

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FLOROSKOPİK SİSTEMLERDE YAPILAN
KOLON İNCELEMELERİNDE DOZ VE
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

REMZİ TAKEŞ

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2009

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FLOROSKOPIK SİSTEMLERDE YAPILAN
KOLON İNCELEMELERİNDE DOZ VE
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

REMZİ TAKEŞ

Danışman Öğretim Üyesi: Öğr. Gör. Dr. Ayşegül YURT

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER LİSTESİ	I
TABLO LİSTESİ.....	VII
ŞEKİL LİSTESİ.....	VIII
SİMGELER DİZİNİ.....	IX
TEŞEKKÜR.....	X
ÖZET.....	XI
SUMMARY.....	XII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Floroskopik Sistemler.....	3
2.1.1. Floroskopi Cihazlarının Çalışma Prensipleri.....	3
2.1.2. X-Işını Tüpü ve Jeneratörü.....	4
2.1.3. Görüntü Güçlendiricisi.....	4
2.1.4. Otomatik Parlaklık Kontrolü.....	5
2.2. Floroskopi de Görüntüleme Yöntemleri.....	6
2.2.1. Floroskopik Görüntüleme.....	6
2.2.2. Radyografik Görüntüleme.....	6
2.3. X-Işınına Etki Eden Faktörler.....	6
2.3.1. X-Işınının Kalitesini Etkileyen Faktörler.....	6
2.3.1.1. Kilovolt (kV).....	7
2.3.1.2. Tüp Filtrasyonu.....	7
2.3.1.3. Hedef Anot Materyalinin Yapısı.....	7
2.3.2. X-Işınının Kantitesini (Miktarını) Etkileyen Faktörler.....	7
2.3.2.1. Tüpün Akım Şiddeti.....	8
2.3.2.2. Tüpün Gerilimi.....	8
2.3.2.3. Mesafe.....	8

2.3.2.4. Ek Filtrasyon.....	8
2.4. Radyolojide Radyasyon Dozu.....	9
2.4.1. Işınlama Birimi ve Ölçümleri.....	10
2.4.2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	13
2.4.2.1. Deterministik Etki.....	14
2.4.2.2. Stokastik Etki.....	14
2.4.2.3. Radyasyonun Biyolojik Etkilerinin Sınıflandırılması.....	14
2.4.2.3.1. Radyasyonun Erken Dönem Etkileri.....	14
2.4.2.3.2. Radyasyonun Geç Dönem Etkileri.....	17
2.4.3. Güvenli Radyasyon Doz Sınırları.....	17
2.4.4. Hasta Dozimetrisi.....	19
2.4.4.1. Giriş Doz Ölçümü.....	19
2.4.4.2. Organ Dozlarının Saptanması.....	20
2.4.5. Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	20
2.5. Yapılan Klinik İnceleme.....	21
2.5.1. Kolon İncelemesi.....	21
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	24
3.1. Materyal.....	24
3.1.1. İncelemede Kullanılan Sistem.....	24
3.1.1.1. Philips, Tele Diagnost , Optimus 65 kW X-Ray Generator.....	24
3.1.2. Performans, Görüntü Kalitesi ve Doz Değerlendirmelerinde Kullanılan Test cihazları.....	26
3.1.2.1. İyon Odası ve Elektrometre.....	26
3.1.2.2. Alüminyum ve Bakır Filtreler.....	27
3.1.2.3. Matematiksel Fantom.....	27
3.1.2.4. Alderson Rando Fantom.....	27
3.1.2.5. PMMA Fantom.....	28
3.1.2.6. Kalite Performans Fantom.....	29

3.2. Yöntem	29
3.2.1. Radyografi Işınlama Alanlarının Belirlenmesi.....	29
3.2.2. Cihazın Yarı Değer Kalınlığının Belirlenmesi.....	30
3.2.3. Hasta Doz Ölçümünde Kullanılan Dozimetri Sistemi.....	31
3.2.3.1. Hasta (Rando Fantom) Üzerinde Cilt Giriş Dozunun Belirlenmesi.....	31
3.2.3.2. Radyografik Doz Ölçüm Parametreleri.....	32
3.2.3.3. Floroskopik Doz Ölçüm Parametreleri.....	32
3.2.4. Matematiksel Fantom Üzerinde Kolon Tetkiki Değerlendirmesi.....	32
3.2.5. Matematiksel Fantomda Kolon Alanlarının Belirlenmesi.....	34
3.2.6. Matematiksel Fantomla Doz Ölçümde Yazılımın Kullanılması.....	37
3.2.7. Floroskopi değerlendirme.....	41
3.2.8. Görüntü Kalitesinin Değerlendirmesi.....	41
3.2.9. İstatistiksel yöntem.....	42
3.2.9.1. SPSS 11,0	42
4. BULGULAR	43
4.1. Sistemin Performans Ölçümü.....	43
4.2. Toplam Filtrasyonun Belirlenmesi.....	44
4.3. Hasta (Fantom) Doz Ölçüm Sonuçları.....	45
4.4. Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	45
4.5. Giriş Cilt Ve Organ Dozlarının Belirlenmesi.....	47
5. TARTIŞMA	54
6. SONUÇ	59
7. KAYNAKLAR	60
8. EK-1	63

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1. ICRP Organ Ağırlık Faktörü	12
Tablo 2. Deterministik ve Stokastik Etkiler.....	13
Tablo 3. Radyasyon Dozunun Vücuda Etkisi Sonucu Oluşan Hastalıklar.....	16
Tablo 4. Sisteme Ait Ölçüm Sonuçları.....	43
Tablo 5. HVL Testi Ölçümü.....	44
Tablo 6. 3 Faz Jeneratör Yarı Değer Sınır Tablosu.....	44
Tablo 7. Kolon Tetkikindeki Floroskopi Değerleri.....	46
Tablo 8. ESD Doz Tablosu (Alan 01- 05).....	48
Tablo 9. ESD Doz Tablosu (Alan 06- 10).....	49
Tablo 10. SNR ve FOM Tablosu.....	50
Tablo 11. Organ Dozları.....	51
Tablo 12. Filtrasyonlu Ve Filtrasyonsuz Doz Değerleri.....	52
Tablo 13. Filtrasyonlu Ve Filtrasyonsuz Organ Dozları Karşılaştırması.....	52
Tablo 14. Litaratür Değerler ile Bu Çalışmanın Karşılaştırılması.....	55
Tablo 15. Litaratür de ki Organ Dozları İle Bu Çalışmanın Karşılaştırılması.....	57
Tablo 16. Filtrasyonlu ve Filtrasyonsuz Organ Dozlarının Karşılaştırılması.....	57

