön-arka pozisyonda:**

$$\text{Her iki göz: } (18.0 - 0.9) + 2.75 = 19.85 \text{ cm} \approx 20.0 \text{ cm}$$

TAR değerlerini kullanarak göz dozunu hesaplayabilmek için, gözün bulunduğu noktada havadaki dozu bilmek gereklidir. Bu nedenle yeni derinliklerde gözün bulunduğu yerde havadaki doz değerleri ters kare kanunu kullanılarak elde edildi.

**Ön-arka:**

26 tane DSA görüntüsü çekildiğinde havada, fokal noktadan 65 cm uzaklıktaki fantomun giriş noktasında oluşan doz  $53.61 \pm 0.29$  mGray idi. Bu durumda giriş noktasından itibaren 20 cm uzaklıkta her iki gözün de bulunduğu noktalaradaki hava dozu:

$$\text{DSA: } (53.61 \pm 0.29) \times (65^2 / (65+20)^2) = 31.36 \pm 0.17 \text{ mGray}$$

olur.

**Sol-sağ:**

Bu durumda 1.5 dakika skopi yapıldığında  $8.85 \pm 0.21$  mGray, 24 tane DSA görüntüsü alındığında ise  $15.84 \pm 0.24$  mGray hava dozu oluşmaktadır. Focal nokta-fantom mesafesi 76 cm olduğuna göre, bu noktadan itibaren 4 ve 11 cm uzaklıkta havada sırasıyla sol ve sağ gözün bulunduğu noktalaradaki doz değerleri

*sol göz:*

$$\text{skopi: } (8.85 \pm 0.21) \times (76^2 / (76 + 4)^2) = 7.99 \pm 0.19 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (15.84 \pm 0.24) \times (76^2 / (76 + 4)^2) = 14.30 \pm 0.22 \text{ mGray}$$

*sağ göz:*

$$\text{skopi: } (8.85 \pm 0.21) \times (76^2 / (76 + 11)^2) = 6.75 \pm 0.16 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (15.84 \pm 0.24) \times (76^2 / (76 + 11)^2) = 12.09 \pm 0.18 \text{ mGray}$$

olarak bulunur.

**Sol göz:**

Skopi nin yapıldığı 80 Kvp de 4 cm derinliğe karşılık gelen TAR değeri  $0.828 \pm 0.007$ , DSA nın yapıldığı 85 kVp de 4 ve 20 cm derinliklere karşılık gelen TAR değerleri ise sırasıyla  $0.877 \pm 0.011$  ve  $0.056 \pm 0.002$  (Çizelge 4.18) dir. Bu değerleri yukarda hesapladığımız doz değerleri ile çarparak sol göz dozu

$$\text{skopi: } (0.828 \pm 0.007) \times (7.99 \pm 0.19) = 6.62 \pm 0.21 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (0.877 \pm 0.011) \times (14.30 \pm 0.22) + (0.056 \pm 0.002) \times (31.36 \pm 0.17) = 14.30 \pm 0.42 \text{ mGray}$$



$$\text{Toplam: } (6.62 \pm 0.21) + (14.30 \pm 0.42) = 20.92 \pm 0.63 \text{ mGray}$$

olarak hesaplanır.

### Sağ göz:

80 Kvp de 11 cm derinliğe karşılık gelen TAR değeri  $0.243 \pm 0.004$ , 85 kVp de 11 ve 20 cm derinliklere karşılık gelen TAR değerleri ise sırasıyla  $0.274 \pm 0.005$  ve  $0.056 \pm 0.002$  (Çizelge 4.18) dir. Bu değerleri yine yukarda hesapladığımız doz değerleri ile çarparak sağ göz dozu:

$$\text{skopi: } (0.243 \pm 0.003) \times (6.75 \pm 0.16) = 1.64 \pm 0.06 \text{ mGray}$$

$$\text{DSA: } (0.274 \pm 0.005) \times (12.09 \pm 0.18) + (0.056 \pm 0.002) \times (31.36 \pm 0.17) = 5.07 \pm 0.18 \text{ mGray}$$

$$\text{Toplam: } (1.64 \pm 0.06) + (5.07 \pm 0.18) = 6.71 \pm 0.24 \text{ mGray}$$

olarak elde edilir.

### 4.3.7. Risk Sınırları

Çizelge 4.25, 4.29 ve 4.30 kullanılarak göz dozlarının Çizelge 4.33 de verilen risk sınırlarına ulaşması için gerekli skopi ve DSA değerleri elde edilmiş ve sonuçlar Çizelge 4.34 de verilmiştir.

Çizelge 4.33. Yetişkinlerde göz merceğinde deterministik etkiler için beklenen eşik değerleri

<b>Etki</b>	<b>Eşdeğer doz</b> (tek bir ışınlanma sonucu)  (mSv)	<b>Toplam eşdeğer doz</b> (Uzayan Işınlamalar sonucu)  (mSv)	<b>Yıllık Doz Hızı</b> (yüksek fraksiyonlu veya uzayan ışınlamalar sonucu)  (mSv / yıl)
Opasiteler	500 - 2000	5000	100
Katarakt	5000	8000	150

Çizelge 4.34. DSA' da, göz çalışmasında, deterministik etkiler için eşik değerini geçen skopi ve DSA sınırları

GÖZ DOZU (mSv)		ÖN-ARKA Skopi (DSA)		SOL-SAĞ Skopi (DSA)	
SOL	SAĞ	(dakika)	(Çekim sayısı)	(dakika)	(Çekim sayısı)
100.89±14.55	20.23±5.91	10	10	10	10
105.87±15.01	17.14±5.51	0	11	11	11
105.28±14.83	16.55±5.33	0	0	11	11
104.22±14.51	16.92±5.22	0	0	12	0
100.09±15.68	10.66±5.61	0	0	0	113
151.34±21.83	30.35±8.87	15	15	15	15
153.99±21.83	24.93±8.02	0	16	16	16
150.57±23.60	16.04±8.43	0	0	0	170
156.33±21.76	25.38±7.82	0	0	18	0
504.45±72.76	101.15±29.57	50	50	50	50
500.43±78.43	53.32±28±03	0	0	0	565
503.72±70.13	81.79±25.21	0	0	58	0
500.04±156.53	500.04±156.53	0	9327	0	0
500.28±97.29	500.28±97.29	1076	0	0	0
500.40±103.45	500.40±103.45	945	945	0	0
507.24±71.44	79.74±25.67	0	0	53	53
5004.18±721.73	1003.42±293.37	496	496	496	496
5000.78±783.78	532.87±280.10	0	0	0	5646
5002.44±696.43	812.22±250.36	0	0	576.0	0
5000.41±1565.31	5000.41±1565.31	0	93266	0	0
5000.43±972.47	5000.43±972.47	10755	0	0	0
5000.40±1033.75	5000.40±1033.75	9643	9643	0	0
5005.38±974±43	786.84±253.27	0	0	523	523
8000.63±1153.90	1604.26±469.04	793	793	793	793
8000.95±1126.84	1257.75±404.85	0	0	836	836
80007.39±1114.8	1300.11±400.76	0	0	0	922
8007.28±1135.42	1296.33±426.88	0	832	832	832
8000.71±1253.96	852.53±448.13	0	0	9033	0

Her ne kadar Çizelge 4.33 de verilen müsaade edilen sınırlar hastalara uygulanmasa da bir kıyaslama amacıyla kullanılabilir. Buna göre sol-sağ pozisyonda sol gözü 5000 mGray doz alan bir hastanın, tek bir ışınlamada katarakt olması için, çalışmada 523 dakika skopi ve 523 tane DSA görüntüsü alınması gerekir (Çizelge 4.34). Ancak önemli husus birbirini takip eden ışınlamalarda yani aynı hastanın bu teşhis ve tedaviyi bir kaç kez görmesi durumunda ortaya çıkacak durumdur.



## 5. SONUÇ

Diagnostik uygulamalarda insan eşdeğeri maddelerin fantom olarak kullanılmasının iki önemli uygulaması vardır; Bunlardan ilki, organ dozlarının ölçülmesi diğeri ise ışınlanmanın optimum görüntü kalitesi (uygun film yoğunluğu veya parlaklık ) verecek şekilde otomatik olarak yapıldığı sistemlerin kalibrasyonlarının gerçekleştirilmesidir. Ancak bu fantomların hasta çalışmalarında doğru sonuçlar alınmasını sağlayacak şekilde uygun maddelerden yapılması gerekmektedir. Bu amaçla, çalışmanın ilk kısmında kullanılan lusit, polipropilen, polietilen, aliminyum ve bakır gibi maddeler kıyaslanmıştır. Saçılan ışınlar hem görüntü kalitesini hem de radyasyon dozunu etkilediğinden bu karşılaştırmalarda saçılan radyasyonun görüntü kalitesine katkısının bir ölçüsü olan “saçılma kesri” bir kıyaslama parametresi olarak kullanılmıştır. Literatürde daha çok su, polistren ve/veya lusit için verilen saçılma kesri hesaplarında genelde pratiği yansıtmayan yöntemler (tek enerjili x-ışını demeti gibi) kullanılmış, gerçek uygulamaları yansıtan çok az deney yapılmıştır. Bu çalışmada gerçek pratik uygulamayı yansıtacak şekilde çok enerjili kaynak ele alınmış ve değişik kalınlıklar ve farklı fantom maddeleri için “saçılma kesri” tayinleri yapılmıştır. Deneysel çalışmaların tam bir benzeşimi bilgisayarda gerçekleştirilmiş ve fantom etkileşmesinde M.C. yöntemi uygulanmıştır. M.C. programı hayli karmaşık olması nedeniyle öncelikle basit durumlar için çalıştırılmış ve daha sonra literatürdeki benzer çalışmalara uygulanarak kontrol edilmiştir. Adı geçen fantom maddeleri için deney ve M.C. sonuçları kıyaslandığında çok iyi bir uyum elde edildiği görülmüştür. X - ışını sistemi ile yapılan deneylerde, parametrelerin çokluğunun ölçümleri son derece güç hale getirdiği gözlenmiş, ayrıca yoğun fantom akısı nedeniyle çok dikkatli kolimasyon yapılması ve dedektör veriminin uygun olarak belirlenmesi gerektiği saptanmıştır. Ancak M.C. tekniğinin kullanılması tüm bu deneysel zorlukları ortadan kaldırmış ve çalışmanın teorik olarak çok daha kısa zamanda ve daha az hata ile yapılmasını sağlamıştır. M.C. yönteminin kullanımında karşımıza çıkan en önemli sorun, foton istatistiğinin fazla ve dolayısıyla da bilgisayar zamanının uzun olmasıdır.

Diagnostik tetkiklerde hasta dozunun ölçülmesini sağlayan yöntemlerin birbirlerine göre eksikleri ve kolaylıkları vardır. Genelde yüzeye yakın organların doz ölçümlerinde doku derinliği söz konusu olmadığından bu organların üzerlerine yerleştirilen TLD ler ile deri dozu doğrudan bulunur ve bu değer organın bu tetkik için alacağı maksimum doz olarak değerlendirilir. Bunun dışında belirli uygulamalar için giriş deri dozu ölçümleri yalnızca kullanılan teknik faktörlerin ve sistemlerin kendi aralarında kıyaslanmaları amacıyla kullanılırlar.

Doz hesabında kullanılan TAR yöntemi ile ilgili literatürdeki sonuçlar tamamen deneysel olduğu için bu değerler öncelikle deneysel çalışmanın benzeşimi ve M.C. tekniği kullanılarak teorik olarak elde edilmiştir. Literatür ile de yapılan karşılaştırmalarda çok iyi bir uyum

görülmüştür. Deneysel veriler dikkate alındığında M.C. yöntemi yine son derece etkindir. Ancak pratikte kullanılan x-ışını sistemine ait spektrumların teorik olarak bilinmesi gerekmektedir. TAR çizelgelerinin bir diğer üstünlüğü sonuçların kaynak-film mesafesinden bağımsız olmasıdır.

Günümüzde anjiyografik çalışmalar gerek teşhis gerekse tedavi açısından büyük önem kazanmışlardır. Çok spesifik uygulamalar ancak bazen hayli yüksek hasta dozu pahasına yapılmaktadır.

Göz kanallarının anjiyografik çalışmasında hasta tarafından alınan göz dozlarının belirtilen yöntemler ile saptanması çalışmanın ikinci kısmında gerçekleştirilmiştir. TLD ile elde edilen doğrudan okumalar, fiziksel fantom, fiziksel fantomun matematiksel benzeşimi ile M.C. kodunun kullanıldığı teorik çalışma ve TAR tablolarından elde edilen sonuçlar, teşhis ve tedavi hastaları için karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, her hangi bir organ derinliği söz konusu olmadığında TLD okumaları göz dozunun doğrudan bir ölçümü olarak alınabileceğini göstermiştir. Dolayısıyla fiziksel fantom ve TAR deney sonuçları ile M.C. bulguları hastalardan elde edilen doğrudan TLD okumaları ile karşılaştırılabilir. Tedavi hastalarında, sol-sağ pozisyonda kafatası kemiğinden sol göze saçılan ışınlar nedeniyle, TAR ve diğer sonuçlar arasında %25'e varan farklılıklar oluşmaktadır. Sadece ön-arka pozisyonun kullanıldığı teşhis çalışmalarında ise yöntemler arasında daha az farklılıklar gözlenmektedir.

Ancak burada üzerinde durulması gereken nokta özel uygulamalarda yani önceden hazırlanmış çizelgelerin kullanılması ve doğrudan doz okuma şansının bulunmadığı durumlarda organ dozu ile ilgili gerçek değerlerin nasıl elde edileceğidir. M.C. tekniği hiç şüphesiz pratikte kolaylıkla uygulanacak bir yöntem değildir. Ancak deney hataları taşımadığından bu çalışmadaki karşılaştırmalar içersinde yer almıştır. %25'e varan hatalara rağmen TAR yöntemi kıyaslanabilir sonuçlar vermiştir ve pratikte uygulanması en kolay olanıdır.

Çizelge 4.21 de verildiği gibi hasta çalışmalarında, özellikle tedavi çalışmalarında 66.5 mGray'e varan değerler vardır. Literatürde bu konu ile ilgili fazla bir çalışmaya raslanmamıştır.

**KAYNAKLAR**

- ADRAN, G.M. and CROOKS, H.E. 1972.** The Measurement of Inherent Filtration in Diagnostic X-ray Tubes and Effect Target Angle on X-ray Quality. *British Jour. of Radiology*. 45: 599-602.
- AHMET, A.B. and BARBER, D.E. 1988.** Sensivity of LiF thermoluminescent dosimeters to 6-18 keV photons. *Phys.Med.Biol*, 34(3):343-352.
- AKSU, L. 1990.** Diagnostik x-ışını sistemlerinin kalite kontrolü ile organ dozlarının azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması. H.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Yüksel Lisans Tezi (Yayınlanmamış), Ankara.
- ANTOKU, S. and RUSSELL, W. 1971.** Dose to the Active Bone Marrow, Gonads and Skin from Roentgenography and Fluoroscopy. *Radiology*, 101: 669-678.
- ARCHER B.R. and WAGNER L.K. 1988.** Determination of diagnostic x-ray spectra with characteristic radiation using attenuation analysis. *Med.Phys*, 15(4): 637-641.
- ASPIN, N. 1965.** The gonodal X-ray dose to children from diagnostic radiographic techniques. *Radiol.*: 85-944.
- AYDIN, A. 1993.** Pozitronların çeşitli ortamlarda Monte Carlo yöntemi ile takibi. U.Ü.Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi (Yayınlanmamış), Bursa.
- BARNEA, G. and DICK, C.E. 1986.** Monte Carlo studies of x - ray scattering in transmission diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 13 :490 - 495.
- BENGT, A.L. 1991.** The Reference Man in diagnostic radiology dosimetry. *The British Journal of Radiology*, 65: 431-437.
- BIRCH, R., MARSHALL, M. and ARDRAN, G.M. 1979.** Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays. SRS 30, HPA, London.
- BOONE, J.M. and SEIBERT, J.A. 1988.** An analytical model of the scattered radiation distribution in diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 15: 721 - 725.
- BOONE, J.M. and SEIBERT, J.A. 1988.** Monte Carlo simulation of the scattered radiation distribution in diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 15: 713 - 720.
- BOR, D., BUYAN, G. ve MERİÇ, N. 1996.** Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar. *Tanısal ve girişimsel radyoloji*, 2(1): A5-A10.
- BOYER, A.L. and MOK, E.C. 1986.** Calculation of photon dose distribution in an inhomogeneous medium using convolutions. *Med.Phys.*, 13(4) : 503-509.
- CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N. and KENNEY, G.N. 1968.** Thermoluminescent dosimetry. The university of Wisconsin press, Madison, Milwaukee and London.