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1. X-Işını Tüpü.....	4
Şekil 2. Görüntü Güçlendirici.....	5
Şekil 3. PTW İyon Odaları	10
Şekil 4. Baryumlu Kolon Filmi.....	22
Şekil 5. Philips Floroskopi Cihazı.....	24
Şekil 6. İyon Odası	26
Şekil 7. Elektrometre.....	27
Şekil 8. Alderson Rando Fantom.....	28
Şekil 9. Kalite performans fantomu.....	29
Şekil 10. HVL Test Düzeneği.....	31
Şekil 11. PCXMC Matematiksel Fantom.....	33
Şekil 12. Alan 1 ; Gelen Kolon.....	34
Şekil 13. Alan 2 ; Rectosigmoid.....	34
Şekil 14. Alan 3 ; Çıkan Kolon	35
Şekil 15. Alan 4 ; Transvers Kolon, Flexura.....	35
Şekil 16. Alan 5 ; İnen Kolon	35
Şekil 17. Alan 6 ; Çekum	36
Şekil 18. Alan 7 ; Supine (Soldan Sağa 10°).....	36
Şekil 19. Alan 8 ; Supine (Sağdan Sola 10°).....	36
Şekil 20. Alan 9 ; Prone (Soldan Sağa 10°).....	37
Şekil 21. Alan 10 ; Prone (Sağdan Sola 10°).....	37
Şekil 22. PCXMC Doz Hesap Programı Genel Görüntüsü.....	38
Şekil 23. PCXMC Programı Hasta Uygulama Data Sayfası.....	39
Şekil 24. Simülasyon Sayfası.....	39
Şekil 25. Spektrum Değiştirme Sayfası.....	40
Şekil 26. Doz Miktarı Ve Ölçüm Çeşidi Belirlenmesi.....	40
Şekil 27. Organ Dozları.....	41

SİMGELER DİZİNİ

kVp	Kilovolt Tepe Değeri
mA	Miliamper
ms	Milisaniye
mAs	Miliamper saniye
KW	Kilowatt
Kg	Kilogram
mm	Milimetre
cm	Santimetre
AP	Ön-Arka Projeksiyon
PA	Arka-Ön Projeksiyon
RLAT	Sağ-Yan Projeksiyon
LLAT	Sol-Yan Projeksiyon
GCD	Giriş Cilt Dozu
GG	Görüntü Güçlendirici
HK	Hava Kerma
HVL	Yarı Değer Kalınlığı
OFM	Odak Noktası- Fantom Mesafesi
OID	Odak Noktası-İyon Odası Mesafesi
mSv	Mili Sievert
MM	Magnefikasyon Faktörü
TDF	Ters Kare Düzeltme Faktörü
ROI	Region Of Interest (İlgilenilen Alan)
GSF	Geri Saçılma Faktörü
STD	Standart Sapma
BG	BackGround

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleőmesi sırasında, her aőamada destek olan ve büyük emeği bulunan tez danıőmanım Sn. Öğr. Gör. Dr. Ayşegül YURT ile bilgi ve tecrübelerini paylaőan ve çalıőmama büyük destek veren Sn. Prof. Dr. Oğuz Dicle'ye őukranlarımı sunarım.

Çalıőmam boyunca desteklerini benden esirgemeyen Uzm. Fiz. Levent ATEŞ'e ve Fiz. Pınar PAYZIN'a çok teşekkür ederim. Bu fırsatla, yüksek lisans eğitimim boyunca yetiőmem için bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım baőtta Sn. Prof. Dr. Münir KINAY ve Prof. Dr. Hatice DURAK olmak üzere tüm DETTF Medikal Fizik Anabilim Dalı öğretim yelerine, Radyasyon Onkolojisi A.D, Radyoloji A.D ve Nükleer Tıp A.D çalıőanlarına teşekkür ederim.

Bana her konuda desteklerini esirmeyen ve yanımda olan aileme teşekkür ederim.

Remzi TAKEŞ
İZMİR - 2009

ÖZET

FLOROSKOPİK SİSTEMLERDE YAPILAN KOLON İNCELEMELERİNDE DOZ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışma, floroskopi sistemlerinde yapılan kolon incelemelerinde optimum görüntü sayısında hastanın aldığı doz ve görüntü kalitesini değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Floroskopik cihazda hem hasta dozunu hem de görüntü kalitesini etkileyen parametreler belirlendi ve sabitlendi. Bu belirlenen parametrelere göre kolon çekiminde, X ışını tüpü önüne hem filtre kullanılmadan hem de filtre kullanılarak doz ölçümleri gerçekleştirildi. Giriş cilt dozu, filtre ile 82,5 mGy iken filtresiz 128,5 mGy olarak ölçüldü. Bunun yanı sıra ortalama floroskopi süresi 5,3 dakika olarak kaydedildi. İnceleme alanı içinde bulunan ve radyasyona duyarlı organların doz değerlendirmeleri PCXMC 1.5.1 adlı yazılım ile yapıldı. Filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümlerde organların aldığı dozlar sırasıyla İnce bağırsak için 4,94 mGy ile 5,03mGy, üst kalın bağırsak için 4,83 mGy ile 4,87 mGy, alt kalın bağırsak için 8,75mGy ile 9,10 mGy, overler için 11,03mGy ile 11,10 mGy, testis için 10,15mGy ile 11,67 mGy, mesane için 13,81mGy ile 14,49 mGy, uterus için 7,39 mGy ile 9,51 mGy olarak belirlendi.

Belirlenen parametrelerle görüntü kalitesi değerlendirmek için 90, 100 ve 110 kVp de fantom görüntüleri elde edildi. DICOM formatındaki fantom görüntülerinde yoğunluk ile standart sapma değerleri ölçülerek SNR ve FOM değerleri hesaplandı. SNR ve FOM değerleri ROI 1 ve ROI 2 için sırasıyla 90 kVp'de 27 / 1934, 38 / 3830, 100 kVp'de 29 / 1732, 33/ 2243, 110 kVp'de 26/1233, 29 / 1534 bulundu.

Sonuç olarak; filtrasyon kullanılmadan toplam giriş cilt dozu 128,9 mGy bulunurken filtrasyon kullanılması sonucunda 82,5 mGy olarak tespit edildi. Filtrasyon kullanılması ile hastada toplam giriş cilt dozunun büyük bir oranda azaldığı görüldü ($p < 0,05$). Ancak organ doz değerlerinin birbirine yakın olduğu görüldü ($p > 0,05$). Bunun yanı sıra filtre kullanarak elde edilen görüntülerde hesaplanan SNR ve FOM değerlendirmelerinde verilen doza karşılık elde edilen görüntü kalitesinin iyi olduğunu görüldü.

Anahtar kelimeler: Floroskopi, Hasta Dozu, Filtrasyon, Görüntü Kalitesi, Organ Doz

ABSTRACT

EVALUATION OF PATIENT DOSE AND IMAGE QUALITY IN BARIUM ENEMA WITH FLUOROSCOPIC IMAGING SYSTEMS

The purpose of this study is to evaluate the patient dose and image quality with optimum number of fluoroscopic images in lower gastrointestinal tract (double contrast barium enema) imaging.

The parameters that affect both patient dose and image quality were determined and fixed on fluoroscopic imaging device. Dose measurements were made with and without filtration in lower gastrointestinal tract imaging according to these parameters. Entrance surface dose was measured 82, 5 mGy with filtration and 128, 5 mGy without filtration. The mean fluoroscopy time was recorded as 5, 3 minutes. The organ doses within the imaging volume were assessed using the PCXMC 1.5.1 software. The organ doses during imaging with and without filtration were 4,94 mGy and 5.03mGy for small intestine, 4,83 mGy and 4,87 mGy for upper large intestine, 8,75mGy and 9,10 mGy for lower large intestine, 11,03mGy and 11,10 mGy for ovaries, 10,15mGy and 11,67 mGy for testicles, 13,81mGy and 14,49 mGy for urinary bladder, 7,39 mGy and 9,51 mGy for uterus, respectively.

For evaluating imaging quality with fixed parameters phantom imaging was performed using 90, 100 and 110 kVp. SNR and FOM values were calculated using the density and standard deviation measurements from phantom images that were in DICOM format. The SNR and FOM values ROI 1 and ROI 2 were 27 /1934, 38 / 3830 with 90 kVp, 29 / 1732 , 33 / 2243 with 100 kVp and 26 / 1233 , 29 / 1534 with 110 kVp, respectively.

As a result, while measured total entrance surface dose without filtration was 128, 9 mGy, it was 82, 5 mGy with filtration. It was showed that using filtration significantly reduced patient total entrance surface dose ($p < 0.05$). However values of the organ doses were similar ($p > 0.05$). In addition, calculated SNR and FOM values using filtration for a given radiation dose showed better imaging quality.

Key words: Flouroscopy, patient dose, filtration, imaging quality, organ doses

1.GİRİŞ

Tanısal radyoloji, hastalıkların tanısında çok önemli bir yer tutmaktadır. Radyografik uygulamalarda normal ve patolojik oluşumlara ait bilgiler, X-ışınları kullanılarak bir film veya dijital bir ortamda elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi ile elde edilir. Floroskopik veya anjiyografik uygulamalarda ise organların hareketi, kan akışı vb dinamik bilgiler sağlanabilmektedir⁽¹⁾

Radyolojik uygulamalarda hastanın radyasyondan korunması ve incelemenin doz sınırlamaları içerisinde tamamlanmasını sağlamak için hasta dozimetrisi yapılması önerilmektedir. Radyolojik görüntüleme için kullanılan dozların belirlenmesi, daha iyi bir görüntü kalitesi sağlamak ve cihazın doğru kullanımı için de gereklidir.

Radyoloji tetkiklerinde en düşük doz ile en iyi görüntünün elde edilmesi ve en az hata ile tanıya varılması temel amaçtır. İnceleme sırasında hasta yanı sıra ilgili radyoloji çalışanları da radyasyon alabilmektedir. Ne var ki doz ile görüntü kalitesi arasında ters orantılı bir ilişki vardır ve genel olarak yüksek bir görüntü kalitesi hasta dozu artırılarak elde edilebilir. Günümüzde yapılan çalışmalarda, tanısal radyoloji tetkiklerinin, insan yapımı radyasyon kaynakları içerisinde toplum dozuna en fazla katkıyı oluşturdukları belirtilmektedir. Yapılan tetkike bağlı olarak hasta dozları birkaç mSv'den 5–10 mSv seviyelerine kadar değişmektedir. Hastalar için yıllık alınabilecek dozlar sınırlandırılmıştır. Gerçekleştirilen her tetkik bu dozu artıracaktır. Artan dozlar da hastalar için radyasyondan kaynaklı riskleri artıracaktır.^(2,3)

Bu çalışmanın amacı, floroskopi sistemlerinde ek filtre kullanımının hasta dozuna ve görüntü kalitesine etkisini değerlendirmektir. Çalışma için Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda kullanılan floroskopi cihazı ve ilgili inceleme olarak baryumlu kalın bağırsak grafisi seçildi. Bu nedenle floroskopi sisteminde hem hasta dozlarını hem de görüntü kalitesini etkileyen kolimasyon alanı, Otomatik Ekspozur Kontrol (OEK), kVp ve toplam filtrasyon değerleri belirlenerek sabitlendi. Rando Fantomda iyon odası ile hasta giriş dozları ölçülerek KOLON çekimlerinde giriş cilt dozlarının hesaplanması yapıldı. Bununla

birlikte matematiksel fantom yöntemi olan PCXMC 1.5.1 yazılım programı ile uygulama anında belirlenen giriş dozu değerlerinden etkin doz ve organ dozları hesaplandı.

Bu iki yöntemle hesaplanan giriş dozları ve etkin dozların literatürle karşılaştırması yapıldı. Bununla birlikte floroskopi cihazının görüntü kalitesi Sinyal/Gürültü (S/N) değerleri ve Field of Merit (FOM) hesaplamaları yapılarak verilen doza karşılık elde edilen görüntünün kalitesinin sayısal değerlendirilmesi yapıldı.

Sonuç olarak; Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji bölümünde hizmet vermekte olan floroskopi cihazında Alderson Rando fantomla yapılan baryumlu kalın bağırsak çekimlerinde filtre kullanılarak ve kullanılmadan hesaplanan doz değerleri kendi içinde, literatür ve referans doz değerleri ile kıyaslanmıştır. Kolon çekimi için belirlenen on alanda alınan filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümler sonucunda filtrasyonlu ölçümün cilt giriş doz değerinin anlamlı olarak azaldığı görülmüştür($p < 0.05$). Giriş cilt dozu değerlerinden hesaplanan organ dozlarında ise filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümlerdeki organ doz değerleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır. Bunun yanı sıra çalışmada standardize edilen parametrelerle, görüntü kalitesi de artırdığı görülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Floroskopik Sistemler:

Floroskopi radyolojinin en eski ve en temel bölümlerinden biridir. Günümüzde de, oldukça yaygın olarak sindirim sistemi, idrar yolları, kadın üreme organları ve vücudun daha birçok bölümünün incelenmesinde kullanılmaktadır.

Floroskopi cihazları, X ışını kullanarak çekim yapar. Normal filmlerde görülemeyen yapılar kontrast madde denilen ilaçlarla boyanarak görünür hale getirilir. Kontrast maddeler, baryum ve iyot gibi radyo opak maddeler içeren ilaçlardır. Kontrast maddeler, uygulanacak incelemenin türüne göre, hastaya iştirilerek, lavman yapılarak, idrar sondası yoluyla veya enjeksiyonla verilir. Kontrast madde verilmesini takiben, incelenen organ doktor tarafından ekranda izlenerek çeşitli pozisyonlarda filmler çekilir.