- CEMBER, H.1983.** introduction to health physics. pergamon press inc.,second edition, p.97-176, New York.
- CENGİZ, A. 1986.** NaI (TI) dedektörleri için gamma cevap fonksiyonunun Monte Carlo metodu ile elde edilmesi.U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Ana Bilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi (Yayınlanmamış), Bursa.
- CHAN, H.P. and DOI, K. 1980.** Evaluation of absorbed dose in mammography: Monte Carlo simulation studies. Radiology, 135: 199 - 208.
- CHAN, H.P. and DOI, K. 1983.** The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology. Phys.Med.Biol., 28 :109 - 129.
- CHAN, H.P. and DOI, K. 1984.** Radiation dose in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies. Med. Phys., 11: 480 - 490.
- CHAN, H.P. and DOI, K. 1985.** Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology:Monte Carlo simulation studies. Med. Phys., 12: 152 - 165.
- CHAN, H.P. and DOI, K. 1986.** Some properties of photon scattering in water phantoms in diagnostic radiology. Med. Phys.,13: 824 - 830.
- CHENG, C.W., TAYLOR, K.W. and HOLLOWAY, A.F. 1995.** The spectrum and angular distribution of x-rays scattered from a water phantom. Med. Phys., 22: 1235 - 1245.
- CHRISTENSEN, E.E., CURRY, T. and DOWDEY, J.E. 1978.** An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology.2nd Edition.Lea and Febiger press, London.
- CROMER, D.T. and WABER, J.T. 1974.** Atomic scattering factors for x-rays, in International Tables for X-Ray Crystallography, vol 4, Kynoch Press, 71, Birmingham, England.
- DİRİCAN, B. and TÜRETKEN, N. 1990.** Parameters affecting the overall calibration accuracy of the TLD-100 thermoluminescence dosimeters. Doğa,14: 335-343
- DANCE, D.R. 1990.** Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35(9) :1211-1219.
- DICK, C.E., SOARES, C.G. and MOTZ, J.W. 1978.** X - ray scatter data for diagnostic radiology. Phys. Med. Biol., 23: 1076 - 1085.
- DREXLER, G. , PANZER, W., WIDENMANN, L. WILLIAMS, G and ZANKL, M. 1985.** The Calculation of dose from Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part III:Organ Doses in x-ray diagnosis. Rep GSF. Bericht S-1026 (München, GSF).
- DRISCOLL, C.M.H. and MCKINLAY, A.F. 1980.** Factors affecting the background sensitivity of thermoluminescent lithium fluoride. Nuclear Instruments and Methods, 175: 65-67.
- ERCAN, D.A. 1995.** (NÜKLEER) Ölçümlerde İstatistik Uygulamalar. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu TAEK - TR - 95 - 2, Ankara.

- ERGÜL, N.R. 1987.** NaI (TI) Dedektörleri için toplam verim ve tüm enerji pik duyarlılığının Monte Carlo metodu ile elde edilmesi. U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Ana Bilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi (Yayımlanmamış), Bursa.
- FISHMAN, G.S. 1978.** Principles of Discrete Event Simulation. John Wiley & Sons. 392. New York.
- FLUENDY, M. 1970.** Monte Carlo methods, in Markov Chains and Monte Carlo Calculations in polymer sciences, Lowry, G.S., Ed., Marcel Dekker, 45, New York.
- GALLOWAY, J. E., JAVIC, T. A., RAFLO, G. T. 1984.** Digital subtraction macrodacryocystography. *ophthalmology*, 91 (8), 956 - 962.
- GARTIA, R.K., INGOTOMBI, S., SINGH, S.C. and MAZUMDAR, P.S. 1980.** On the determination of the activation energy of thermoluminescence peak by the two-heating-rates method. *appl. Phys.*, 24:65-69.
- GOLIKOV, V.Y. and NIKITIN, V.V. 1988.** Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from random phantom measurements. *Health physics*, 56(1): 111-115.
- GORSON, R.O., LASSEN, M. and ROSENSTAIN, M. 1984.** Patient Dosemetry in Diagnostic Radiology. in CRC Handbook of Medical Physics, Vol.II, edited by R.G. Waggener, J.G. Kereiakes, and R.J. Shalek (CRC, Boca Raton, FL).
- HALE, J. 1991.** Survey of tissue-air ratio data: A review of the literature for diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 18 (6): 1154-1155.
- HAMMERSLEY, J.M. and HANDSCOMB, D.C. 1964.** Monte Carlo Methods, John Wiley & sons, New York.
- HANSON, H.P., HERMAN, F., LEA, J.D. and SKILLMAN, S. 1964.** HFS atomik scattering factors. *Acta Crystallogr.*, 17: 1040.
- HARRISON, R. M. 1982.** Tissue - air ratios and scatter-air ratios for diagnostic radiology (1-4 mm Al HVL). *Phys. Med. Biol.*, 28(1):1-18.
- HARRISON, R.M. 1981.** Central-axis depth-dose data for diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.*, 26(4): 657-670.
- HARRISON, R.M. 1992.** Comments on "Survey of tissue-air ratio data: A review of the literature for diagnostic radiology" by John Hale, *med. Phys.*, 19 (3): 589-590.
- HEDGPETH, P.L., THURMOND, S. SCHMIDGALL, J.R. and RÖSCH, J. 1991.** Radiographic Fallopian Tupe Recanalization: Absorbed Ovarian Radiation Dose. *Radiology.*, 180: 121-122.
- HOROWITZ, Y.S. 1981.** Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry. Volume I,III. CRC Press, Inc. Boca Raton, Florida.
- HUBBEL, J. H. and OVERBO, I. 1979.** Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross section. *J. Phys. Chem. Ref. Data* 8: 69 - 105.



- HUBBEL, J. H., VEIGELE, W.J., BRIGGS, E.A., BROWN, R.T., CROMER, D.T. and HOWERTON, R.J. 1975.** Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections. *J.Phys. Chem. Ref. Data* 4: 471 - 538.
- HUDA, W. and SANDISON, G.A. 1984.** Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from random phantom measurements. *Health Physics*, 47(3): 463-467.
- ISHERWOOD, I., YOUNG, I.M., BOWKER, K.W. and BRAMALL, G.K. 1975.** Radiation dose to the eyes of the patient during Neuroradiological investigations. *Neuroradiology*, 10: 137-141.
- JANKOWSKI, J. 1984.** Organ Doses in Diagnostic x-ray procedures. *Health Physics*, 46(1): 228-234.
- JESSEN, K.A. 1995.** Calculation of organ doses and effective doses. second school in radiophysics (Diagnostic Radiology), SMR.896-12. I.C.T.P. - Trieste.
- JOHNS, H.E. and CUNNINGHAM, J.R. 1983.** The physics of Radiology, 4th ed. Springfield: Charles C.Thomas: 720.
- JOHNS, P.C. and YAFFE, M.J. 1983.** Coherent scatter in diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 10: 40 - 50.
- KAHN, H. 1950.** Random Sampling techniques in neutron attenuation problems.I, *Nucleonics*, 6, 27.
- KALENDER, W. 1981.** Monte Carlo calculations of x-ray scatter data for diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.*, 26: 835 - 849.
- KIJEWSKI, P.K., BJARNGARD, B.E. and PETTI, P.L. 1985.** Monte Carlo calculations of scatter dose for small field sizes in a  $^{60}\text{Co}$  beam. *Med.Phys*, 13(1): 74-77.
- KODERA, Y., CHAN, H.P. and DOI, K. 1983.** Effect of collimators on the measurement of diagnostic x-ray spectra. *Phys.Med.Biol.*, 28(7): 841-852.
- KODERA, Y., CHAN, H.P. and DOI, K. 1983.** Effect of collimators on the measurement of diagnostic x-ray spectra. *Phys. Med. Biol.* 28(7):841-852.
- KODERA, Y., SCHMIDT, R.A., CHAN, H.P. and DOI, K. 1984.** Backscatter from metal surfaces in diagnostic radiology, *Radiology*, 150: 231-242.
- KRAMER, R., ZENKLY, M., WILLIAMS, G. and DREXLER, G. 1986.** The Calculation of dose from Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part I: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms. Rep GSF. Bericht S-885 (München, GSF).
- KRON, T., ELLIOT, A., WONG, T. and METCALFE, P. 1993.** x-ray surface dose measurements using TLD extrapolation. *Med. Phys.*, 20(3) :703-711.
- LOON, R.V. 1995.** Dose measurements and dose calculations for patients. second school in radiophysics (Diagnostic Radiology), SMR.896-13. I.C.T.P. - Trieste.

- MA, C AND NAHUM A.E. 1993.** Calculation of absorbed dose ratios using correlated Monte Carlo sampling. *Med. Phys.*, 20(4) :1189-1199.
- MACCIA, C. 1988.** Strategies for dose surveys. College on medical physics. SMR.300 / 50. I.C.T.P. - Trieste.
- MACOVSKI, A. 1983.** Medical imaging Systems. Englewood Cliffs. p.27-34, New Jersey.
- MARSHALL, M., PEAPLE, L.H.J., ARDRAN, G.M. and CROOKS, H.E. 1974.** A comparison of x-ray spectra and outputs from molybdenum and tungsten targets. *British Journal of Radiology*, 48: 31-39.
- McCULLOUGH, E.C. and CAMERON, J.R. 1970.** Exposure rates from diagnostic x-ray units. *Br.J.Radiol.*, 43: 448-451.
- MERIC, N., BOR, D., ÖZKIRLI, M., BÜGET, N. ve BAYHAN, H. 1994.** Nükleer Tıp Bölümünde Doz Dağılımının Belirlenmesi. 8th annual meeting of Turkish society of nuclear medicine, İstanbul.
- MORIN, R.L. 1988.** Monte Carlo simulation in the Radiological sciences. CRC press, inc., p.60-191, Florida.
- MURASE, K., KATAOKA, M., KAWAMURA, M., TANADA, S. and HAMAMOTO, K. 1989.** Simulation study on the behavior of x-rays and gamma rays in an inhomogeneous medium using the Monte Carlo technique. *Japanese Journal of applied Physics*, 28(6): 1072-1078.
- MUSTAFA, A. A. and J. JANECEK, J. 1989.** Organ doses from cardiac and carotid digital subtraction angiography. *The British Journal of Radiology*, 62: 838-842
- NEITZEL, U., KOSANETZKY, J. and HARDING, G. 1985.** Coherent scatter in radiographic imaging: a Monte Carlo simulation study. *Phys. Med. Biol.*, 30(12) :1289-1296.
- PAPIN, P. J. and RIELLY, P.S. 1988.** Monte Carlo simulation of diagnostic x-ray scatter. *Med. Phys.*, 15: 909 - 914.
- PERSLIDEN, J. and CARLSSON, G.A. 1985.** Calculation of the small-angle distribution of scattered photons in diagnostic radiology using a Monte Carlo collision density estimator. *Med.Phys.*, 13(1): 19-24.
- PLANQUE, G., JULIUS, H.W. and VERHOEF, C.W. 1980.** *Nuclear Instruments and Methods*, 175: 177-179.
- PRATT, T.A. and SHAW, A.J. 1993.** Factors affecting the radiation dose to the lens of the eye during cardiac catheterization procedures. *The British Journal of Radiology*, 66: 346-350.
- RAESIDE, D.E., 1976.** Monte Carlo principles and applications, *Phys. Med. Biol.*, 21:181
- RICE, R.K. and CHIN, L.M. 1990.** Monte Carlo calculations of scatter to primary ratios for normalisation of primary and scatter dose. *Phys. Med. Biol.*, 35(3): 333-338.

- ROBERSON, P.L., EICHNER, F.N. and REECE, W.D. 1989.** Determination of photon conversion factors relating exposure and dose for several extremity phantom designs. *Health Physics*, 57(5):733-741.
- ROGERS, R.T. 1969.** Radiation dose to skin in diagnostic radiology. *Br. J. Radiol.*, 42: 511.
- ROSENSTAIN, M. and RECK, T. J. 1979.** Handbook of Selected Organ Doses from Projections Common in Paediatric Radiology. HEW Publication (FDA) No.79-8079. BRH, Rockville, M.D
- RUBINSTEIN, R.Y. 1981.** Simulation and the Monte Carlo Method, John Wiley & Sons, New York.
- SCHULZ, R.J. and GIGNAC, C. 1976.** Application of tissue-air ratios for patient dosage in diagnostic radiology. *Radiol.*, 120: 687-690.
- SERVOMAA, A., TOIVONEN, M. and KIURU, A. 1984.** Mailed TL dosimeters for monitoring the output from diagnostic x-ray equipment. *Med. Phys.*, 11(1): 75-77.
- SEUNTJENS, J., THIERENS, H., VAN DER PLAETSEN, A. and SEGAERT, O. 1987.** Conversion factor  $f$  for x-ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value. *Phys. Med. Biol.*, 32(5): 595-603.
- SIDWELL, M.J., BURLIN, T.E. and WHEATLEY B.M. 1968.** Calculations of the absorbed dose in a phantom from photon fluence and some applications to radiological protection. *Br.J.Radiol.*, 42: 522-529.
- SNYDER, W.S., FISHER, H.L., FORD, M.R. and WARNER, G.G. 1969.** Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *Journal of nuclear medicine*. 3: 7-39
- SPRAWLS, P. 1987.** Physical Principles of Medical imaging. Aspen publishers, inc. Gaithersburg, Maryland.
- STEELE, H.R. and TEMPERTON, D.H. 1992.** Technical note: Patient doses received during digital subtraction angiography. *The British Journal of Radiology*, 66: 452-456.
- STORM, E. and H.L.ISRAEL, H.L. 1970.** Photon cross sections from 1 keV to 100 Mev for elements Z=1 to Z=100. *Nuclear Data Tables A7*: 565 - 681.
- TRAUT, E.D. and KELLEY, J.P. 1963 .**The effect of the kilovoltage and filtration on depth dose, in *Technological Needs for Reduction of Patient Dosage from Diagnostic Radiology*. Janower. M.S., Ed., Charles C Thomas, Springfield.
- VEIT, R.,ZANKLE, M. and PETOUSSI, N. 1989.** Tomographic Anthropomorphic Models, Part 1: Construction Technique and Description of Models of an 8 week Old Baby and a 7 year Old child, GSF-Bericht, 3/89.
- WHITE, D.R., MARTIN, R.J. and DARLISON, R. 1977.** Epoxy resin based tissue substitutes. *British Journal of Radiology*, 50: 814-821.  
York.



EKLER

### Ek - 1. Bileşik ve Karışımların Azalım Katsayıları

Monte carlo hesabında, serbest yolu ve etkileşmelerin türünü belirleyebilmek için fotoelektrik, Rayleigh ve Compton lineer azalım katsayılarını ayrı ayrı bilmenin büyük önemi vardır. Bileşik veya karışımların kütle azalım katsayısını (Macovski 1983)

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i W_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \quad (1)$$

şeklinde yazabiliriz. Burada  $\rho$  ve  $\mu$  sırasıyla bileşiğin kütle yoğunluğu ve lineer azalım katsayısı,  $\rho_i$ ,  $\mu_i$  ve  $W_i$  ise bileşikteki i'inci elementin kütle yoğunluğu, lineer azalım katsayısı ve bileşikteki elementin ağırlık yüzdesidir. Yukardaki toplamı aşağıdaki gibi açabiliriz.

$$\frac{\mu}{\rho} = W_1 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1 + W_2 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2 + W_3 \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_3 + \dots \quad (2)$$

Eğer  $N_{ai}$  bileşik içindeki i. elementin bir gramındaki atomlarının toplam sayısı ise, bu elementin kütle azalım katsayısını

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i = (\sigma_{\text{Ray}} + \sigma_{\text{Comp}} + \tau_{\text{fot}})_i N_{ai} \quad (3)$$

şeklinde ifade etmek mümkündür. Burada  $\sigma_{\text{Ray}}$ ,  $\sigma_{\text{Comp}}$ ,  $\tau_{\text{fot}}$  sırası ile elementin ( $\text{cm}^2$  olarak) Rayleigh, Compton ve fotoelektrik olay tesir kesitleridir. Bunları yerine koyduğumuzda (2) bağıntısı

$$\frac{\mu}{\rho} = W_1 N_{a1} (\sigma_{\text{Ray}} + \sigma_{\text{Comp}} + \tau_{\text{fot}})_1 + W_2 N_{a2} (\sigma_{\text{Ray}} + \sigma_{\text{Comp}} + \tau_{\text{fot}})_2 + \dots \quad (4)$$

şeklini alır. Bu denklemin

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Ray}}^{\text{bileşik}} = W_1 N_{a1} (\sigma_{\text{Ray}})_1 + W_2 N_{a2} (\sigma_{\text{Ray}})_2 + \dots \quad (5)$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Comp}}^{\text{bileşik}} = W_1 N_{a1} (\sigma_{\text{Comp}})_1 + W_2 N_{a2} (\sigma_{\text{Comp}})_2 + \dots \quad (6)$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{foto}}^{\text{bileşik}} = W_1 N_{a1} (\tau_{\text{foto}})_1 + W_2 N_{a2} (\tau_{\text{foto}})_2 + \dots \quad (7)$$

şeklinde bileşenlerine ayırabiliriz veya

$$\mu_{\text{Ray}} = \rho^{\text{bileşik}} \{W_1 N_{a1} (\sigma_{\text{Ray}})_1 + W_2 N_{a2} (\sigma_{\text{Ray}})_2 + \dots\} \quad (8)$$

$$\mu_{\text{Comp}} = \rho^{\text{bileşik}} \{W_1 N_{a1} (\sigma_{\text{Comp}})_1 + W_2 N_{a2} (\sigma_{\text{Comp}})_2 + \dots\} \quad (9)$$

$$\mu_{\text{foto}} = \rho^{\text{bileşik}} \{W_1 N_{a1} (\tau_{\text{foto}})_1 + W_2 N_{a2} (\tau_{\text{foto}})_2 + \dots\} \quad (10)$$

yazabiliriz.

## EK - 2. Fotoelektrik Soğurmada K Floresans Fotonunun Örneklenmesi

Monte Carlo yöntemi ile foton saçılmasının benzetişimini yapmak için genel olarak bir kesilim enerjisi kabul edilir. Enerjisi bu kesilim enerjisinin altına düştüğü zaman fotonun madde tarafından tamamen soğurulduğu düşünülür. Kesilim enerjisinin seçimi iki kriterle dayanır. (1) Kesilim enerjisi fotoelektrik etkileşmenin en fazla olduğu enerji bölgesinde kalmalıdır (2) kesilim enerjisinin altında bir enerjiye sahip fotonun ortalama serbest yolu, seçilen hacim elemanının boyutları ile kıyaslandığında çok küçük olmalıdır. Bu yöntem bilgisayarın verimli kullanımı için zorunludur. Teşhis radyolojisinde 5 keV'lik kesilim enerjisi yeteri kadar düşük sayılır. Çünkü 5 keV'e sahip bir fotonun saçıcı ortamda fotoelektrik olay yapma olasılığı %98'den büyüktür.

20 den daha düşük atom numarasına sahip maddelerde K - tabakası elektronlarının bağlanma enerjisi 5 keV'in altındadır. Bu da karakteristik x - ışınlarının enerjilerinin, kesilim enerjisinin altında olması demektir. Atom numarası  $Z < 24$  olan elementlerin K floresans verimi % 20 nin altında olduğundan foton enerjisinin etkileşme yerinde tamamiyle soğurulduğu kabul edilir. Bu nedenle fotoelektrik olaydan sonra foton takibi son bulur.

Saçıcı ortam atom numarası  $z > 24$  olan elementlerden meydana gelmişse, K karakteristik x - ışınlarının enerjisi kesilim enerjisinin üstündedir. Bu durumda enerjisi 5 keV'in üstünde olan fotonlar da izlenmelidir. Fotoelektrik etkileşmede bir K floresans fotonunun yayınlanma olasılığı

$$P_j = f_k w_k I_j \quad (1)$$

ile verilir. Burada j K geçişinin herhangi birini ifade eder.  $f_k$ , K tabakası elektronlarının katkıda bulunduğu fotoelektrik tesir kesitinin kesri;  $w_k$ , K floresans verimi ; ve  $I_j$  ise  $K_j$  geçişinin relatif frekansıdır. K floresans verimi için toplam olasılık

$$PF = \sum_{K \text{ geçişi}} P_j = f_k w_k \quad (2)$$

ve Auger verimi

$$PE = 1 - PF \quad (3)$$

şeklinde dir. Monte Carlo hesaplarında K - fotonlarından veya Auger elektronlarından birinin yayınlanıp yayınlanmadığına karar verebilmek için bir q rasgele sayı üretilir. Eğer

$$q \geq PF \quad (4)$$

ise atomun tekrar uyarılması ile meydana gelen Auger elektronlarının etkileşme yerinde tamamen soğurulduğu düşünülür ve böylece foton takibi sona erer. Diğer taraftan eğer

$$q < PF \quad (5)$$

ise karakteristik enerjiye sahip bir  $K_j$  fotonu yayınladığı ve gelen fotonla,  $K_j$  fotonu arasındaki enerji farkının etkileşme yerinde hemen soğurulduğu varsayılır. Floresans fotonu ise atomdan izotropik olarak yayınlanır. Yayınımın yönü aşağıda belirtildiği gibi izotropik dağılımdan örneklenir (Morin 1988).

#### İzotropik Açı Dağılımının Örneklenmesi:

Orijininde floresans foton yayıcı bir atom bulunan bir polar koordinat sistemi tanımlayalım. Bu sistemdeki üç eksenin yönelimi keyfi seçilebilir, çünkü floresans fotonun yayılım yönü gelen fotonun geliş yönünden bağımsızdır. Yayılımın yönü  $\theta$  polar açısı ve  $\phi$  azimut açısı ile tanımlanır. İzotropik bir dağılım için  $d\Omega$  katı açısı içine fotonun yayınlanma olasılığı ;

$$P(\theta, \phi)d\theta d\phi = \frac{d\Omega}{4\pi} = \frac{\sin \theta d\theta d\phi}{4\pi} \quad (6)$$

dir. Burada  $\theta$  ve  $\phi$  nin olasılık yoğunluk fonksiyonları sırasıyla;

$$P(\theta) = \frac{\sin \theta}{2} \quad (7)$$

$$P(\phi) = \frac{1}{2\pi} \quad (8)$$

dir. Buna göre, izotropik dağılımın rasgele bir yön takibinde, polar ve azimut açıları yukardaki dağılımlara ters dönüşüm yöntemi uygulanarak :

$$\cos \theta = 1 - 2q_1 \quad (9)$$

$$\phi = 2\pi q_2 \quad (10)$$

şeklinde bulunur. Burada  $q_1$  ve  $q_2$  birim aralıkta düzgün olarak dağılmış iki bağımsız rasgele sayıdır (Raeside 1976).



### Ek - 3. Ortalama Serbest Yol Uzunluğunun Belirlenmesi

Bir fotonun iki etkileşme arası gidebildiği ortalama uzaklığa "ortalama serbest yol" denir. Fotonun serbest yolu, toplam tesir kesitine dolayısı ile enerjisine bağlıdır.  $I_0$  şiddetindeki bir foton demeti  $x$  kalınlığındaki ortamı geçtiğinde şiddeti,

$$I = I_0 e^{-\mu_T x} \quad (1)$$

şeklinde üstel olarak azalır. Burada  $\mu_T$  ortamın, toplam lineer azalım katsayısı olarak bilinen birim uzunluk başına etkileşme olasılığıdır ve teşhis radyolojisinde

$$\mu_T = \mu_{Comp} + \mu_{Ray} + \mu_{Foto} \quad (2)$$

olarak verilir. Burada  $\mu_{Comp}$ ,  $\mu_{Ray}$  ve  $\mu_{Foto}$  sırası ile Compton saçılma, Rayleigh saçılma ve fotoelektrik soğurma için lineer azalım katsayılarıdır. Homojen bir ortam içersinde ilerleyen bir fotonun,  $x$  kadar yol aldıktan sonra etkileşme yapma olasılığı ;

$$q = \frac{\int_0^x I dx}{\int_0^\infty I dx} = \frac{\int_0^x I_0 e^{-\mu_T x} dx}{\int_0^\infty I_0 e^{-\mu_T x} dx} \quad (3)$$

ile verilir. (Hammersley and Handscomb 1964). İntegrali alıp,  $x$  yerine  $x$  konulduğunda :

$$q = 1 - e^{-\mu_T x} \quad (4)$$

bulunur. Buradan, ters dönüşüm yöntemi kullanılarak fotonun serbest yol uzunluğu için aşağıdaki bağıntı elde edilir (Rubinstein 1981):

$$x = -\frac{\ln(q)}{\mu_T} \quad (5)$$

Burada  $q$  bilgisayarda rasgele sayı üreticisi tarafından üretilen, 0 ile 1 arasında düzgün dağılmış bir sayıdır.

#### EK - 4. Koordinat Dönüşümleri

Çoklu etkileşme olayları için,  $(\theta, \varphi, r)$  küresel saçılma parametrelerinin kaynağın bulunduğu ilk kartezyen koordinat sistemine dönüştürülmesi gerekmektedir. Burada  $r$ ,  $n$ 'inci basamakta saçılmış fotonun serbest yolu, yani  $n$ 'inci etkileşme ile  $n+1$ 'inci etkileşme arasındaki mesafedir.  $n+1$ 'inci basamakta saçılma olayı olduğu zaman,  $n+1$ 'inci basamakta saçılan fotonun yayınlanma yönünü  $z+1$  eksenini kabul eden yeni bir koordinat sistemi tanımlanır. Bunun için  $n$ 'inci basamak koordinatlarında iki yer değiştirme söz konusudur. Birincisinde  $x_n - y_n$  düzlemi  $\varphi_{n+1}$  kadar  $z_n$  etrafında döner, böylece fotonun yer vektörünün yan bileşenleri  $x_{n+1}$  eksenini boyunca uzanır. İkincisinde  $x_{n+1} - z_n$  düzlemi  $\theta_{n+1}$  açısı kadar  $y_{n+1}$  eksenini etrafında döner, böylece  $n+1$ 'inci basamakta saçılmış fotonun yönü ile  $z+1$  eksen çizgisi aynı yöne yönelmiş olur. İkinci dönmede, foton yer vektörünün yanal bileşeni ( $x_{n+1}$  eksenini boyunca uzanan) sıfırdır. Bu yüzden  $n+1$ 'inci basamakta saçılan fotonların,  $n+1$ 'inci koordinat sistemindeki koordinatları  $x_{n+1} = 0$ ,  $y_{n+1} = 0$ ,  $z_{n+1} = r$  ve saçılma açıları  $\theta_{n+1}$ ,  $\varphi_{n+1}$  dir. Burada  $r$ ,  $n+1$  ile  $n+2$  etkileşme yeri arasındaki mesafedir.  $n+1$ 'inci koordinat sisteminden  $n$ 'inci koordinat sistemine dönüşüm yapmak için aşağıdaki dönüşüm matrisi kullanılır:

$$\begin{pmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta \cos \varphi & -\sin \varphi & \cos \varphi \sin \theta \\ \cos \theta \sin \varphi & \cos \varphi & \sin \theta \sin \varphi \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{n+1} \\ y_{n+1} \\ z_{n+1} \end{pmatrix} \quad (1)$$

Burada  $\theta$  ve  $\varphi$  açıları  $n+1$ 'inci olaya karşılık gelir.  $n+1$ 'inci sistemden  $n$ 'inci sisteme matris dönüşümünün  $M_n$  ile,  $n$ 'inci basamak saçılma koordinatlarının,  $j$ 'inci koordinat sisteminde  $C_j^N$  ile ifade edildiğini düşünelim. Örneğin  $C_2^3$ , ikinci basamak referans düzleminde, üçüncü basamaktan saçılmış fotonların etkileşme yerini işaret eder. Foton etkileşmesinin gerçek yerini saptayabilmek için, tüm bu koordinat sistemlerini kaynağın olduğu  $C_0$  koordinat sistemine dönüştürmek gerekir. Örneğin, üç kez saçılmış fotonların laboratuvar koordinatları (dördüncü etkileşme yeri)

$$C_0^3 = M_0[C_1^1] + M_0[M_1[C_2^2]] + M_0[M_1[M_2[C_3^3]]] \quad (2)$$

dir. Bir tek saçılma olayında saçılmış fotonun yer vektörünün yanal bileşenleri olmadığından ( $x=0, y=0$ ) matris dönüşümü,  $C_0^1 = M_0[C_1^1]$  bilinen dönüşüme indirgenir (Boone and Seibert 1988):

$$x_0 = r_1 \cos \varphi \sin \theta, \quad y_0 = r_1 \sin \theta \sin \varphi, \quad z_0 = r_1 \cos \theta \quad (3)$$

**EK -5. Saçılma Kesri ve TAR değerlerini Hesaplayan Monte Carlo Programı**

```

/*-----
su.h :lineer azalım katsayıları.
compton.h :compton Saçılması.
Rayleigh.h :Rayleigh saçılması.
AIR.h :Hava kütle soğurma katsayısı
MUWATER.h : Su kütle soğurma katsayıları
spectrum.c :Spektrum dataları

Set      Tup voltajı (KVp)      Toplam Filtrasyon      HVL
=====
1. ----- 50 ----- 2.5 ----- 1.74
2. ----- 60 ----- 1.5 ----- 1.55
3. ----- 60 ----- 2.0 ----- 1.83
4. ----- 60 ----- 2.5 ----- 2.07
5. ----- 70 ----- 2.0 ----- 2.11
6. ----- 70 ----- 2.5 ----- 2.38
7. ----- 80 ----- 2.0 ----- 2.42
8. ----- 80 ----- 2.5 ----- 2.74
9. ----- 80 ----- 3.0 ----- 3.03
10. ----- 90 ----- 2.0 ----- 2.76
11. ----- 90 ----- 2.5 ----- 3.11
12. ----- 90 ----- 3.0 ----- 3.43
13. ----- 100 ----- 2.5 ----- 3.50
14. ----- 110 ----- 2.5 ----- 3.90
15. ----- 120 ----- 2.5 ----- 4.31
16. ----- 85 ----- 2.5 ----- 2.75
17. ----- 75 ----- 2.5 ----- 2.40
=====*/

#include <stdlib.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#include <time.h>
#include <math.h>
#include <dos.h>
#include "su.h"
#include "compton.h"
#include "rayleigh.h"
#include "MUWATER.h"
#include "spectrum.c"
#define DTOR 1.745329252E-2
#define RTOD 57.29577951
#define RO 1.0
#define random_number_interval 32768.0

float huge com[90][180],huge ray[90][180];
float huge energy_of_scattered_photon[90][180];
double ppfrand(void);
short nfrom (register short lo,register short hi);
main()
{

```

```

FILE *pt, *tip, *scat;
struct time timep;
struct date datep;
double arg, angle, phi, theta, expo1, derin, dalan3, en1;
double x, y, z, xlast, ylast, zlast, pathlength, sum;
double energy, xx, yy, zz, su2, deni, dboyu, su3;
double factor, thickness, Ra, Rs, phik, dalan2, egim, direktdedektor;
double xprime, yprime, zprime, hold, smallscatter, dedektor;
double ten, Rc, Rr, incident_per_interaction_foton, it3, it2, uzaklik, duzlem;
double answer, en, xmax, count, absorbscatter, dalan1;
double many, bounce, primary, absorb, backscatter, expo, arp;
double zkev, mueff, mean, sum2, var, sigma, dalan, falan, dedekt_aci;
double comp1, ray1, fot1, sum7, su4, su7, su8, bcksum, suh, suh1, suh2;
double interaction_foton, topfoton, OA, kal2, HVL, zk, ft, ftt;
double alan, xscatter, ilerisacilma, hol, muef, dos, dos1, dos2, oran;
double compt, rayle, small, pmany, etkilesmeyen, xkacan, etkilesen, nm1, nm2, nm3;
double scsogurulan, sogurulan, gerikacan, eni, boyu, fantom_mesafesi;
float sine[361], cosine[361], ct[51], cp[51], st[51], sp[51];
float nal[90], bck[10][90], ex[90][21], exp[10][40];
float val[10][6], mal[10][12], rad[10][21];
unsigned long int nphotons, phot_amplitude, photons, phot, foton_sayisi;
double topla, ortalama_enerji, sum4, sum5, tenten, meff, hol2;
unsigned int iseed;
int kev, iteration, voltaj, ener, i1, gizem, tekrar, kal;
int ienergy, ntimes, itheta, iphi, i, j, k, ie, kvold, set;
char fname[50], fname1[50], fname7[50], fname8[50];
/*-----
Giriş parametreleri
-----*/
textcolor(YELLOW);
textbackground(RED);
clrscr();
sprintf( fname7, "SU" );
gotoxy(65,1);printf("NIYAZI MERIC");
gotoxy(33,1);printf("MONTE CARLO");
gettime(&timep);
getdate(&datep);
sprintf( fname8, "scatH.c");
if((scat = fopen( fname8, "w" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,15);printf("Lgraf2.c File'i acilamadi!!!");
goto END;
}
fprintf(scat, fname7);
fprintf(scat, "\n");
fprintf(scat, "KALINLIGA GÖRE SCATTER FRACTION\n");
fprintf(scat, "\n");
fprintf(scat, " cm      F      error \n");
fprintf(scat, "\n");
fclose( scat );
/* enerji ve HVL için yukardaki deney set numarasından birini girin ( 1 - 12 )*/
set = 7;