2.1.1. Floroskopi de Cihazların Çalışma Prensi:

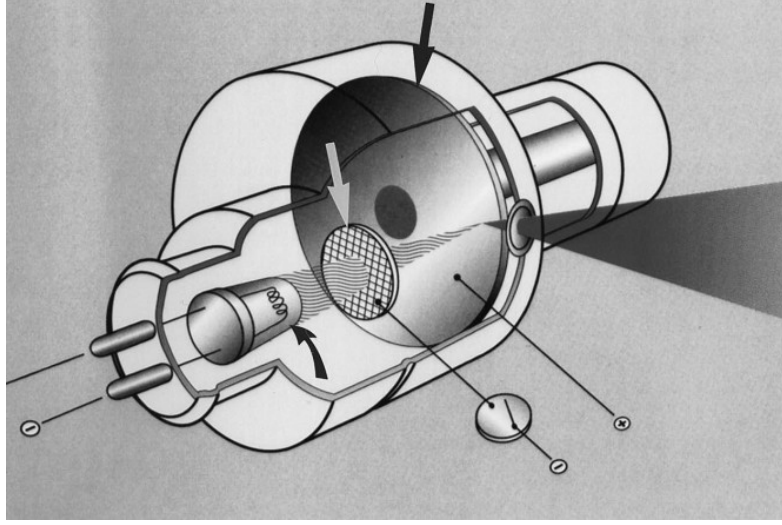
Floroskopi X-ışınlarının floresans bir madde ile etkileşmesi sonucu maddenin görünür bölgede ışık salması prensibine dayanır. Radyografik sistemlerden farklı olarak, hastadan geçen x-ışını fotonları floresans bir ekranda görünür ışık fotonlarına dönüştürülür. Floresans ekranların ışık verimleri oldukça düşüktür, çinko-kadmiyum sülfid ekran kullanıldığında oldukça zayıf sarı-yeşil ışık elde edilir. Bu nedenle radyologlar tetkikleri karanlıkta ve gözün karanlık adaptasyonu sağladıktan sonra yapmak zorundadırlar. Karanlık oda floroskopisi

olarak bilinen bu sistemler, floroskopik görüntüleme kullanılan ilk sistemlerdir. Çalışma şartlarının zor olması, yüksek hasta dozları ve özellikle görüntü parlaklığı ve kalitesinin tetkikler için yeterli olmaması gibi problemler 1940'lardan sonra görüntü güçlendiricilerin geliştirilmesiyle ortadan kaldırılmıştır. Günümüzde kullanılan sistemlerde ise gün ışığında kullanılan, spot film kayıt, dijital kayıt ve görüntüleme özelliklerine sahiptir.

Floroskopi dinamik radyografi olarak tanımlanabilir. Örneğin bir organın hareketleri, kan akış hızı gibi dinamik olaylar sürekli görüntü olarak ya da birbirini izleyen filmler şeklinde gözlenebilir. Bir floroskopik sistem genel olarak x-ışını tüpü ve görüntü algılayıcıdan meydana gelir. Günümüzde kullanılan modern sistemlerde görüntü algılayıcı olarak kullanılan GG ile çeşitli kamera sistemleri ve dijital kaydediciler kullanılır. (4)

2.1.2. X-Işını Tüpü ve Jeneratörü:

X veya röntgen ışınlarının meydana getirildiği insan yapısı aygıtlara X-ışını tüpü veya röntgen tüpü adı verilmektedir. Şekil 1'de de örnek bir X-ışını tüpü görülmektedir. Floroskopik incelemelerde kullanılan X-ışını tüpü ve jeneratörleri, konvansiyonel uygulamalarda kullanılanlardan çok daha yüksek X-ışını verimi sağlarlar ve ısı kapasiteleri daha fazladır. Jeneratörler 3 faz (6 ya da 12 puls) ve yüksek frekans olmak üzere genelde iki tiptir. X ışını potansiyelleri genelde 40 kVp' den başlayarak 125 kVp ye kadar çıkmaktadır. Floroskopik X-ışını tüplerindeki anot boyutları büyük olup, yüksek ısı iletkenliği ve dönme hızına (10000 rpm civarında) sahiptirler. Büyük ve küçük anot odak nokta boyutları genelde, sırasıyla 0,6 mm ve 1,0 mm'dir. (3)



Şekil 1: X-ışını tüpü (4)

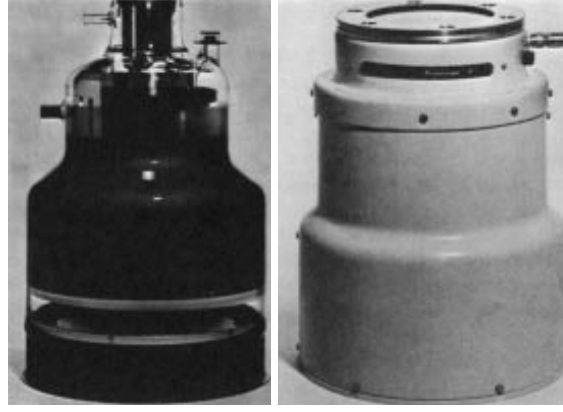
2.1.3. Görüntü Güçlendirici (Image Intensifier) :

Görüntü güçlendirici CsI'den yapılmış giriş fosforu, fotokatot, odaklama plakaları, hızlandırıcı anot ve çıkış fosforundan oluşur (Şekil 2).

Çalışma prensibi; hastadan gelen X-ışınları giriş fosforunda absorbe edilerek ışık fotonlarına dönüşür. 15, 23 cm yarıçapında giriş fosforları olduğu gibi 35 cm yarıçapında da olanları 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-ışını görüntüsü, fotokatot da elektron görüntüsüne ve daha sonra çıkış fosforunda tekrar ışık fotonu görüntüsüne dönüşür.

Görüntünün bozulmaması için tüm fotoelektronların aynı mesafeyi kat etmesi 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. (4)



Şekil 2: Görüntü güçlendirici

2.1.4. Otomatik Parlaklık Kontrolü:

Gerek doku farklılıkları gerekse çalışma esnasında hastanın yeniden pozisyonlanması X-ışınlarının hastada soğrulma miktarını değiştirir ve monitördeki görüntüde parlaklık azalıp çoğalabilir. Kalın hastalarda yüksek X-ışını soğurumu nedeniyle görüntü parlaklığı düşebilir. Hastadaki kalınlık farkının parlaklığı değiştirmemesi istenir. Bunun için sistem hasta kalınlığına bağlı olarak mA ve kVp'yi değiştirir. Akımın (mA) sınıra gelmesi durumunda X-ışını tüpüne uygulanan gerilimde değişiklik yapılarak parlaklık ayarlanır. Puls tipi ışınlama yapılan sistemlerde puls genişliği değiştirilerek de kazanç kontrolü sağlanabilir. (3,4)

2.2. Görüntüleme Yöntemleri:

Floroskopik sistemlerde floroskopik ve radyografik olmak üzere iki tip görüntüleme tekniği vardır.

2.2.1. Floroskopik Görüntü:

Sürekli X-ışını altında çalışma yapılır ve hastadan gelen kemik ve doku görüntüsü monitörden izlenir. Dinamik görüntüler sürekli ışınlama veya puls tipi ışınlama yöntemiyle iki farklı şekilde elde edilmektedir. Puls tipi ışınlamada sürekli ışınlamadan farklı olarak, X-ışınları puls halinde elde edilir.

2.2.2. Radyografik Görüntü:

Radyografik görüntülerde ise, belirli bir süre boyunca çok kısa aralıklarla statik görüntüler alınır. Teşhis yapılacak bölgeye ulaşıldıktan sonra, yüksek miktarda kontrast madde verilerek bir dizi statik görüntü elde edilir. Bu statik ya da radyografik görüntüler sinema filmi gibi çok kısa sürede alınırlar. Böylelikle ilgili bölgede kontrast madde yardımı ile istenilen görüntüler elde edilir.

2.3. X-ışını Etkileyen Faktörler:

2.3.1. X-ışını Kalitesine Etki Eden Faktörler:

X-ışınlarının kalitesi, X-ışınlarının enerjisi olarak tanımlanır ve maddeden geçebilme yani penetrasyon özelliği olarak ifade edilir. X-ışınlarının kalitesini etkileyen üç faktör vardır.