```

```

/* HVL değeri */
HVL = 2.42;
/*TUP VOLTAJI */
voltaj = 80 ;
/*DEMET ALANI(CM)*/
deni = 10.00;
dboyu = 10.00;
/* FANTOM KALINLIGI (CM)*/
thickness = 0.5;
/*FANTOM DIKEY UZUNLUGU(CM)*/
eni = 40.0;
/*FANTOM YATAY UZUNLUGU(CM)*/
boyu = 40.0;
/*KAYNAK-FANTOM MESAFESINI (CM)*/
fantom_mesafesi = 100.0;
/* Dedektor capı */
it2 = 5.08;
/* Fantom dedektor mesafesi */
duzlem = 5.0;
iseed = 32507;
/* iterasyon sayısı */
tekrar = 10;
sprintf( fname, "A%dSUH.c",il );
sprintf( fname1,"%dSUH.c",il );
clrscr();
if((pt = fopen(fname,"w" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,15);printf("enerji.c File'i acilamadi!!!");
goto END;
}
fprintf(pt,fname7 );
fprintf(pt,"\n");
fprintf(pt,"Baslama Tarih (d/m/y): %d/%d/%d
\n",datep.da_day,datep.da_mon,datep.da_year);
fprintf(pt,"Baslama Saati (h/m/s): %d/%d/%d
\n",timep.ti_hour,timep.ti_min,timep.ti_sec);
fprintf(pt,"Kaynak-Fantom mesafesi: %6.2f cm\t Random Seed:
%u\n",fantom_mesafesi,iseed);
fprintf(pt,"enerji:%d KVp Demet alani: %6.2f x %6.2f cm2 Fantom dedektor
mesafesi:%6.3f \n",voltaj,deni,dboyu,duzlem);
fprintf(pt,"iterasyon: %d HVL:%6.3f yogunluk:%6.3f Dedektor capı:%6.2f
Iterasyon:%d\n",tekrar,HVL,RO,it2,tekrar);
fprintf(pt,"Fantom boyutu :%6.2f X %6.2f x %6.2f\n",eni,boyu,thickness);
fprintf(pt,"-----\n");
fprintf(pt,"Enerji Absorption Primary Fore Scatter Back Scatter \n");
fprintf(pt,"(kVp) Mean S.D. Mean S.D. Mean S.D. Mean S.D. \n");
fprintf(pt,"-----\n");
fclose( pt );
if((tip = fopen( fname1,"w" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,15);printf("Lgraf2.c File'i acilamadi!!!");
goto END;
}

```

```

}
fprintf(tip,fname7 );
fprintf(tip,"\n");
fprintf(tip,"Kaynak-Fantom mesafesi: %6.2f cm\t Random Seed:
%u\n",fantom_mesafesi,iseed);
fprintf(tip,"enerji:%d KVp Demet alani: %6.2f x %6.2f cm2 \n ",voltaj,deni,dboyu);
fprintf(tip,"iterasyon:%d HVL:%6.3f\n",tekrar,HVL);
fprintf(tip,"Fantom boyutu :%6.2f X %6.2f x %6.2f\n",eni,boyu,thickness);
fprintf(tip," derinlige bagli olarak sogurulan enerji ve exposure \n");
fprintf(tip,"\n");
fprintf(tip," cm (Rad) (Rad/R) (TAR) Sigma F Faktor\n");
fclose( tip );
/* -----
sinüs ve cosinüs tablosu
-----*/
for (i=0; i<360; ++i) {
angle = i;
angle = angle * DTOR;
sine[i] = sin( angle );
cosine[i] = cos( angle );
}
/* -----
Rayleigh Saçılma Olasılığı
-----*/
gotoxy( 1,5 );
printf("Rayleigh Saçılma Olasılığı...");
for( ie = 10; ie <= voltaj; ++ie ) {
gotoxy( 50,5 ); printf("%3d kev",ie );
energy = ie;
for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
theta = j;
en = energy;
rayleigh( &theta,&en,&answer );
ray[ie][j] = answer;
if( answer > xmax ) xmax = answer;
}
factor = 16383. / xmax;
for( j=0; j<180; ++j ) ray[ie][j]=factor * ray[ie][j];
}
/* -----
Compton Saçılma Olasılığı
-----*/
gotoxy( 1,7 );
printf("Compton Saçılma olasılığı...");
for( ie = 10; ie<=voltaj; ++ie ) {
gotoxy( 50,7 ); printf("%3d kev",ie );
energy = ie;
for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
theta = j;
en = energy;
compton( &theta,&en,&answer );
com[ie][j] = answer;
}
}

```

```

if( answer > xmax ) xmax = answer;
energy_of_scattered_photon[ie][j] = en;
}
factor = 16383. / xmax;
for( j=0; j<180; ++j ) com[ie][j] = factor * com[ie][j];
}
/* -----
Farklı foton enerjileri üzerinden döngü
-----*/

clrscr();
if((dboyu > 0.0) && (deni > 0.0)) dalan = deni * dboyu;
else dalan = 0.01;
falan = eni * boyu;
it3 = it2 / 2.0 ;
uzaklik = fantom_mesafesi + thickness + duzlem ;
dedekt_aci = RTOD * atan( it3 / uzaklik );
for(j=0;j<=90;++j){
for(i=0; i <= 21;++i){
ex[j][i] = 0.0;
}
}
for(k=0;k<=10;++k){
for(i=0; i <= 40;++i){
rad[k][i] = 0.0;
exp[k][i] = 0.0;
}
}
for(i=0;i<=90;++i){
for(k=0; k <= 10;++k){
bck[k][i] = 0.0;
}
}
for(i=0; i <= 6;++i){
for(k=0;k<=10;++k){
val[k][i] = 0.0;
}
}
for(i=0; i<=12 ;++i){
for(k=0;k<=10;++k){
mal[k][i] = 0.0;
}
}
}
phot = 0;
fot1 = compl = ray1 = topla = tenten = 0.0;
gotoxy(60,8);printf("B.tarihi:%d/%d/%d\n",datep.da_day,datep.da_mon,datep.da_year);
gotoxy(60,10);printf("B.zamani:%d.%d.%d\n",timep.ti_hour,timep.ti_min,timep.ti_sec);
gotoxy(65,2);printf("NIYAZI MERIC\n");
gotoxy(33,2);printf("MONTE CARLO\n");
gotoxy(2,2);printf(fname7 );
gotoxy(26,20);printf("Fantom Alani :%6.2lf X %6.2lf cm2\n",eni,boyu);
gotoxy(19,22);printf("...PROGRAMI DURDURMAK ICIN CTRL-C TUSUNA
BASIN...\n");

```

```

gotoxy(1,4);
printf("Obje kalınlıgı:%5.2lf cm; Demet alanı:%5.2lf x %5.2lf
cm2;\n",thickness,deni,dboyu);
gotoxy(1,6);
printf("Kaynak-Fantom Mesafesi:%5.2lf cm; HVL:%6.3f\n",fantom_mesafesi,HVL);
gotoxy( 1,8 );
printf("Tup voltajı :%d \n",voltaj);
gotoxy(22,8);
printf("%3d inci Deney (deney sayısı:41)",(gizem-1));
for( iteration = 0; iteration < tekrar; ++iteration ) {
gotoxy( 45,13 ); printf("Iterasyon: %3d",iteration+1 );
ener = 0;
primary = absorb = absorbscatter = smallscatter = ilerisacilma = 0.0;
rayle = compt = topfoton = ten = direktdedektor = dedektor =0.0 ;
backscatter = many = bounce = xkacan = 0.0;
gerikacan = etkilesen = sogurulan = scsogurulan = xscatter = 0.0;
etkilesmeyen = pmany = small = 0.0;
for( i = 0; i <= voltaj; ++i ) {
nal[i] = 0.0;
}
/* Spektrum Döngüsü */
for (ienergy = 0; ienergy <= voltaj; ienergy += 1 ) {
switch(set)
{
case 1 :phot_amplitude = kV1[ienergy]; break;
case 2 :phot_amplitude = kV2[ienergy]; break;
case 3 :phot_amplitude = kV3[ienergy]; break;
case 4 :phot_amplitude = kV4[ienergy]; break;
case 5 :phot_amplitude = kV5[ienergy]; break;
case 6 :phot_amplitude = kV6[ienergy]; break;
case 7 :phot_amplitude = kV7[ienergy]; break;
case 8 :phot_amplitude = kV8[ienergy]; break;
case 9 :phot_amplitude = kV9[ienergy]; break;
case 10:phot_amplitude = kV10[ienergy];break;
case 11:phot_amplitude = kV11[ienergy];break;
case 12:phot_amplitude = kV12[ienergy];break;
case 13:phot_amplitude = kV13[ienergy];break;
case 14:phot_amplitude = kV14[ienergy];break;
case 15:phot_amplitude = kV15[ienergy];break;
case 16:phot_amplitude = kV16[ienergy];break;
case 17:phot_amplitude = kV17[ienergy];break;
default : ienergy = voltaj;
phot_amplitude = foton_sayisi;
}
gotoxy( 25,13 ); printf("Enerji: %3d",ienergy );
if( kbhit()!=0 ) {
if( getch()=='x' ) goto END;
}
gotoxy( 1,10 );
printf("%d keV de %lu foton \n",ienergy,phot_amplitude );
nphotons = phot_amplitude ;
if( nphotons==0 ){

```



```

goto NEWENERGY;
}
/* _____
foton döngüsü
_____*/
for( photons = 1; photons <= nphotons; ++photons ) {
++phot;
gotoxy( 31,17 ); printf("Foton: %lu ",phot);
gotoxy( 1,24 );clreol();
alan = OA = phik = xlast = ylast = zlast = theta = phi = itheta = x = y = z = 0.0;
ntimes =0;
energy = ienergy;
/*_____
fantom üzerine gelen foton örnekleniyor ve giriş koordinatları
hesaplanıyor.
_____*/
arg = ppfrand();
xlast = deni * ( arg - 0.5);
arg = ppfrand();
ylast = dboyu * (arg - 0.5);
alan = sqrt((xlast * xlast) + (ylast * ylast));
theta = RTOD * atan(alan / fantom_mesafesi);
OA = sqrt((fantom_mesafesi * fantom_mesafesi)+ (alan * alan));
itheta = theta;
zlast = OA * cosine[itheta ];
if(xlast == 0.0){
if(ylast > 0.0){
phi = 90.0;
goto DOLANDUR;
}
else
{
phi = 270.0;
goto DOLANDUR;
}
}
if(ylast == 0.0){
if(xlast >=0.0){
phi = 0.0;
goto DOLANDUR;
}
else
{
phi = 180.0;
goto DOLANDUR;
}
}
phik = RTOD * atan(ylast / xlast );
if( xlast > 0.0 ){
if( ylast > 0.0){
phi = phik;
}
}

```

```

else
{
phi = 360.0 + phik;
}
}
else
{
phi = 180.0 + phik;
}
z = zlast;
DOLANDUR:
itheta = theta;
iphi = phi;
kev = energy;
if( kev < 5 ) {
++small;
smallscatter = smallscatter + energy;
kal2 = (z - fantom_mesafesi);
kal = ceil(kal2);
dalan2 = deni * (z / fantom_mesafesi); /* derinlik alanı */
dalan3 = dboyu * (z / fantom_mesafesi);
if(( fabs(2 * x) < dalan2 ) && ( fabs(2 * y) < dalan3 )){
rad[iteration][kal] = rad[iteration][kal] + energy;
}
}
goto NEWPHOTON;
}
arg = ppfrand();
Ra = - log( arg ) / muphoto[kev];
arg = ppfrand( );
Rr = - log( arg ) / murayl[kev];
arg = ppfrand( );
Rc = - log( arg ) / mucomp[kev];
Rs = min( Rc,Rr );
pathlength = min( Ra,Rs );
/* -----
lab. koordinat sistemine geri dönüştürme
-----*/
ct[ ntimes ] = cosine[ itheta ];
cp[ ntimes ] = cosine[ iphi ];
st[ ntimes ] = sine[ itheta ];
sp[ ntimes ] = sine[ iphi ];
xprime = 0.0;
yprime = 0.0;
zprime = pathlength;
for( j=ntimes; j >= 0 ; -j ) {
k = j;
xx = xprime * ct[k] * cp[k] - yprime * sp[k] + zprime * cp[k] * st[k];
yy = xprime * ct[k] * sp[k] + yprime * cp[k] + zprime * st[k] * sp[k];
zz = xprime * -st[k] + zprime * ct[k];
xprime = xx;
yprime = yy;
zprime = zz;
}

```

```

}
x = xprime + xlast;
y = yprime + ylast;
z = zprime + zlast;
/* _____
Derinlik exposure
_____*/
kal2 = (z - fantom_mesafesi);
kal = ceil(kal2);
dalan2 = deni * (z / fantom_mesafesi); /* derinlik alanı */
dalan3 = dboyu * (z / fantom_mesafesi);
if( ( fabs(2.0 * x) <= dalan2 ) && ( fabs(2.0 * y) <= dalan3 ) ){
ener = energy;
ex[ener][kal] = ex[ener][kal] + 1.0;
}
if( z < (fantom_mesafesi) ) {
if( zprime != 0.0 ) egim = (fantom_mesafesi - zlast) / zprime;
xx = egim * xprime + xlast;
yy = egim * yprime + ylast;
if( ( fabs(xx) <= (deni / 2.0) ) || ( fabs(yy) <= (dboyu / 2.0) ) ){
ener = energy;
bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
}
}
if( z < fantom_mesafesi ) {
++gerikacan;
backscatter = backscatter + energy;
goto NEWPHOTON;
}
/* _____
kenarlardan kaçan fotonlar
_____*/
if( ( fabs(x) > (eni / 2.0) ) || ( fabs(y) > (boyu / 2.0) ) ){
++xkacan;
xscatter = xscatter + energy;
goto NEWPHOTON;
}
/* _____
Maddeyi z yönünde geçen foton (hiç etkileşmeden geçti)
_____*/
if( z > (thickness + fantom_mesafesi) ) {
if( ntimes == 0 ) {
++etkilesmeyen;
primary = primary + energy;
if( theta < dedekt_aci ){
/* _____
Dedektöre gelen foton
_____*/
++direktdedektor;
goto NEWPHOTON;
}
else

```

```

{
goto NEWPHOTON;
}
}
else
{
/*-----
sacildiktan sonra objeden z boyunda geçen foton
-----*/
++etkilesen;
ilerisacilma = ilerisacilma + energy ;
if( zprime !=0.0 ) egim = (uzaklik - zlast) / zprime;
xx = egim * xprime + xlast;
yy = egim * yprime + ylast;
arp = xx * xx + yy * yy;
mean = sqrt( arp ) ;
if( mean < it3 ){
/*-----
Dedektöre gelen foton
-----*/
++dedektor;
goto NEWPHOTON;
}
else
{
goto NEWPHOTON;
}
}
}
/*-----
Soğurulan foton (Foto Elektrik Olay)
-----*/
if( Ra < Rs ) {
if( ntimes == 0 ) {
++sogurulan;
absorb = absorb + energy;
kal2 = (z - fantom_mesafesi);
kal = ceil(kal2);
dalan2 = deni * (z / fantom_mesafesi); /* derinlik alanı */
dalan3 = dboyu * (z / fantom_mesafesi);
if( ( fabs(2.0 * x) <= dalan2 ) && ( fabs(2.0 * y) <= dalan3 ) ){
rad[iteration][kal] = rad[iteration][kal] + energy;
}
goto NEWPHOTON;
}
}
/* Foton Önce Saçıldı, sonra soğuruldu */
else {
++scsogurulan;
absorbscatter = absorbscatter + energy;
kal2 = (z - fantom_mesafesi);
kal = ceil(kal2);
dalan2 = deni * (z / fantom_mesafesi); /* derinlik alanı */

```

```

dalan3 = dboyu * (z / fantom_mesafesi);
if( fabs(2.0 * x) <= dalan2 ) && ( fabs(2.0 * y) <= dalan3 ){
rad[iteration][kal] = rad[iteration][kal] + energy;
}
goto NEWPHOTON;
}
}

/*-----
Saçılan foton
-----*/
else {
/* Foton saçıldı; Yeni saçılma parametrelerini Hesapla */
++ntimes;
if( ntimes > 50 ) {
++pmany;
many = many + energy;
goto NEWPHOTON;
}
iphi = nfrom( 0,359 );
phi = iphi;
/*-----
Compton Saçılması
-----*/
if( Rc < Rr ) {
++compt;
kvold = keV;
TEKRAR:
itheta = nfrom( 0,180 );
if( nfrom( 0,16383 ) > com[keV][itheta] ) goto TEKRAR;
zkev = energy_of_scattered_photon[kvold][itheta];
bounce = bounce + (energy-zkev);
kal2 = (z - fantom_mesafesi);
kal = ceil(kal2);
dalan2 = deni * (z / fantom_mesafesi); /* derinlik alanı */
dalan3 = dboyu * (z / fantom_mesafesi);
if( fabs(2.0 * x) <= dalan2 ) && ( fabs(2.0 * y) <= dalan3 ){
rad[iteration][kal] = rad[iteration][kal] + (energy - zkev);
}
energy = zkev;
}
/*-----
Rayleigh Saçılması
-----*/
else {
++rayle;
RTEKRAR:
itheta = nfrom( 0,180 );
if( nfrom( 0,16383 ) > ray[keV][itheta] ) goto RTEKRAR;
}
xlast = x;
ylast = y;
}
}

```

```

zlast = z;
theta = itheta;
goto DOLANDUR;
}
NEWPHOTON:      ;
}      /** Foton Dongusu **/
NEWENERGY:    ;
nal[ienergy] = phot_amplitude ;
}      /** spectrum dongusu **/
ten = primary + absorb + absorbscatter + bounce + backscatter + ilerisacilma +
smallscatter + many + xscatter ;
topfoton = gerikacan + etkilemeyen + etkilesen + sogurulan + scsogurulan + pmany +
small + xkacan ;
topla = topla + topfoton;
tenten = tenten + ten;
if( ten != 0.0 ) {
val[iteration][0] = smallscatter+absorb+absorbscatter+bounce; /*fantomda soğurulan
toplam enerji*/
val[iteration][1] = 100. * (smallscatter + absorb + absorbscatter + bounce) / ten;
val[iteration][2] = 100. * primary / ten; /* fantomdan saçılmadan geçen enerji*/
val[iteration][3] = 100. * ilerisacilma / ten; /* saçıldıktan sonra fantomu geçen enerji */
val[iteration][4] = 100. * backscatter / ten; /* backscatter enerji */
}
if( topfoton != 0.0 ) {
mal[iteration][0] = 100. * etkilesen / topfoton;
mal[iteration][1] = 100. * gerikacan / topfoton;
mal[iteration][2] = 100. * etkilemeyen / topfoton;
mal[iteration][3] = 100. * scsogurulan / topfoton;
mal[iteration][4] = 100. * xkacan / topfoton;
mal[iteration][5] = 100. * sogurulan / topfoton;
mal[iteration][6] = 100. * compt / topfoton;
mal[iteration][7] = 100. * rayle / topfoton ;
hold = etkilemeyen / topfoton;
if( hold !=0.0 ) mueff = log( hold ) / (-thickness);
mal[iteration][8] = mueff;
hol = (etkilesen + etkilemeyen) / topfoton;
if( hol !=0.0 ) muf = log( hol ) / (-thickness);
mal[iteration][10] = muf;
hol2 = etkilesen / topfoton;
if( hol2 !=0.0 ) meff = log( hol2 ) / (-thickness);
mal[iteration][9] = meff;
}
if((dedektor + direktdedektor) != 0.0 ) {
mal[iteration][11] = dedektor / ( dedektor + direktdedektor );
}
fot1 = fot1 + sogurulan;
compl = compl + compt;
ray1 = ray1 + rayle;
/* Fantomda derinlik f faktör hesabı */
for(j=1;j<=thickness; ++j){
sum7 = dalan1 = var = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){

```

```

x = sum4 = 0.0;
x = ex[i][j];
sum4 = air[i]*i*x;
su4 = water[i] * i * x;
var = var + su4;
sum7 = sum7 + sum4;
}
exp[iteration][j] = 0.873 * (var / sum7);
}
}    /** iterasyon Dongusu **/
sum = count = sum4 = x = 0.0;
sum5 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
x = nal[i];
sum4 = x * i;
sum = sum + sum4;
sum5 += x;
}
if( sum5 > 0.0 ) { ortalama_enerji = sum / sum5;
}
if((pt = fopen( fname,"a" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,10);printf("Lenerji.c File'i acilamadi!!!");
goto END ;
}
fprintf(pt," %6.2f ",ortalama_enerji );
for( i=1; i <= 4; ++i ) {
var = mean = sigma = sum = sum2 = count = x = 0.0;
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
x = val[k][i];
sum += x;
sum2 += (x * x);
++count;
}
if( count > 0.0 ) {
mean = sum / count;
var = (sum2 - ( sum * sum / count )) / ( count - 1.0 );
sigma = sqrt( var );
}
fprintf(pt," %6.3f %6.3f",mean,sigma );
}
fprintf(pt,"\\n\\n");

fprintf(pt,"-----\\n");
fprintf(pt,"                ( % )  \\n");
fprintf(pt,"                Mean  S.D.  Toplam \\n");
fprintf(pt,"-----\\n");
for( i=0; i <= 11; ++i ) {
mean = sigma = var = x = y = z = 0.0;
sum = sum2 = count = 0.0;
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
x = mal[k][i];

```

```

y = topfoton * x / 100.;
z += y;
sum += x;
sum2 += (x * x);
++count;
}
if( count > 0.0 ) {
z = z / count;
mean = sum / count;
var = (sum2 - ( sum * sum / count )) / ( count - 1.0 );
sigma = sqrt( var );
}
switch(i)
{
case 0: fprintf(pt,"Sacildiktan sonra fantomu ileri yonde gecen:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 1: fprintf(pt,"Geri Kacan Foton Sayisi()-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 2: fprintf(pt,"Etkilesmeden Fantomu Gecen Foton Sayisi()--:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 3: fprintf(pt,"Sacildiktan Sonra Sogurulan Foton Sayisi()-:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 4: fprintf(pt,"Fantom Kenarlarindan Kacan Foton Sayisi()-:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 5: fprintf(pt,"Foto Elektrik Olay()-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 6: fprintf(pt,"Compton Sacilmasi-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 7: fprintf(pt,"Rayleigh Sacilmasi-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 8: fprintf(pt,"Primary Atenuation coefficient-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 9: fprintf(pt,"Scatter Atenuation coefficient-----:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 10: fprintf(pt,"Primary + Scatter Atenuation coefficient---:%8.3f %8.3f
%8.3f\n",mean,sigma,z);break;
case 11: fprintf(pt,"Dedektor scatter fraction-----:%8.3f %8.3f
\n",mean,sigma);break;
default: fprintf(pt,"");
}
}
if((scat = fopen( fname8, "a" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,10);printf("Lgraf2.c File'i acilamadi!!!");
}
fprintf(scat,"%4.1f %8.3f %8.3f\n",thickness,mean,sigma);
fclose( scat );
interaction_foton = compl + ray1 + fot1;
incident_per_interaction_foton = interaction_foton / topla;
fprintf(pt,"Gelen Foton Basina Etkiles. Ort. Sayisi---:%8.3f
\n",incident_per_interaction_foton);

```



```

fprintf(pt,"Toplam Gelen Foton Sayisi-----:%6.1f < %lu =
%9.1f\n",topfoton,phot,topla);
fprintf(pt,"Toplam gelen Foton Enerjisi-----:%8.3f keV < %9.4f\n",ten,tenten);
/* Fantomun giriş noktasındaki exposure hesabı (havada)*/
sum = sum7 = y = dalan1 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
x = sum4 = 0.0;
x = nal[i];
sum4 = air[i]*i*x;
sum7 = sum7 + sum4;
}
sum = (1.602192E-11 / 0.873) * (1.0 / dalan) * sum7;
/*Fantomun giriş noktasındaki exposure hesabı
(fantom üzerinde ve backscatter dahil)*/
su7 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
nm2 = nm1 = bcksum = count = 0.0;
for(k=0;k<tekrar; ++k){
nm1 = bck[k][i];
nm2 += nm1;
++count;
}
if( count > 0.0 ) nm3 = nm2 / count;
x = su4 = 0.0;
x = nal[i] + nm3;
su4 = air[i]*i*x;
su7 = su7 + su4;
}
bcksum = (1.602192E-11 / 0.873) * (1.0 / dalan) * su7;
/*Fantomun çıkış noktasındaki exposure hesabı (havadaki exposure göre) */
y = (fantom_mesafesi+thickness)*(fantom_mesafesi+thickness);
dalan1 = (fantom_mesafesi * fantom_mesafesi) / y ;
expo = dalan1 * sum;
/*Fantomun çıkış noktasındaki exposure hesabı (backscatter dahil)*/
expol = dalan1 * bcksum;
/* fantomda soğurulan toplam doz.Fantomda soğurulan toplam enerji
toplam fantom kütlesine bölünerek elde edildi. */
sum5 = dos = dos1 = dos2 = oran = x = mean = var = sigma = 0.0;
count = 0.0;
for(k = 0; k< tekrar; ++k){
sum5 = val[k][0];
dos1 = dos1 + sum5;
++count;
}
if( count > 0.0 ) {
dos2 = dos1 / count;
}
}
dos = (dos2 / (RO * falan * thickness)) * 1.602192E-11 ;
if(sum > 0.0) oran = dos / sum;
if(bcksum > 0.0) su8 = dos / bcksum;
fprintf(pt,"-----\n");
fprintf(pt,"Fantom Giriş Exposure(Havada)-----: %6.3E R \n",sum);

```

```

fprintf(pt,"Fantom cikis Exposure(Havada)-----: %6.3E R\n",expo);
fprintf(pt,"Fantom giris Exposure(Backscatter dahil)---: %6.3E R\n",bcksum);
fprintf(pt,"Fantom cikis Exposure(Backscatter dahil)---: %6.3E R\n",expo1);
fprintf(pt,"Fantomda sogurulan Toplam Enerji-----: %6.3E (Kev)\n",dos2);
fprintf(pt,"Fantomda sogurulan doz (Tum Kutke)-----: %6.3E (Rad)\n",dos);
fprintf(pt,"C.faktor (Giris Ex.,tum kutle,bcksct haric): %6.3f (Rad/R)\n",oran);
fprintf(pt,"C.faktor (Giris Ex.,Tum kutle,bcksct dahil): %6.3f (Rad/R)\n",su8);
fclose( pt );
if((tip = fopen( fname1,"a" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,10);printf("Lgraf2.c File'i acilamadi!!!");
}
/* maddenin F faktoru */
var = 0.0;
for( i = 0 ; i <= voltaj ; ++i){
su3 = su4 = 0.0;
su3 = nal[i];
su4 = water[i] * i * su3;
var = var + su4;
}
su2 = 0.0;
for( i = 0 ; i <= voltaj ; ++i){
su3 = su4 = 0.0;
su3= nal[i];
su4 = air[i] * i * su3;
su2 = su2 + su4;
}
sigma = 0.873 * (var / su2 );
en = 0.873 * sum;
mean = sigma * bcksum;
oran = mean / en;
dos1 = mean / sum;
fprintf(tip," 0.0          %6.3f  %6.3f          %6.3f\n",dos1,oran,sigma);
/* Merkezi eksen derinlik dozu */
sum5 = en = mean = sigma = 0.0;
for( i = 1; i <= (1.0 * thickness); ++i ) {
var = mean = sigma = su2 = sum2 = sum4 = su3 = su4 = en = suh = suh1 = 0.0;
count = x = derin = z = y = dos1 = oran = dalan1 = en1 = ft = ftt = 0.0;
en = i ;
en1 = en - 0.5;
derin = (fantom_mesafesi + en1) * (fantom_mesafesi + en1);
dalan1 = (fantom_mesafesi * fantom_mesafesi) / derin;
z = dalan1 * sum; /* derinlik exposure */
zk = 0.873 * dalan1 * sum; /* derinlik havadaki doz */
dalan2 = dalan * (derin / (fantom_mesafesi * fantom_mesafesi)); /* derinlik alanı */
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
x = rad[k][i];
dos1 = (x / (RO * dalan2 * 1.0)) * (1.602192E-11);
sum4 += x;
su2 += dos1 ;
su3 = dos1 / z;
suh = dos1 / zk;
}
}

```

```

suh1 += suh;
su4 += su3;
sum2 += (su3 * su3);
y = exp[k][i];
ft += y;
++count;
}
if( count > 0.0 ) {
mean = su2 / count;
oran = su4 / count ;
suh2 = suh1 / count;
ftt = ft / count;
var = (sum2 - ( su4 * su4 / count )) / ( count - 1.0 );
sigma = sqrt( var );
}
fprintf(tip, " %4.1f %6.3E      %6.3f %6.3f %6.3f %6.3f
\n",en,mean,oran,suh2,sigma,ftt);
}
fprintf(tip, "\n\n");
fclose( tip );
x = y = z = 0.0;
goto GIRIS ;
END: ;
clrscr();
gotoxy(7,2); printf("Baslama Tarih (d/m/y): %d/%d/%d
\n",datep.da_day,datep.da_mon,datep.da_year);
gotoxy(45,2);printf("Baslama Saati (h/m/s): %d/%d/%d
\n",timep.ti_hour,timep.ti_min,timep.ti_sec);
gettime(&timep);
getdate(&datep);
gotoxy(7,3); printf("Bitis Tarih (d/m/y): %d/%d/%d
\n",datep.da_day,datep.da_mon,datep.da_year);
gotoxy(45,3);printf("Bitis Saati (h/m/s): %d/%d/%d
\n",timep.ti_hour,timep.ti_min,timep.ti_sec);
gotoxy(14,6);printf("PRAD Programinin Sonu\n");
gotoxy(14,8); printf("1 - Enerji ve Analiz datalari %s file inda birikti \n",fname);
gotoxy(14,12);printf("2 - (Rad / Exposure) sonuclari %s file inda \n",fname1);
return 0 ;
} /* end of program */
double ppfrand()
{
double ret;
int j,rand();
j = rand();
if( j==0 ) j = 1;
ret = j / random_number_interval;
return( ret );}
short nfrom ( lo, hi )
register short lo, hi;{
register short nb = hi - lo + 1;
return (rand() % nb + lo);
}

```

**EK - 6. Rayleigh Saçılması**

Subroutin: rayleigh.c

#include &lt;math.h&gt;

```
double FH[30] = {1E-0,9.9945E-1,9.9779E-1,9.9504E-1,9.9121E-1,9.8632E-1,
9.8039E-1,9.6554E-1,9.4693E-1,8.9987E-1,8.4238E-1,8.1082E-1,7.2711E-1,
6.4129E-1,5.5811E-1,4.8078E-1,3.4974E-1,2.5127E-1,1.3044E-1,7.0592E-2,
4.0325E-2,2.4285E-2,1.5335E-2,1.0091E-2,6.8811E-3,2.9947E-3,1.4937E-3,
4.8903E-4,2.0353E-4,9.9016E-5 };
```

```
double FO[30] = {8.0,7.9974,7.9912,7.9814,7.9669,7.9484,7.9259,7.98692,
7.7974,7.6117,7.3767,7.2441,6.8748,6.4698,6.0466,5.6197,4.8047,4.0858,
3.0031,2.3351,1.9445,1.7132,1.5667,1.4623,1.3763,1.1820,9.9610E-1,6.72E-1,
4.4170E-1,3.1840E-1 };
```

```
double X[30] = {0.0,5.E-3,1.E-2,1.5E-2,2.0E-2,2.5E-2,3.0E-2,4.0E-2,
5.0E-2,7.0E-2,9.0E-2,1.0E-1,1.25E-1,1.50E-1,1.75E-1,2.0E-1,2.50E-1,
3.0E-1,4.0E-1,5.0E-1,6.0E-1,7.0E-1,8.0E-1,9.0E-1,1.0,1.25,1.50,2.00,
2.50,3.00 };
```