- kV
- Filtrasyon
- Anod hedef materyalinin yapısı

2.3.1.1. KiloVolt (kV):

Herhangi bir X-ışını enerjisi, kendisini doğuran ve katottan salınan elektronun enerjisine bağlıdır. Elektronun enerjisi ise hızı ile doğru orantılıdır. Katot ile anot arasına ne kadar yüksek voltaj uygulanırsa elektron hızı da o derece yüksek olacaktır. Bu nedenle pratik uygulamalarda X-ışınının kalitesi dolayısı ile de penetrasyon özelliği arttırılmak istendiğinde anod ile katot arasına uygulanan voltaj (kV) arttırılmalıdır. (5)

2.3.1.2. Tüp Filtrasyonu:

Filtrasyon, X-ışını demetindeki düşük enerjili fotonları elemine ederken tüpten çıkan X-ışınlarının ortalama enerjisini arttırır. X-ışının tüpten çıkışı sırasında uygulanan filtre tabakasının kalınlığı ve atom numarası, X-ışınının kalitesine etkili bir faktördür. Filtrelerin atom numaraları ve kalınlıkları ne kadar yüksek olursa ışını sertleştirme yetenekleri de o denli fazla olmaktadır.(5) Bu kalınlık yaklaşık 80–100 kV gerilim altında elde edilen X-ışınlarında 1 mm Bakır (Cu) , 3- 5 mm Alüminyum (Al) ya da 4–8 cm yumuşak doku kalınlığına eşdeğerdir.

2.3.1.3. Hedef Anot Materyalinin Yapısı:

Atom numarası yüksek hedef anot materyalinin kullanılması elde edilen ışınlarının kalitesini ve dolayısıyla penetrasyon özelliğini arttırmaktadır.

2.3.2 X-Işınının Kantitesine (Miktarına) Etki Eden Faktörler:

X ışınlarının kantitesi, X-ışını üreten cihazların çıkardığı ışın miktarıyla ilgili bir özellik olup Röntgen (R) ve miliröntgen (mR) birimleri ile ölçülmektedir. Bu birimlerle ifade

edilen değerler ışın yoğunluğu veya bazen radyasyon ışınlaması yerine de kullanılmaktadır. X ışınlarının kantitesi tüp akımı şiddeti (mA), tüp gerilimi (kV) ,uzaklık ve filtrasyon gibi parametrelere bağlı olarak değişiklik göstermektedir.

2.3.2.1. Tüpün Akım Şiddeti:

Tüpün akım şiddeti (mA) olarak ifade edilir. Genellikle süre ile birlikte mAs olarak gösterilir. X-ışını kantitesine direk olarak etkili bir faktördür. Akım şiddeti ile üretilen x-ışını miktarı arasında doğru orantı mevcuttur. Yani mAs iki katına çıkarıldığında X-ışını kantitesi (miktarı) iki katına çıkar. (4,5)

2.3.2.2. Tüpün Gerilimi:

X-ışınlarının kantitesine etkili bir diğer faktör olan tüp potansiyeli veya gerilimi kV olarak ifade edilmektedir. Tüp gerilimindeki artış X-ışını kantitesini arttırmaktadır. Bu artış kV deki değişim oranının karesiyle ilişkilidir. kV'ın %15 oranında arttırılması mAs ın iki katına çıkarılmasına karşılık gelen foton artışına yol açmaktadır. Bu nedenle tüp potansiyeli %15 oranında arttırıldığı durumlarda, film üzerine düşecek X-ışını yoğunluğunu korumak için mAs değeri yarı yarıya azaltılmalıdır. (4,6)

2.3.2.3. Mesafe:

X-ışını şiddetinin mesafeye bağlı olarak azaldığı, X-ışınının bilinen temel özelliklerindedir. Bu azalım, ters kare kanunu olarak adlandırılmakta ve “noktasal bir kaynaktan çıkan X-ışını yoğunluğu (şiddeti) mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalır” şeklinde ifade etmektedir. (6)

2.3.2.4. Ek Filtrasyon:

X-ışınlarının hastaya yönlendirilmeden önce filtre edilmektedir. Burada amaç, ışın demeti içinde yer alan, ancak tanıya hiçbir katkısı bulunmayan düşük enerjili X-ışınlarının elemesidir.

Tanısal amaçlı çalışmalarda X-ışını sisteminde filtrasyon kullanımı çok önemlidir. Tüp çıkışına yapılan ek filtrasyonun amacı tüpten çıkan düşük enerjili X-ışınlarının soğularak hastaya ulaşan X-ışınlarının ortalama enerjisi arttırmaktır. Bunun sonucunda hasta dozu azalır.

2.4. Radyolojide Radyasyon Dozu:

Bir objeye yönlendirilen X ışını demeti, obje ile etkileşime girer ve bu etkileşimin sonucu obje ile ilgili bir bilgi ortaya çıkar. Objeyi kateden X-ışınları, etkileşimlerine bağlı olarak objeden farklı şiddetler ile ayrılır ve görüntü algılayıcısına ulaşarak temsili bir görüntünün oluşmasına neden olur. Tıbbi görüntülerde hastadan çıkan X ışını demeti, etkileşmelerin olduğu alandaki ışınlama farklılıklarını içeren bir görüntüdür. Bu görüntünün en önemli özelliği taşıdığı kontrast bilgisidir. Kontrast ne kadar artarsa yani bir radyografik filmde siyah beyaz kısımlar ne kadar ayırt edilebilirse görüntünün kalitesi o kadar artar. Ancak bu durumda hastaya verilen doz da artar. Hasta dozu artması istenmeyen bir durum olduğu için radyografik filmler en az hasta dozunda en iyi görüntü kalitesi elde edilecek şekilde gerçekleştirilmelidir. Görüntü kalitesi ve alınan doz, hasta anatomisi, tüp voltajı, demet çapı, ışınlanan alanın büyüklüğü ve derinliği, X ışını demetinin hastaya göre konumu gibi birçok parametreye bağlıdır. Parametrelerin herhangi birindeki değişim sonuçları önemli ölçüde değiştirir.

X ışın demeti hastaya yönlendirildiğinde yüksek enerjili olanlar enerjilerini hiç kaybetmeden vücudu delip geçerler. Bu durumda vücut dokularına herhangi bir enerji transferi olmadığı için bir radyasyon dozundan bahsedemeyiz. Ancak radyoloji'de kullandığımız enerji aralığında X ışınları vücudu delip geçmezler. Fotoelektrik olay, Compton ve Rayleigh saçılmaları yaparlar. Bu etkileşmelerden Rayleigh saçılmasında dokuya herhangi bir enerji transferi olmazken fotoelektrik olayda gelen fotonun tüm enerjisi Compton

saçılmasında ise geri tepen elektron enerjisi dokuda soğurulur. Böylece ilgili vücut dokuları radyasyon dozuna maruz kalmış olur.