#define DTOR 1.745329252E-2

#define CONST 8.065654427E-2

#define NORMALIZE 7.575757576E-3

void rayleigh(double \*theta,double \*energy,double \*answer)

```
{
int i,k;
double thetar;
double arg,hold1,hold2,slope,answer1,answer2;
if( *energy < 10. ) {
*answer = 0;
}
/** calculate (1 + cos(theta)**2) ***/
thetar = *theta * DTOR;
hold2 = cos( thetar );
hold2 = (1.0 + (hold2 * hold2) );
arg = sin( thetar * 0.5 ) * *energy * CONST;
if( arg > 3.0 ) {
*answer = 0.0;
goto END;
}
for( i=0; i<29; ++i ) {
k = i;
if( (arg >= X[i] ) && ( arg < X[i+1] ) ) break;
}
slope = (FH[k+1] - FH[k] ) / (X[k+1] - X[k] );
hold1 = ( arg - X[k] );
answer1 = FH[k] + slope * hold1;
slope = (FO[k+1] - FO[k] ) / (X[k+1] - X[k] );
hold1 = ( arg - X[k] );
answer2 = FO[k] + slope * hold1;
*answer = sin( thetar ) * hold2 * (2.0 * (answer1*answer1) + (answer2*answer2) );
END: ;
```

**EK-7. Compton Saçılması**

Subroutin: compton.c

#include &lt;math.h&gt;

```
double SH[30] = {0.,1.1047E-3,4.4098E-3,9.888E-3,1.7494E-2,2.7167E-2,
3.8828E-2,6.7731E-2,1.0332E-1,1.9024E-1,2.9039E-1,3.4257E-1,4.7131E-1,
5.8874E-1,6.8851E-1,7.6885E-1,8.7768E-1,9.3687E-1,9.8298E-1,9.9502E-1,
9.9837E-1,9.9941E-1,9.9977E-1,9.9990E-1,9.9995E-1,9.9999E-1,1.,1.,1.,1.};
double SO[30] = {0.,3.0E-3,1.1E-2,2.53E-2,4.48E-2,6.98E-2,1.0010E-1,1.7610E-1,
2.71E-1,5.1370E-1,8.1180E-1,9.77E-1,1.4199,1.8850,2.3497,2.7990,3.6135,
4.2930,5.2570,5.8280,6.1750,6.4110,6.5960,6.7550,6.9010,7.2159,7.4620,
7.7642,7.8999,7.9570};
```

```
double XX[30] = {0.0,5.E-3,1.E-2,1.5E-2,2.0E-2,2.5E-2,3.0E-2,4.0E-2,
5.0E-2,7.0E-2,9.0E-2,1.0E-1,1.25E-1,1.50E-1,1.75E-1,2.0E-1,2.50E-1,
3.0E-1,4.0E-1,5.0E-1,6.0E-1,7.0E-1,8.0E-1,9.0E-1,1.0,1.25,1.50,2.00,
2.50,3.00};
```

#define DTOR 1.745329252E-2

#define CONST 8.065654427E-2

#define RESTMASS 511.0

void compton(double \*theta,double \*energy,double \*answer)

{

int i,k;

double thetar;

double arg,hold,hold1,hold2,hold3,alpha,slope,answer1,answer2;

if( \*energy &lt; 10. ) {

\*energy = 0.0;

\*answer = 0.0;

}

/\*\* Klein Nishina hesaplanıyor\*\*/

thetar = \*theta \* DTOR;

alpha = \*energy / RESTMASS;

hold1 = 1. + alpha \* (1. - cos( thetar ));

hold2 = 1.0 / hold1;

hold3 = sin( thetar );

hold3 = hold3 \* hold3;

hold = (hold2\*hold2) \* (hold1+hold2-hold3);

arg = sin( thetar \* 0.5 ) \* \*energy \* CONST;

for( i=0; i&lt;29; ++i ) {

k = i;

if( (arg &gt;= XX[i]) &amp;&amp; (arg &lt; XX[i+1]) ) break;

}

slope = (SH[k+1] - SH[k]) / (XX[k+1] - XX[k]);

hold1 = ( arg - XX[k] );

answer1 = SH[k] + slope \* hold1;

slope = (SO[k+1] - SO[k]) / (XX[k+1] - XX[k]);

hold1 = ( arg - XX[k] );

answer2 = SO[k] + slope \* hold1;

\*energy = \*energy \* hold2;

\*answer = sin( thetar ) \* hold \* (2.0 \* (answer1) + (answer2));

**EK - 8. Sol-Sağ Durumda Göz Dozu İçin Monte Carlo Programı**

```

/*-----
mubone.h :kemik lineer azalim katsayilari.
mutissue.h :yumuşak doku lineer azalim katsayilari.
compbone.h :kemik compton S faktorleri.
comptissue.h :yumuşak doku compton S faktorleri.
Raybone.h :kemik Form faktorleri.
Raytissu.h :yumuşak doku Form faktorleri.
AIR.h :Hava kutle sogurma katsayısı
spectrum.c :2.5 mm aliminyum kalınlığındaki spectrumlar

RAYLEIGH:RAYBONE,RAYTISSUE
COMPTON:COMPBONE,COMTISSU
MUPHOTO:MUPHBO,MUPHTS
MURAYLY:MURAYLBO,MURAYTS
MUCOMPTON:MUCOMPBO,MUCOMPTS
-----*/

#include <stdlib.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#include <time.h>
#include <math.h>
#include <dos.h>
#include "muskltal.h"
#include "musftis.h"
#include "muskin.h"
#include "subray.h"
#include "subcomp.h"
#include "spectrum.c"
#define DTOR 1.745329252E-2
#define RTOD 57.29577951
#define RO 1.105
#define random_number_interval 32768.0
float huge com[100][180],huge ray[100][180];
float huge energy_of_scattered_photon[100][180];
float huge com2[100][180],huge ray2[100][180];
float huge energy_of_scattered_photon2[100][180];
float huge com3[100][180],huge ray3[100][180];
float huge energy_of_scattered_photon3[100][180];
float ppfrand(void) ;
short nfrom (register short lo,register short hi );

main()
{
FILE *pt;
float arg,angle,phi,theta,kafakacan,merkez,ybgeri,ykgeri;
float x,y,z,xlast,ylast,zlast,pathlength,sum,su7,nm2,nm1,bcksum,nm3,su4;
float energy,xx,yy,zz,kac1,kac2,kac3,kac4,kac5,kac6,kac7,kac8,kac9,kac10;
float factor,Ra,Rs,kemik,kac11,kac12,kac13,kac14,kac15,kac16,kac17;
float xprime,yprime,zprime,smallscatter,k1,k2,k3,t1,t2,ymax,sayen;
float ten,Rc,Rr,kok,vgoz,sgoz,saggoz,solgoz,kac18,kac19,kac20,kac21;
float answer,en,xmax,count,absorbscatter,kac22,beyin,eni,y,boyux;

```

```

float many,bounce,absorb,AA,BB,primary,scatter,kac23,exposag,exposol;
float zkev,mean,sum2,var,sigma,dalan,phik,kok2,zl,zk,nk,girdoz,derdoz;
float AH,BH,CH1,hacimyu,yumkem,ybileri,ykileri,dalan1,exalan;
float sum7,ogoz,tgoz,deri,dkemik,doku,goze,fan_mes,eni,boyu;
float alan,dos,dos1,dos2,oran,topfoton,kafatasi,yuz,gozler;
float compt1,compt2,compt3,rayle1,rayle2,rayle3,small,pmany,say;
float scsogurulan,sogurulan,gerikacan,exposure,ciksum,su8,HVL,HVL1;
float sine[361],cosine[361],ct[50],cp[50],st[50],sp[50];
float mal[10][25],nal[100],bck[10][100],ileri[10][100];
float toplu,ortalama_enerji,sum4,sum5,tenten;
unsigned long int nphotons,phot_amplitude,photons,phot,foton_sayisi;
unsigned int iseed;
int kev,iteration,voltaj,tekrar,ener,by;
int ienergy,ntimes,itheta,iphi,i,j,k,ie,kvold,ortam,set;
char fname[50],fname7[50];

```

```
/*-----*
```

### Giriş parametreleri

```
*/
```

```

textcolor(YELLOW);
textbackground(RED);
clrscr();
gotoxy(65,1);printf("NIYAZI MERIC");
gotoxy(33,1);printf("MONTE CARLO");
sprintf( fname7,"GOZ (LATERAL)\n" );
gotoxy(12,4);printf(fname7);
gotoxy(15,8);printf("BU PROGRAMDA GOZ ICIN 1 TANE DENEY SET
EDILMISTIR. ");
gotoxy(15,9);printf("TAHMINI CALISMA SURESI 60 DAKIKADIR. ");
gotoxy(15,10);printf("CALISMA SIRASINDA BIR AKSAKLIK OLURSA VEYA
BILGISAYARI");
gotoxy(15,11);printf("KULLANMAK ISTEDIGINIZDE CTRL-C TUSUNA
BASIN.DAHA SONRA EN");
gotoxy(15,12);printf("SON CALISILAN DENEY NUMARASINI TEKRAR GIRIN.");
gotoxy(15,13);printf("HER BIR DENEY SONUCUNDA 1 DOSYA
OLUSUR.LUTFEN SIMDI DENEY ");
gotoxy(15,14);printf("NUMARASINI GIRIN VE ENTER TUSUNA BASIN. ");
set = 8;
HVL = 2.50;
HVL1 = 2.74;
/*UP VOLTAJI voltaj */
voltaj = 80 ;
/*KAYNAK-FANTOM MESAFESINI (CM)*/
kemik = 0.9;
iseed = 32507;
tekrar = 10;
foton_sayisi = 10000L;
fan_mes = 76.0;
/* kafaya giriş alanı eni = y, boyu = x */
boyu = 25.0 ;
eni = 25.0;
by = boyu;
dalan = eni * boyu;

```

```

sprintf( fname, "%dla%d.c", voltaj,by);
clrscr();
if((pt = fopen(fname,"w" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,15);printf("enerji.c File'i acilamadi!!!");
goto END;
}
fprintf(pt,fname7 );
fprintf(pt,"\n");
fprintf(pt,"Toplam Filtrasyon : %6.2f  HVL: %6.2f\n ",HVL,HVL1);
fprintf(pt,"enerji:%d kVp  isinlama alani : %6.2f x %6.2f cm2 kemik : %4.2f cm
iterasyon: %d\n          ", voltaj,boyu,eni,kemik,tekrar);
fprintf(pt,"===== \n");
fprintf(pt,"          ( % ) \n");
fprintf(pt,"          Mean  S.D. \n");
fprintf(pt,"===== \n");
fclose( pt );
/* -----
sinus ve cosinus tablosu
-----*/
for (i=0; i<360; ++i ) {
angle = i;
angle = angle * DTOR;
sine[i] = sin( angle );
cosine[i] = cos( angle );
}
/* -----
deri için rayleigh ve compton acıları hesaplanıyor
-----*/
gotoxy( 1,5 );
printf("skin Rayleigh Sacilma Olasiligi...");
for( ie = 10; ie <= voltaj; ++ie ) {
gotoxy( 58,5 ); printf("%3d kev",ie );
energy = ie;
for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
theta = j;
en = energy;
rayskin( &theta,&en,&answer );
ray[ie][j] = answer;
if( answer > xmax ) xmax = answer;
}
factor = 16383. / xmax;
for( j=0; j<180; ++j ) ray[ie][j]=factor*ray[ie][j];
}
gotoxy( 1,7 );
printf("skin compton Sacilma olasiligi...");
for( ie = 10; ie<=voltaj; ++ie ) {
gotoxy( 58,7 ); printf("%3d kev",ie );
energy = ie;
for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
theta = j;
en = energy;

```



```

comskin( &theta,&en,&answer );
com[ie][j] = answer;
if( answer > xmax ) xmax = answer;
energy_of_scattered_photon[ie][j] = en;
}
factor = 16383. / xmax;
for( j=0; j<180; ++j ) com[ie][j] = factor * com[ie][j];
}

```

```

/* -----
iskelet için rayleigh ve compton acıları hesaplanıyor
----- */

```

```

gotoxy( 1,9 );
printf("skeletal tissue Rayleigh Sacilma Olasiligi...");
for( ie = 10; ie <= voltaj; ++ie ) {
    gotoxy( 58,9 ); printf("%3d kev",ie );
    energy = ie;
    for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
        theta = j;
        en = energy;
        rayskeletal( &theta,&en,&answer );
        ray2[ie][j] = answer;
        if( answer > xmax ) xmax = answer;
    }
    factor = 16383. / xmax;
    for( j=0; j<180; ++j ) ray2[ie][j]=factor * ray2[ie][j];
}

gotoxy( 1,11 );
printf("Skeletal tissue Compton Sacilma olasiligi...");
for( ie = 10; ie<=voltaj; ++ie ) {
    gotoxy( 58,11); printf("%3d kev",ie );
    energy = ie;
    for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
        theta = j;
        en = energy;
        comskeletal( &theta,&en,&answer );
        com2[ie][j] = answer;
        if( answer > xmax ) xmax = answer;
        energy_of_scattered_photon2[ie][j] = en;
    }
    factor = 16383. / xmax;
    for( j=0; j<180; ++j ) com2[ie][j] = factor * com2[ie][j];
}
}

```

```

/* -----
yumuşak doku için rayleigh ve compton acıları hesaplanıyor
----- */

```

```

gotoxy( 1,13 );
printf("Soft tissue Rayleigh Sacilma Olasiligi...");
for( ie = 10; ie <= voltaj; ++ie ) {
    gotoxy( 58,13 ); printf("%3d kev",ie );
    energy = ie;
    for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
        theta = j;

```

```

        en = energy;
        raystse( &theta,&en,&answer );
        ray3[ie][j] = answer;
        if( answer > xmax ) xmax = answer;
    }
    factor = 16383. / xmax;
    for( j=0; j<180; ++j ) ray3[ie][j]=factor*ray3[ie][j];
}
gotoxy( 1,15 );
printf("Soft tissue compton Sacilma olasiligi...");
for( ie = 10; ie<=voltaj; ++ie ) {
    gotoxy( 58,15 ); printf("%3d kev",ie);
    energy = ie;
    for( xmax=0.0,j=0; j<180; ++j ) {
        theta = j;
        en = energy;
        comstse( &theta,&en,&answer );
        com3[ie][j] = answer;
        if( answer > xmax ) xmax = answer;
        energy_of_scattered_photon3[ie][j] = en;
    }
    factor = 16383. / xmax;
    for( j=0; j<180; ++j ) com3[ie][j] = factor * com3[ie][j];
}

/* -----
Farkli foton enerjileri uzerinden dongu
----- */

clrscr();
for(i=0; i<=25 ;++i){
for(k=0;k<=10;++k){
mal[k][i] = 0.0;
}
}
for(i=0; i<=100 ;++i){
for(k=0;k<=10;++k){
bck[k][i] = 0.0;
ileri[k][i] = 0.0;
}
}
boyux = boyu / 2.0;
eniy = eni / 2.0;
dalan1 = (dalan) * ((fan_mes + 16.0) * (fan_mes + 16.0)) / (fan_mes * fan_mes);
merkez = 8.0 + fan_mes;
ykgeri = ybgeri = merkez ;
ykileri = ybileri = merkez;
phot = 0;
topla = tenten = 0.0;
gotoxy(65,2);printf("NIYAZI MERIC\n");
gotoxy(36,2);printf("MONTE CARLO\n");
gotoxy(2,2);printf(fname7);