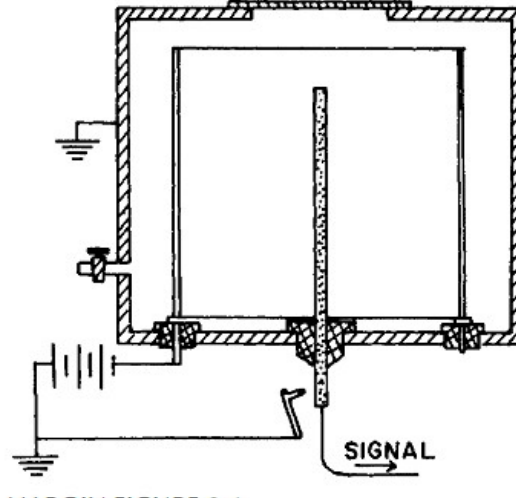
Tüm insanlar yaşamları boyunca doğal ve yapay kaynaklardan sürekli olarak ışınlanmaktadırlar. Vücudumuza radyasyon veren X ışını görüntüleme sistemlerinin tıpta kullanılmaya başlanmasıyla radyasyonun insanda bedensel ve kalıtsal etkiler meydana getirdiği anlaşılmıştır. Bu etkilerin belirlenebilmesi için hastaya verilen radyasyon miktarı ve hastanın aldığı radyasyon miktarının (soğulan doz) dozimetrik sistemlerle belirlenmesi uluslar arası radyasyondan korunma kuruluşlarınca zorunlu hale getirilmiştir.

2.4.1. Işınlama Birimi ve Ölçümü:

Işınlama bir noktaya düşen radyasyon miktarını ifade eder. Yalnızca X ve gamma ışınları için geçerlidir. Işınlamanın özel birimi Röntgen (R), SI birimi ise C/kg' dir. Röntgen, 1 kg havada $2,58 \times 10^{-4}$ C'luk (+) ve (-) iyonlar oluşturan radyasyon miktarıdır.

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad \text{veya} \quad 1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R' dir.}$$

Işınlama ölçüm noktasına konan bir iyon odası ile ölçülür. İyon odası, radyasyonun gaz ortam içinde meydana getirdiği iyonların toplanması ilkesine dayanır. İyon odasında gaz ortam genellikle atmosfer basıncında hava ile doludur. Dedektörün merkezinde pozitif yüklü anot ve bunun çevresinde silindirik şekilde negatif yüklü katot bulunur (Şekil 3). Dedektör içerisinde X ışınları tarafından oluşturulan negatif (-) ve pozitif (+) yüklü iyonlar, yüksek gerilim kaynağı tarafından uygulanan elektrik alanı yardımı ile elektrotlar üzerinde toplanır. Negatif yüklü iyonlar anotta pozitif yüklü iyonlar ise katotta toplanır. Bu durum anot ve katot arasında küçük bir elektrik akımının geçmesine neden olur. Röntgen birimi ile ölçülen ışınlama şiddeti; hava içinde X ışınlarının açığa çıkardığı iyonların yük miktarı ile orantılıdır.



Şekil 3: İyon Odası yapısı ⁽⁴⁾

1 iyon çifti, 1.6×10^{-19} C'luk yük taşır. Dolayısıyla 2.58×10^4 C'luk yükü $1,611 \times 10^{15}$ iyon çifti taşır. Havada 1 iyon çifti oluşması için gerekli ortalama enerji, 5.41×10^{-18} joule'dür. Böylece $1,611 \times 10^{15}$ iyon çiftinin oluşması için gerekli enerji 0.00873joule/kg R olarak bulunur. Bu da bize 1 Röntgen'lik ışınlama sonucu 1 kg havada soğurulan enerjiyi verir. Dozun özel birimi rad, SI birimi ise Gray'dir. Rad maddenin 1 gramına 100 erg'lik, Gray (Gy) ise 1 kilogramına 1 Joule'lük enerji veren radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/gr}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad 'dır.}$$

Dolayısıyla 1 Röntgen'lik ışınlama sonucu 1 kg havada soğurulan doz,

$$0.00873 \text{ J/kgR} = 0,00873 \text{ Gy/ R} = 0.873 \text{ rad/R dönüşümü ile bulunur.}$$

Soğurulan doz, herhangi bir madde içerisinde özel bir noktada X ışını etkileşmeleri sonucunda maddeye transfer edilen enerji miktarıdır. Radyasyonun yaptığı hasar, radyasyondan alınan enerjinin miktarına bağlıdır. Bu yüzden radyolojik işlemlerde vücut dokusu içerisinde soğurulan dozun hassas bir şekilde belirlenmesi gereklidir.

Bu amaçla Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission on Radiological Protection – ICRP) etkin doz kavramını tanımlamıştır. Buna göre radyasyona duyarlı olan oniki organ için soğrulan dozlar ölçülmeli ve her bir organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabında kullanılacak etkin doz (E) bulunmalıdır. (7)

$$E = \sum W_t \times H_t \quad (1)$$

Burada H_t , T organ ya da dokusundaki eş değer doz W_t ise organ ağırlık faktörüdür.

Eşdeğer dozun ise organ ya da dokudaki soğrulan doz ile bağlantısı aşığıdaki gibidir.

$$E = W_r \times D_{tr} \quad (2)$$

W_r , radyasyon ağırlık faktörü olup değeri x-ışınları için bire eşittir, bu nedenle X ve gamma ışınlarının kullanılması durumunda etkin ve eşdeğer dozların birimleri Sievert'tir. (5)

Her bir hasta için organ dozlarının teker teker ölçülmesi mümkün değildir, ancak havada ya da cilt üzerinde yapılan ölçümlerden, ışınlama süresince elde edilen doz-alan değerlerinden, insan vücudu veya herhangi bir organın benzeşimini veren fiziksel fantomlardaki ölçümlerden ya da matematiksel hesaplamalar sonucunda hazırlanmış tablolardan organ dozlarının saptanmasına çalışılır. ICRP'nin hazırladığı organ ağırlık faktörleri Tablo 1'de görölmektedir (8) .

ORGAN	AĞIRLIK FAKTÖRÜ
Gonadlar	0,20
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi	0,12

(inen ve sigmoid kolon)	
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,05
Meme	0,05
Karaciğer	0,05
Özafagus	0,05
Tiroid	0,05
Kemik yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Diğer organlar	0,05

Tablo 1: ICRP organ ağırlık faktörleri ⁽⁶⁾

2.4.2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri:

Günümüzde maruz kaldığımız radyasyonun en önemli kaynağının doğal radyasyon olup (%82) bunun da en büyük yüzdesini radon gazının oluşturduğu anlaşılmıştır. Kozmik ve yer küreden kaynaklanan radyasyonlar ise %11 lik oranı kapsamaktadır. İnsan yapısı radyasyonlar %8 lik dilimleri, internal radyasyon ise %11 lik oranı kapsamaktadır. İnsan yapısı radyasyonlar sınıfına giren tanısız amaçlı X-ışınları %11, nükleer tıp uygulamaları %4, tüketim ürünleri ise sadece %3'lük bölümü oluşturmaktadır. Diğerleri ise mesleki radyasyonlar %0,3, nükleer yakıt döngüsü %0,1, nükleer patlamalardan %0,3 ve çeşitli nedenlerden kaynaklanan %0,1 radyasyonlar olup tüm radyasyon ışınlamaları içinde kapsamı %1 den azdır. ^(7,9)

Durum böyle olduğu halde radyasyonun zararlı etkileri, X-ışınlarının tıbbi amaçlı kullanılmaya başlanmasından kısa bir süre sonra belirtilmeye başlanmış, X-ışınlarına bağlı ilk kanser vakası da 1902 yılında rapor edilmiştir. X-ışınları dışında, Uranyum, Polonyum ve

radıyum gibi radyoaktif maddelerin bulunması, bu türden radyoaktif maddeleri kullanan sanayi kollarında çalışan işçilerde ortaya çıkan ve geçmeyen el ve vücut yaraları, cilt kanserleri ve hematopoetik sistem bozuklukları, esrarlı ölüm vakaları radyasyonla uğraşanların ya da radyasyona maruz kalanların büyük risk altında oldukları gösterilmiştir. (7,10)

Radyasyonun sağlık etkileri dozun büyüklüğüne ve vücudun ışınlanan bölgelerinin özelliklerine göre değişik zamanlarda ve farklı tiplerde ortaya çıkabilir ⁽⁸⁾.