```

```

gotoxy(1,6);printf("kemik kalinligi: %4.2f cm iterasyon sayisi: %d
iseed:%d\n",kemik,tekrar,iseed);
gotoxy(19,22);printf("...PROGRAMI DURDURMAK ICIN CTRL-C TUSUNA
BASIN...\n");
gotoxy( 1,8 );
printf("Tup voltaji :%d \n",voltaj );
gotoxy(22,8);
printf(" HVL:%6.3fn",HVL);
gotoxy( 25,20 ); printf("Demet alani: %6.2f x %6.2f cm",boyu,eni);
for( iteration = 0; iteration < tekrar; ++iteration ) {
gotoxy( 45,13 ); printf("Iterasyon: %3d",iteration+1 );
absorb = absorbscatter = smallscatter = xmax = ymax = derdoz = girdoz = 0.0;
rayle1 = rayle2 = rayle3 = compt1 = topfoton = ten = alan = beyin = say = 0.0;
kafakacan = many = bounce = compt2 = compt3 = exalan = answer = sayen = 0.0;
gerikacan = sogurulan = scsogurulan = dkemik = deri = doku = kafatasi = yuz = gozler =
0.0;
pmany = small = saggoz = solgoz = primary = scatter = gerikacan = 0.0;
for( i = 0; i <= voltaj; ++i ) {
nal[i] = 0.0;
}
for( ienergy = 0; ienergy <= voltaj; ienergy += 1 ) { /* enerji dongusu */
switch(set)
{
case 1 :phot_amplitude = kV1[ienergy]; break;
case 2 :phot_amplitude = kV2[ienergy]; break;
case 3 :phot_amplitude = kV3[ienergy]; break;
case 4 :phot_amplitude = kV4[ienergy]; break;
case 5 :phot_amplitude = kV5[ienergy]; break;
case 6 :phot_amplitude = kV6[ienergy]; break;
case 7 :phot_amplitude = kV7[ienergy]; break;
case 8 :phot_amplitude = kV8[ienergy]; break;
case 9 :phot_amplitude = kV9[ienergy]; break;
case 10:phot_amplitude = kV10[ienergy];break;
case 11:phot_amplitude = kV11[ienergy];break;
case 12:phot_amplitude = kV12[ienergy];break;
case 13:phot_amplitude = kV13[ienergy];break;
case 14:phot_amplitude = kV14[ienergy];break;
case 15:phot_amplitude = kV15[ienergy];break;
case 16:phot_amplitude = kV16[ienergy];break;
case 17:phot_amplitude = kV17[ienergy];break;
default : ienergy = voltaj;
phot_amplitude = foton_sayisi;
}
gotoxy( 25,13 ); printf("Enerji: %3d",ienergy );
if( kbhit()!=0 ) {
if( getch()=='x' ) goto END;
}
gotoxy( 1,10 );
printf("%d keV de %lu foton \n",ienergy,phot_amplitude );
nphotons = phot_amplitude ;
if( nphotons==0 ){
goto NEWENERGY;}
}

```

```

/* -----
Verilen bir ilk enerjide, butun fotonlar uzerinden dongu
-----*/

for( photons = 1; photons <= nphotons; ++photons ) {
  ++phot;
  gotoxy( 31,17 ); printf("Foton: %lu ",phot);
  gotoxy( 1,24 );clreol();
  ntimes = 0;
  x = y = z = xlast = ylast = zlast = phi = theta = 0.0;
  energy = ienergy;
  ortam = 1;
}

/* -----
fantom uzerine gelen foton ornekleniyor ve koordinatlari
hesaplaniyor.(Demet capı, fantom uzerine gelen)
SOL - SAĞ (FOTON -Z EKSENİNDEN GELİYOR)
-----*/

arg = ppfrand();
xlast = boyu * ( arg - 0.5);
arg = ppfrand();
ylast = eni * (arg - 0.5);
alan = sqrt((xlast * xlast) + (ylast * ylast));
if(ylast > 0.0){
  nm1 = (xlast / 10.0) * (xlast / 10.0);
  nm2 = (ylast / 7.15) * (ylast / 7.15);
  kac4 = nm1 + nm2;
  if(kac4 > 1.0 ){
    ++say;
    sayen = sayen + energy;
    ener = energy;
    bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
    goto NEWPHOTON;
  }
  else
  {
    nm3 = 1.0 - (nm1 + nm2);
    zlast = merkez - (8.0 * sqrt(nm3));
  }
}
else
{
  nm1 = (xlast / 10.0) * (xlast / 10.0);
  if(nm1 > 1.0 ){
    ++say;
    sayen = sayen + energy;
    ener = energy;
    bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
    goto NEWPHOTON;
  }
  nm2 = 1.0 - nm1;
  zlast = merkez - (8.0 * sqrt(nm2));
}
theta = RTOD * atan(alan / zlast);

```

```

answer = 4.0 * (xlast * ylast);
if( answer > exalan ) exalan = answer;
if( xlast > xmax ) xmax = xlast;
if( ylast > ymax ) ymax = ylast;
if(xlast == 0.0){
if(ylast > 0.0){
phi = 90.0;
goto DOLANDUR;
}
else
{
phi = 270.0;
goto DOLANDUR;
}
}
if(ylast == 0.0){
if(xlast >=0.0){
phi = 0.0;
goto DOLANDUR;
}
else
{
phi = 180.0;
goto DOLANDUR;
}
}
phik = RTOD * atan(ylast / xlast );
if( xlast > 0.0 ){
if( ylast > 0.0){
phi = phik;
}
else
{
phi = 360.0 + phik;
}
}
else
{
phi = 180.0 + phik;
}
DOLANDUR:
if( kbhit()!=0 ) {
if( getch()=='x' ) goto END;
}
itheta = theta;
iphi = phi;
kev = energy;
if( kev < 5 ) {
++small;
smallscatter = smallscatter + energy;
goto NEWPHOTON;
}

```

```

switch(ortam)
{
case 1 : /* SKIN TISSUE */
arg = ppfrand();
Ra = - log( arg ) / muphskin[kev];
arg = ppfrand( );
Rr = - log( arg ) / murayskin[kev];
arg = ppfrand( );
Rc = - log( arg ) / mucompskin[kev];
Rs = min( Rc,Rr );
pathlength = min( Ra,Rs );
break;
case 2 : /* SKELETAL TISSUE */
arg = ppfrand();
Ra = - log( arg ) / muphskl[kev];
arg = ppfrand( );
Rr = - log( arg ) / murayskl[kev];
arg = ppfrand( );
Rc = - log( arg ) / mucomskl[kev];
Rs = min( Rc,Rr );
pathlength = min( Ra,Rs );
break;
case 3 : /* SOFT TISSUE */
arg = ppfrand();
Ra = - log( arg ) / muphym[kev];
arg = ppfrand( );
Rr = - log( arg ) / murayym[kev];
arg = ppfrand( );
Rc = - log( arg ) / mucompym[kev];
Rs = min( Rc,Rr );
pathlength = min( Ra,Rs );
break;
}
}

/* -----
lab coordinat sistemine geri donusturme
----- */

ct[ ntimes ] = cosine[ itheta ];
cp[ ntimes ] = cosine[ iphi ];
st[ ntimes ] = sine[ itheta ];
sp[ ntimes ] = sine[ iphi ];
xprime = 0.0;
yprime = 0.0;
zprime = pathlength;
for( j=ntimes; j >= 0 ; -j ) {
k = j;
xx = xprime * ct[k] * cp[k] - yprime * sp[k] + zprime * cp[k] * st[k];
yy = xprime * ct[k] * sp[k] + yprime * cp[k] + zprime * st[k] * sp[k];
zz = xprime * -st[k] + zprime * ct[k];
xprime = xx;
yprime = yy;
zprime = zz;
}

```

```

x = xprime + xlast;
y = yprime + ylast;
z = zprime + zlast;

```

/\*

---

### Matematiksel Fantom

---

\*/

```

kac1 = (x / 10.0) * (x / 10.0);
kac2 = (y / 7.15) * (y / 7.15);
kac3 = ((z - merkez) / 8.0) * ((z - merkez) / 8.0);
kac4 = kac1 + kac2 + kac3;
kac5 = (x / 9.5) * (x / 9.5);
kac6 = (y / 6.65) * (y / 6.65);
kac7 = ((z - merkez) / 7.5) * ((z - merkez) / 7.5);
kac8 = kac5 + kac6 + kac7;
kac9 = (x / (9.5-kemik)) * (x / (9.5-kemik));
kac10 = (y / (6.65-kemik)) * (y / (6.65-kemik));
kac11 = ((z - merkez) / (7.5-kemik)) * ((z - merkez) / (7.5-kemik));
kac12 = kac9 + kac10 + kac11;
kac13 = (x / 9.0) * (x / 9.0);
kac14 = ((z - merkez) / 7.0) * ((z - merkez) / 7.0);
kac15 = kac13 + kac14;
kac16 = (x / (9 - (0.5+kemik))) * (x / (9 - (0.5+kemik)));
kac17 = ((z - merkez) / (7.0 - (0.5 + kemik))) * ((z - merkez) / (7.0 - (0.5 + kemik)));
kac18 = kac16 + kac17;
kac19 = kac1 + kac3;
kac20 = (x / 9.4) * (x / 9.4);
kac21 = ((z - merkez) / 7.4) * ((z - merkez) / 7.4);
kac22 = kac20 + kac21;
kac23 = 0.5 * sqrt(dalan1);

```

/\*

---

### Kafadan kaçan Fotonlar

---

\*/

```

if( y > 0.0){
if(kac4 > 1.001){
if(ntimes == 0.0){
/* Etkileşmeden kaçtı */
++primary;
kafakacan = kafakacan + energy;
if(z <= ybgeri ){ /* geri kaçan */
++gerikacan;
ener = energy;
bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
ener = energy;
ileri[iteration][ener] = ileri[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
else
{
/* etkileşip kaçtı */
++scatter;
}
}
}

```

```

kafakacan = kafakacan + energy;
if((eniy >= fabs(ylast)) || (fabs(y) <= eniy)){
if((boyux >= fabs(xlast)) || (fabs(x) <= boyux)){
if(z <= ybgeri){ /* geri kacan */
++gerikacan;
ener = energy;
bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
}
}
/* ileri saçılan */
if((kac23 >= fabs(ylast)) || (fabs(y) <= kac23)){
if((kac23 >= fabs(xlast)) || (fabs(x) <= kac23)){
if(z >= ybileri){
ener = energy;
ileri[iteration][ener] = ileri[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
}
}
goto NEWPHOTON;
}
}
}
if(( y <= 0.0 ) && ( y >= -13.05)){
if(kac19 > 1.001){
if(ntimes == 0.0){
/* Etkileşmeden kaçtı */
++primary;
kafakacan = kafakacan + energy;
if(z <= ykgeri){ /* geri kacan */
++gerikacan;
ener = energy;
bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
ener = energy;
ileri[iteration][ener] = ileri[iteration][ener] + 1.0;
goto NEWPHOTON;
}
else
{
/* etkileşip kaçtı */
++scatter;
kafakacan = kafakacan + energy;
if((eniy >= fabs(ylast)) || (fabs(y) <= eniy)){
if((boyux >= fabs(xlast)) || (fabs(x) <= boyux)){
if(z <= ykgeri){ /* geri kacan */
++gerikacan;
ener = energy;
bck[iteration][ener] = bck[iteration][ener] + 1.0;

```





```

    }
  }
/* -----
  Beyine giren fotonlar
xlst,ylst,zlst koordinatları hesaplanıyor
  -----*/
  if(kac12 <= 1.0){
    ortam = 3;
    ++beyin;
  }
/* -----
  SOGURULAN foton (Foto Elektrik Olay)
  -----*/
  if( Ra < Rs ) {
    if( ntimes == 0 ) {
      ++sogurulan;
      absorb = absorb + energy;
      switch(ortam)
      {
        case 1 :
          deri = deri + energy;
          break;
        case 2 :
          dkemik = dkemik + energy;
          break;
        case 3 :
          doku = doku + energy;
          break;
      }
    }
  }
/* -----
  GÖZ'DE SOĞURULAN FOTON
  -----*/
  if((kac19 <= 1.0) && (kac22 >= 1.0)){
    if((y <= -2.35) && ( y >= -4.35)){
      if(x > 0.0){
        if(((z - merkez) >= 2.0) && ((z - merkez) <= 4.0)){
          saggoz = saggoz + energy;
        }
        else if(((z - merkez) >= -4.0) && ((z - merkez) <= -2.0)){
          solgoz = solgoz + energy;
        }
      }
    }
  }
  goto NEWPHOTON;
}
else
{ /* Foton Once Sacildi sonra soguruldu */
  ++scsogurulan;
  absorbscatter = absorbscatter + energy;
  switch(ortam)
  {

```

```

case 1 :
deri = deri + energy;
break;
case 2 :
dkemik = dkemik + energy;
break;
case 3 :
doku = doku + energy;
break;
}
/*-----
GÖZ'DE SOĞURULAN FOTON-----*/
if((kac19 <= 1.0) && (kac22 >= 1.0)){
if((y <= -2.35) && ( y >= -4.35)){
if(x > 0.0){
if(((z - merkez) >= 2.0) && ((z - merkez) <= 4.0)){
saggoz = saggoz + energy;
}
else if(((z - merkez) >= -4.0) && ((z - merkez) <= -2.0)){
solgoz = solgoz + energy;
}
}
}
}
}
goto NEWPHOTON;
}
}
/*-----
Sacilan foton-----*/
else {
/* Foton sacildi; Yeni sacilma parametrelerini Hesapla */
++ntimes;
if( ntimes > 50 ) {
++pmany;
many = many + energy;
goto NEWPHOTON;
}
iphi = nfrom( 0,359 );
phi = iphi;
}
/*-----
Compton Olayı-----*/
if( Rc < Rr ) {
switch(ortam)
{
case 1 : /* skin */
++compt1;
kvold = kev;
TEKRAR1:  itheta = nfrom( 0,180 );
if( nfrom( 0,16383 ) > com[kev][itheta] ) goto TEKRAR1;
}
}
}

```



```

        ++rayle1;
RTEKRAR1:  itheta = nfrom( 0,180 );
            if( nfrom( 0,16383 ) > ray[kev][itheta] ) goto RTEKRAR1;
            break;
            case 2 : /* skeletal */
                ++rayle2;
RTEKRAR2:  itheta = nfrom( 0,180 );
            if( nfrom( 0,16383 ) > ray2[kev][itheta] ) goto RTEKRAR2;
            break;
            case 3 : /* soft tissue */
                ++rayle3;
RTEKRAR3:  itheta = nfrom( 0,180 );
            if( nfrom( 0,16383 ) > ray3[kev][itheta] ) goto RTEKRAR3;
            break;
        }
        }
        xlast = x;
        ylast = y;
        zlast = z;
        theta = itheta;
        goto DOLANDUR;
    }
NEWPHOTON:      ;
    }          /* Foton Dongusu */
NEWENERGY:    ;
nal[ienergy] = phot_amplitude ;
}
/* spectrum dongusu */
ten = absorb + absorbscatter + bounce + kafakacan + smallscatter + many + sayen;
topfoton = primary + scatter + sogurulan + scsogurulan + pmany + small + say;
topla = toplu + topfoton;
tenten = tenten + ten;
if( ten != 0.0 ) {
mal[iteration][19] = 100.0 * (smallscatter + absorb + absorbscatter + bounce) / ten;
mal[iteration][20] = (100.0 * saggoz) / ten;
mal[iteration][21] = (100.0 * solgoz) / ten;
mal[iteration][22] = smallscatter + absorb + absorbscatter + bounce;
mal[iteration][23] = saggoz;
mal[iteration][24] = solgoz;
mal[iteration][25] = (solgoz + saggoz);
mal[iteration][0] = (100.0 * kafakacan) / ten;
}

if( topfoton != 0.0 ) {
mal[iteration][1] = 100. * gerikacan / topfoton;
mal[iteration][2] = 100. * sogurulan / topfoton;
mal[iteration][3] = 100. * scsogurulan / topfoton;
mal[iteration][4] = 100. * deri / ten;
mal[iteration][5] = 100. * dkemik / ten;
mal[iteration][6] = 100. * doku / ten;
mal[iteration][7] = 100. * compt1 / topfoton;
mal[iteration][8] = 100. * compt2 / topfoton;
mal[iteration][9] = 100. * compt3 / topfoton;
}

```

```

mal[iteration][10] = 100. * rayle1 / topfoton ;
mal[iteration][11] = 100. * rayle2 / topfoton ;
mal[iteration][12] = 100. * rayle3 / topfoton ;
mal[iteration][13] = 100. * primary / topfoton;
mal[iteration][14] = 100. * scatter / topfoton ;
mal[iteration][15] = 100. * kafatasi / topfoton ;
mal[iteration][16] = 100. * yuz / topfoton ;
mal[iteration][17] = 100. * gozler / topfoton ;
mal[iteration][18] = 100. * beyin / topfoton ;
}
}
    /** iterasyon Dongusu **/
    for(i=0; i<=100 ;++i){
    for(k=0;k<=180;++k){
    com[i][k] = 0.0;
    ray[i][k] = 0.0;
    energy_of_scattered_photon[i][k] = 0.0;
    com2[i][k] = 0.0;
    ray2[i][k] = 0.0;
    energy_of_scattered_photon2[i][k] = 0.0;
    }
    }
if((pt = fopen( fname,"a" ))==NULL){
clrscr();
gotoxy(10,10);printf("Lenerji.c File'i acilamadi!!!");
goto END ;
}

    for( i=0; i <=21; ++i ) {
    mean = sigma = var = x = y = z = 0.0;
    sum = sum2 = count = 0.0;
    for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
    x = mal[k][i];
    sum += x;
    sum2 += (x * x);
    ++count;
    }
    if( count > 0.0 ) {
    mean = sum / count;
    var = (sum2 - ( sum * sum / count )) / ( count - 1.0 );
    sigma = sqrt( var );
    }
    switch(i)
    {
case 0: fprintf(pt,"kafadan Kacan Foton Enerjisi()-----:%8.3f %8.3f
\n",mean,sigma);break;
case 1: fprintf(pt,"kafadan geri kaca Foton Sayisi()-----:%8.3f %8.3f
\n",mean,sigma);break;
case 2: fprintf(pt,"Foto Elektrik Olay ile sogurulan()-----:%8.3f %8.3f \
n",mean,sigma);break;
case 3: fprintf(pt,"Sacildiktan Sonra Sogurulan Foton Sayisi()--:%8.3f %8.3f
\n",mean,sigma);break;
case 4: fprintf(pt,"Deride Sogurulan Foton Enerjisi()-----:%8.3f %8.3f
\n",mean,sigma);break;

```

```

case 5: fprintf(pt,"Kemikte Sogurulan Foton Enerjisi()-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 6: fprintf(pt,"Yumusak dokuda Sogurulan Foton Enerjisi()--:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 7: fprintf(pt,"Compton Sacilmasi(Deri)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 8: fprintf(pt,"Compton Sacilmasi(Kemik)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 9: fprintf(pt,"Compton Sacilmasi(Yumusak doku)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 10: fprintf(pt,"Rayleigh Sacilmasi(Deri)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 11: fprintf(pt,"Rayleigh Sacilmasi(Kemik)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 12: fprintf(pt,"Rayleigh Sacilmasi(Yumusak doku)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 13: fprintf(pt,"Etkilesmeden kaca Foton sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 14: fprintf(pt,"Sacilip Kacan Foton Sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 15: fprintf(pt,"Kafatasina Sacilan Foton Sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 16: fprintf(pt,"Yuz iskeletine Sacilan Foton Sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 17: fprintf(pt,"Gozlere Sacilan Foton Sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 18: fprintf(pt,"Beyine Sacilan Foton Sayisi-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 19: fprintf(pt,"Kafada sogurulan toplam enerji(keV)-----:%8.3f %8.3f
        \n",mean,sigma);break;
case 20: fprintf(pt,"Sag gozde sogurulan toplam enerji(keV)-----:%8.6f %8.6f
        \n",mean,sigma);break;
case 21: fprintf(pt,"Sol gozde sogurulan toplam enerji(keV)-----:%8.6f %8.6f
        \n",mean,sigma);break;
default: fprintf(pt,"");
        }
        }
        su8 = 0.0;
        for(i=0;i<=voltaj; ++i){
        nm2 = nm1 = nm3 = count = 0.0;
        for(k=0;k<tekrar; ++k){
        nm1 = ileri[k][i];
        nm2 += nm1;
        ++count;
        }
        if( count > 0.0 ) nm3 = nm2 / count;
        su8 = su8 + nm3;}
        su8 = (100. * su8) / topfoton;
        fprintf(pt,"Kafayi ileri yonde terkededen foton sayisi---:%8.4f\n",su8);
/*-----*/
kemik - yumusak doku - deri hacmi
/*-----*/

```

```

AH = 6.6;
BH = 8.6;
CH1 = 5.75;
/* Kafa tası hacmi */
hacimyu = (4.0 / 3.0) * M_PI * ((AH + kemik)*(BH + kemik)*(CH1 + kemik) -
(AH*BH*CH1));
/* Beyin hacmi */
AH = 9.5 - kemik;
BH = 6.65 - kemik;
CH1 = 7.5 - kemik;
yumkem = (4.0 / 3.0) * M_PI * AH * BH * CH1 ;
/* Fantomun giriş noktasındaki exposure hesabı (havada)*/
exposure = sum7 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
x = sum4 = 0.0;
x = nal[i];
sum4 = air[i]*i*x;
sum7 = sum7 + sum4;
}
/* giriş hava exposure */
exposure = (1.602192E-11 / (0.873 * dalan)) * sum7;
/* giriş hava Dozu */
girdoz = 0.873 * exposure;
/*sag goz havadaki doz */
y = (fan_mes + 9.0) * (fan_mes + 9.0);
x = (fan_mes * fan_mes) / y ;
exposag = x * girdoz;
/*sol goz havadaki doz*/
y = (fan_mes + 3.3) * (fan_mes + 3.3);
x = (fan_mes * fan_mes) / y ;
exposol = x * girdoz;
/*Fantomun giriş noktasındaki exposure hesabı
(fantom üzerinde ve backscatter dahil)*/
su7 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
nm2 = nm1 = bcksum = count = 0.0;
for(k=0;k<tekrar; ++k){
nm1 = bck[k][i];
nm2 += nm1;
++count;
}
if( count > 0.0 ) nm3 = nm2 / count;
x = su4 = 0.0;
su4 = air[i]*i*nm3;
su7 = su7 + su4;
}
bcksum = ((1.602192E-11 / (0.873 * exalan)) * su7) + exposure;
/* fantom giriş deri dozu */
derdoz = 0.873 * bcksum;
su8 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
nm2 = nm1 = ciksum = count = 0.0;

```



```

for(k=0;k<tekrar; ++k){
nm1 = ileri[k][i];
nm2 += nm1;
++count;
}
if( count > 0.0 ) nm3 = nm2 / count;
x = su4 = 0.0;
su4 = air[i]*i*nm3;
su8 = su8 + su4;
}
ciksum = (1.602192E-11 / (0.873 * dalan1)) * su8;
if(ciksum != 0.0){
x = bcksum / ciksum;
y = bcksum / exposure;
}
fprintf(pt, "=====\n");
fprintf(pt, "Exposure(Rontgen)(deri Giris)-----: %6.3E R\n", exposure);
fprintf(pt, "Exposure(Rontgen)(deri Giris,bckset dahil)-: %6.3E R\n", bcksum);
fprintf(pt, "Exposure(Rontgen)(Kafa Cikis)-----: %6.3E R\n", ciksum);
fprintf(pt, "Cikis-Giris(bek dahil) -----: %7.4f \n", x);
fprintf(pt, "Backscatter Factor-----: %7.4f \n", y);
fprintf(pt, "Beyin hacmi-----: %8.3f cm3\n", yumkem);
fprintf(pt, "Kafatasi Hacmi-----: %8.3f cm3\n", hacimyu);
fprintf(pt, "Tek bir gozun hacmi ve kutlesi-----: 2.729 cm3 0.2 gr\n");
fprintf(pt, "Exposure alani: %6.3f cm2 xmax: %6.3f cm ymax: %6.3f cm\n", exalan,(2.0
* xmax),(2.0 * ymax));
sum5 = dos = dos1 = dos2 = oran = x = y = z = sum = sum2 = mean=var=sigma= 0.0;
count = tgoz = ogoz = sgoz = vgoz = AA = BB = k1 = k2 = k3 = t1 = t2 = kok = 0.0;
xx = yy = zz = nk = kok2 = zl = zk = 0.0;
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
x = (mal[k][23] / (2.715 )) * 1.602192E-11; /* sağ göz */
if(exposag != 0.0 ) dos1 = x / exposag;
dos2 += dos1;
dos += (dos1 * dos1);
y = (mal[k][24] / (2.715 )) * 1.602192E-11 ; /* sol göz */
tgoz += y;
z += ( y * y);
sum += x;
sum2 += (x * x);
if(exposol != 0.0 ) k1 = y / exposol;
k2 += k1;
k3 += (k1 * k1);
xx = (mal[k][25] / (5.43 )) * 1.602192E-11 ; /* iki göz */
if(exposol != 0.0 ) yy = xx / exposol;
zz = zz + yy;
nk += (yy * yy);
++count;
}
if( count > 0.0 ) {
mean = sum / count;
var = (sum2 - (sum * sum) / count ) / ( count - 1.0 );
sigma = sqrt( var );
}

```

```

ogoz = tgoz / count;
vgoz = ( z - ( tgoz * tgoz ) / count ) / ( count - 1.0 );
sgoz = sqrt ( vgoz );
oran = dos2 / count;
AA = ( dos - ( dos2 * dos2 ) / count ) / ( count - 1.0 );
BB = sqrt ( AA );
t1 = k2 / count;
t2 = ( k3 - ( k2 * k2 ) / count ) / ( count - 1.0 );
kok = sqrt( t2 );
zk = zz / count;
zl = ( nk - ( zz * zz ) / count ) / ( count - 1.0 );
kok2 = sqrt ( zl );
}
fprintf(pt, "=====\\n");
fprintf(pt, "HAVADA, GÖZÜN BULUNDUĞU YERDEKİ DOZA GÖRE
\\n");
fprintf(pt, "=====\\n");
fprintf(pt, "Sol gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\\n", ogoz, sgoz);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(sol goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", t1, kok);
fprintf(pt, "Sag gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\\n", mean, sigma);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(sag goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", oran, BB);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(cift goz)(GIRIS)----: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", zk, kok2);
fprintf(pt, "=====\\n");
sum5 = dos = dos1 = dos2 = oran = x = y = z = sum = sum2 = mean = var=sigma=0.0;
count = tgoz = ogoz = sgoz = vgoz = AA = BB = k1 = k2 = k3 = t1 = t2 = kok = 0.0;
xx = yy = zz = nk = kok2 = zl = zk = 0.0;
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
    x = (mal[k][23] / (2.715 )) * 1.602192E-11; /* sağ göz */
    if(exposure != 0.0 ) dos1 = x / girdoz;
    dos2 += dos1;
    dos += (dos1 * dos1);
    y = (mal[k][24] / (2.715 )) * 1.602192E-11 ; /* sol göz */
    tgoz += y;
    z += ( y * y);
    sum += x;
    sum2 += (x * x);
    if(exposure != 0.0 ) k1 = y / girdoz;
    k2 += k1;
    k3 += (k1 * k1);
    xx = (mal[k][25] / (5.43 )) * 1.602192E-11 ; /* iki göz */
    if(exposure != 0.0 ) yy = xx / girdoz;
    zz = zz + yy;
    nk += (yy * yy);
    ++count;
}
if( count > 0.0 ) {
    mean = sum / count;

```

```

var = (sum2 - (sum * sum) / count) / (count - 1.0);
sigma = sqrt( var );
ogoz = tgoz / count;
vgoz = (z - (tgoz * tgoz) / count) / (count - 1.0);
sgoz = sqrt( vgoz );
oran = dos2 / count;
AA = (dos - (dos2 * dos2) / count) / (count - 1.0);
BB = sqrt( AA );
t1 = k2 / count;
t2 = (k3 - (k2 * k2) / count) / (count - 1.0);
kok = sqrt( t2 );
zk = zz / count;
zl = (nk - (zz * zz) / count) / (count - 1.0);
kok2 = sqrt( zl );
}
fprintf(pt, "=====\\n");
fprintf(pt, "HAVADA GIRIS DOZUNA GORE \\n");
fprintf(pt, "=====\\n");
fprintf(pt, "Sol gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\\n", ogoz, sgoz);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(sol goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", t1, kok);
fprintf(pt, "Sag gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\\n", mean, sigma);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(sag goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", oran, BB);
fprintf(pt, "Conversion faktor(TAR)(cift goz)(GIRIS)---: %6.4f %6.4f
(TAR)\\n", zk, kok2);
fprintf(pt, "=====\\n");
sum5 = dos = dos1 = dos2 = oran = x = y = z = sum = sum2 = mean = var=sigma=0.0;
count = tgoz = ogoz = sgoz = vgoz = AA = BB = k1 = k2 = k3 = t1 = t2 = kok = 0.0;
xx = yy = zz = nk = kok2 = zl = zk = 0.0;
for( k=0; k<tekrar; ++k ) {
    x = (mal[k][23] / (2.715 )) * 1.602192E-11; /* sağ göz */
    if(derdoz != 0.0 ) dos1 = x / derdoz;
    dos2 += dos1;
    dos += (dos1 * dos1);
    y = (mal[k][24] / (2.715 )) * 1.602192E-11; /* sol göz */
    tgoz += y;
    z += ( y * y);
    sum += x;
    sum2 += (x * x);
    if(derdoz != 0.0 ) k1 = y / derdoz;
    k2 += k1;
    k3 += (k1 * k1);
    xx = (mal[k][25] / (5.43 )) * 1.602192E-11; /* iki göz */
    if(derdoz != 0.0 ) yy = xx / derdoz;
    zz = zz + yy;
    nk += (yy * yy);
    ++count;
}
if( count > 0.0 ) {

```

```

mean = sum / count;
var = (sum2 - (sum * sum) / count) / (count - 1.0);
sigma = sqrt( var );
ogoz = tgoz / count;
vgoz = (z - (tgoz * tgoz) / count) / (count - 1.0);
sgoz = sqrt ( vgoz );
oran = dos2 / count;
AA = (dos - ( dos2 * dos2) / count ) / ( count - 1.0 );
BB = sqrt ( AA );
t1 = k2 / count;
t2 = (k3 - ( k2 * k2) / count ) / ( count - 1.0 );
kok = sqrt( t2 );
zk = zz / count;
zl = (nk - ( zz * zz) / count ) / ( count - 1.0 );
kok2 = sqrt ( zl );
}
fprintf(pt,"GIRIS DERI DOZU'NA GORE \n");
fprintf(pt,"-----\n");
fprintf(pt,"Sol gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\n",ogoz,sgoz);
fprintf(pt,"Conversion faktor(TAR)(sol goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\n",t1,kok);
fprintf(pt,"Sag gozde sogurulan doz-----: %6.3E %6.3E
(Rad)\n",mean,sigma);
fprintf(pt,"Conversion faktor(TAR)(sag goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\n",oran,BB);
fprintf(pt,"Conversion faktor(TAR)(cift goz)-----: %6.4f %6.4f
(TAR)\n",zk,kok2);
fprintf(pt,"-----\n");
fprintf(pt,"Toplam Gelen Foton Sayisi-----: %6.1f < %lu =
%9.1f\n",topfoton,phot,topla);
fprintf(pt,"Toplam gelen Foton Enerjisi-----: %6.3E keV < %6.3E keV
Girmeyen:%6.3f\n",ten,tenten,(100.0 * say)/ten);
sum = count = sum4 = x = 0.0;
sum5 = 0.0;
for(i=0;i<=voltaj; ++i){
x = nal[i];
sum4 = x * i;
sum = sum + sum4;
sum5 += x;
}
if( sum5 > 0.0 ) ortalama_enerji = sum / sum5;
fprintf(pt,"Ortalama enerji-----: %6.3f\n",ortalama_enerji );
fprintf(pt,"\n\n" );
fclose( pt );
x = y = z = 0.0;
END: ;
clrscr();
gotoxy(14,6);printf("GOZ Programinin Sonu\n");
gotoxy(14,8); printf("Enerji ve Analiz datalari %s dosyasında inda birikti \n",fname);
return 0 ;
} /* end of program */

```

```
float ppfrand()
{
float ret;
int j,rand();
j = rand();
if( j==0 ) j = 1;
ret = j / random_number_interval;
return( ret );
}
short nfrom ( lo, hi )
register short lo, hi;
{
register short nb = hi - lo + 1;
return (rand() % nb + lo);}

```



## ÖZGEÇMİŞ

1961 yılında Niksar'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Niksar'da, lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. 1981 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölüm'ünden 1985 yılında mezun oldu. 1986 - 1987 yıllarında askerlik görevini yaptı. 1988 - 1990 yılları arasında, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 1990 yılında Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün Fizik Anabilim dalı'nda doktora programına başladı.

1986 yılından beri Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.