Radyasyonun etkileri deterministik etkiler ve stokastik etkiler olarak sınıflandırılır (Tablo 2).

Deterministik Etkiler	Stokastik Etkiler
Ölüm, cilt yanıkları,	Kanser, genetik etkiler.
Katarakt, kısırlık	

Tablo 2’de Deterministik ve Stokastik radyasyon etkileri

2.4.2.1. **Deterministik Etkiler:**

Hasarlı DNA düzgün onarılmadığı durumda hücre ya bozuk bir metabolizma ile sağ kalacak ya da ölecektir. Vücudun birçok organ veya dokusu, önemli sayıda hücre kaybına karşın etkinliklerini olağan bir şekilde sürdürebilir. Yine de, hücre kaybı belli bir sayının üstüne çıktığında organ ya da dokularda, dolayısıyla ışınlanan kişilerde gözlenebilir hasarlar ortaya çıkacaktır. Bu da ancak bu kadar çok sayıda hücrenin ölümüne neden olacak büyüklükte bir radyasyon dozuyla karşılaşılması sonucu gerçekleşir. Etki eşliğini aşan akut doz almış kişilerde ortaya çıkan bu tür hasarlara “deterministik etkiler” denir ⁽⁹⁾.

2.4.2.2. **Stokastik Etkiler:**

Radyasyonun verdiği hasar sonucu hücre ölmüyor ancak değişikliğe uğruyorsa bu hücredeki hasar genellikle onarılır. Onarım mükemmel olarak gerçekleşmediği durumda,

değişim yavru hücrelere aktarılacak ve ışınlanan kişinin organ veya dokularında er ya da geç kanser oluşumuna yol açacaktır. Eğer hücreler ışınlanan kişinin çocuklarına genetik bilgilerin aktarılmasıyla ilgiliyse kalıtsal bozukluklar ortaya çıkabilir. Kişinin kendisinde ya da çocuklarında ortaya çıkan bu tür etkiler “stokastik (rastlantısal) etkiler” olarak adlandırılır. Kısaca, kanser ve kalıtsal etkiler radyasyonun stokastik etkileridir, belirli bir eşik doz yoktur, ortaya çıkma olasılığı doz ile artar ⁽⁹⁾.

2.4.2.3. Radyasyonun Biyolojik Etkilerinin Sınıflandırılması:

Radyasyonun biyolojik etkilerinin sınıflandırılması iki başlık altında açıklanabilir. Radyasyonun erken ve geç dönem etkileri olmak üzere sınıflandırılabilir.

2.4.2.3.1. Radyasyonun erken dönem etkileri:

Belirtileri, radyasyon alımını takip eden günler hatta saatler içerisinde ortaya çıkan etkilerdir. Radyasyonun akut dönem etkileri olarak da adlandırılabilir. Radyasyon dozunun doku üzerine etkisi sonucu oluşan hastalıklar Tablo 3’te belirtilmektedir. Bunlar arasında en erken tanımlananlar kanın şekilli elemanları ile üreme hücrelerinde görülen ve radyasyon alımını takip eden saatler içerisinde ortaya çıkan değişikliklerdir. Işınlamanın erken etkisi olarak kanın şekilli elemanlarından lökositlerde azalma tespit edilirken, periferik yaymada lenfositlerde oranca artış, granülositlerde ise azalma dikkat çekmektedir. Ancak bu tür hematolojik depresyonun saptanabilmesi için asgari 25 rem (0.25 Sv) tüm vücut ışınlaması gerekmektedir. Eritrositlerdeki azalma ise lökositlere oranla daha sonra ortaya çıkmakta ve tespit edildiğinde radyasyon hasarının daha ağır olduğunu kanıtlamaktadır.

Üreme hücreleri içinde ışınlanmaya en hassas olanı spermatogoniumlardır. Bu hücrelerde radyasyona bağlı azalım ekspozürden sonraki saatler içinde gerçekleşmektedir. 1Sv (100 rem) ani radyasyon dozu erkekte sperm, kadında ise yumurta üretimini yavaşlatmakta olup 0,25 Sv ani doz seviyesinden itibaren üreme hücrelerindeki değişiklikler laboratuvar

bazında tespit edilebilmektedir. Bu seviyelerdeki ışınlama dozlarında oluşan değişiklikler genellikle kısa bir süre içerisinde normale dönerken 4 Sv (400 rem) ve üzerindeki dozlardaki ışınlamalarda kısırlık mutlaklıdır.

Deri; kan ve üreme hücrelerine nispeten radyasyona daha az duyarlıdır. Cilt üzerinde ışınlamaya bağlı gelişen kızarıklıklar şeklinde tanımlanan eritem, radyasyona maruz kalıktan yaklaşık 1–3 hafta içerisinde ortaya çıkmaktadır. Eritemin ortaya çıkış süresi ve derecesi radyasyonun şiddeti ve radyasyona maruz kalan alanın genişliğine göre değişiklik göstermektedir. Maruz kalınan radyasyon dozu yükseldikçe cildin daha derin tabakalarının etkilenmesine bağlı olarak ülserasyon ve nekrozlar gelişmektedir.

Vücuttaki saç ve kılların radyasyonun etkisi ile dökülmesi olan epilasyonun derecesi, aynı eritem de olduğu gibi maruz kalınan radyasyonun şiddeti ile doğru orantılı olup radyasyonun tatbikinden yaklaşık 2 hafta sonra görülmeye başlar. 300–600 rem’lik dozlarda (3–6 Sv), dökülen kıl ve tüylerin yeniden büyümesi için 2–3 ay gerekirken; 1000–2000 rem’lik dozlarda bu süre 6–8 aya dek uzamaktadır. 3000–6000 rem’lik lokal dozlar ise kalıcı epilasyona neden olabilmektedir⁽⁴⁾.

Uzun zaman zarfında alınan küçük dozlardaki radyasyon, insanda kısa dönemde belirgin bir rahatsızlık tablosu veya hastalık yaratmazken ani ve yüksek doz ışınlama sonrasında alınan radyasyon, ışınlanan vücut parçası ile ilişkili olarak bir dizi rahatsızlık ve hatta ölümlü sonuçlanan değişiklikler oluşturmaktadır. Ani doz kavramı Türkiye Atom Enerji Kurumu Radyasyon Güvenliği Yönetmeliğinde, bir kişinin 50 mSv (5 rem) den fazla ani bir vücut dozu alması şeklinde tanımlanmaktadır. Hafif radyasyon hasarı olarak da nitelendirilen bu düzeydeki doz alımının radyasyon güvenliği ulusal merkezine bildirilmesi zorunludur.

0,25 Sv (25 rem)'e kadar alınan ani tüm vücut dozu ışınlamasında radyasyon, klinik bir etki oluşturmadığı gibi, ne bu dozu alan kişi ne de o kişiyi muayene eden hekim tarafından fark edilir.

0,25–1 Sv (25–100 rem) ani doz alımında, kişinin kendisi bir şey hissetmediği halde yapılan kan sayımında lökositlerin sayısında azalma ve oranında değişme tespit edilir. Böyle bir durumda hasta birkaç gün gözetim altında tutulmalı ve hayat dozu dikkate alınarak radyasyonla ilgili çalışmaları yeniden düzenlenmelidir.

Doku ve Etki	Tek bir ışınlamadan alınan toplam doz (Sv)	Fraksiyonel veya uzayan ışınlamalarda alınan toplam doz eşdeğeri (Sv)	Yıllık doz hızı yüksek fraksiyonlu veya uzayan ışınlamalar yıllarca sürerse (Sv/y)
Testis Geçici kısırlık	0,15	U	0,4
Sürekli kısırlık	3,5 – 6,0	U	2,0
Overler Kısırlık	2,5- 6,0	6,0	0,2
Lens Opasitesi	0,5–2,0	5,0	0,1
Katarakt	5,0	8,0	0,15
Kemik iliği Kan yapıcı sistem Depresyonu	0,5	U	0,4

Tablo 3: Radyasyon dozunun vücuda etkisi sonucu oluşan hastalıklar

1Sv üzerindeki dozlarda kişi, almış olduğu radyasyonun bünyesinde yarattığı rahatsızlığı hissetmeye başlar. Hafif derece radyasyon hastası olarak kabul edilir. Mide bulantısı, kusma, iştahsızlık ve halsizlik gibi belirtiler gösterir.

2–3 Sv (200–300 rem) ani tüm vücut doz alan kişi orta derece radyasyon hastasıdır. Ciltte eritem oluşur ve buna bağlı şikâyetler birkaç hafta içinde yok olur.

3–6 Sv lik tüm vücut doza maruz kalan kişi ağır radyasyon hastasıdır. Kusma, mide, bulantısı, halsizlik yanında yüksek ateş, ciltte morarma ve yanıklar, mukozada kanayan yaralar, saç ve kıl dökülmesi, aşırı kilo kaybı görülür. İyi bir tedavi halinde bile 2–6 hafta içerisinde ölüm kaçınılmazdır. (8,10)

6 Sv ve üzeri tüm vücut dozunda ise kişinin kurtuluşu yoktur.

2.4.2.3.2. Radyasyonun geç dönem etkileri:

Radyasyonun geç dönem etkileri ışınlamadan aylar yıllar sonra ortaya çıkan ve çoğu kez ölümcül olan bir dizi hastalığı kapsamaktadır. Radyasyonun geç dönem etkilerinin başında kısırlık ve katarakt gelmektedir.

Yaklaşık 15 yıl ve üzeri devamlı olarak radyasyona maruz kalanlarda ve koruma şartlarını yerine getirmeyenler de katarakt riski oldukça artmaktadır.

2.4.3. Güvenli Radyasyon Doz Sınırları:

Uluslararası radyasyondan korunma komitesi (ICRP) , yaptığı araştırmalar neticesinde, belirli sınırların üzerine çıkılmadığı takdirde, radyasyonun insana zararlı olmayacağını, belirli

doz sınırının altındaki radyasyonun ise modern yaşamın kaçınılmaz olan diğer sağlık risklerinden daha fazla olmayacağını belirtmiştir. Komisyonun bu açıklamalarından yola çıkılarak güvenli radyasyon dozu sınırları saptanmıştır. ICRP, doz sınırlarının altında kalınmak şartıyla, radyasyonla ömür boyu güvenle çalışılabileceği görüşünü de benimsemiştir⁽⁴⁾.

Radyasyon görevlileri, gerek bu hizmete atandıklarında gerekse hizmet süresince periyodik olarak sağlık kontrollerinden geçirildiklerinden ve maruz kaldıkları radyasyon dozları sürekli olarak izlenip kaydedildiğinden alabilecekleri doz seviyesi daha yüksek düzeyde tutulmaktadır. Bu cümleden, kimlerin radyasyon görevlisi statüsünde kabul edileceği sorusu ortaya çıkmaktadır. ICRP, bu konuda onda üç kuralını gündeme getirmiştir. Buna göre bizzat radyasyon ile çalışan görevlilerin alınmasına müsaade edilen yıllık doz sınırının onda üçünden fazlasını alma olasılığı bulunan kişiler doz izlemine tabi tutulmakta, bu seviyenin altındaki dozlara maruz kalma olasılığındaki bireyler ise izlem kapsamına dâhil edilmeyerek radyasyon personeli olarak sayılmamaktadır ⁽⁷⁾. Böyle bir kontrole ve doz izlemine tabi tutulmayanların alabilecekleri yıllık radyasyon dozu, görevliler için belirlenen dozun onda biri (1/10) ile sınırlandırılmıştır ^(4,6).

Tüm vücut için kabul edilen bu güvenli radyasyon dozu sınırı radyasyonla çalışan personel için 50 mSv/yıl (5 rem/yıl), diğer bireyler için ise 5 mSv/yıl (0,5 rem/yıl)' dır. Ayrıca bu dozlar, radyasyon ile çalışan personel için 1 saatte yaklaşık 2 mrem (20 µSv), 1 günde 20 mrem (200 µSv), bir haftada 0,1 rem (1000 µSv), 13 haftada ise 3 rem (30 mSv) sınırını aşmamalıdır. Radyasyon ile çalışan personelin tüm iş yaşamı boyunca maruz kalabileceği maksimum radyasyon dozu ise “ $D = 5 (N-18)$ rem veya $D = 50 (N-18)$ mSv “ olarak hesaplanmaktadır. Burada N olarak belirtilen gösterge, radyasyon personelinin yaşını ifade etmektedir. ^(9,10)

Tanımlanan tüm bu güvenli doz sınırları, tüm vücuda yönelik olan radyasyon dozunu belirlemede olup farklı organ ve dokulara özgü olarak da değişiklik gösterebilmektedir. Bu farklılık göz merceği için maksimum sınır dozu değeri tüm vücut dozunun 3 katı, diğer tek doku veya organ için ise 10 katı daha fazladır. Örneğin göz merceği için söz konusu maksimum sınır dozu değerleri radyasyon ile bilfiil çalışan personel için 150 mSv/yıl (500 rem/yıl), diğer bireyler için ise 50 mSv/yıl (50 mrem/yıl) düzeyindedir. Ayrıca radyasyonun terapötik uygulamalarında vücudun sadece belirli kesimleri ışınlandığında, izin verilen doz sınırları daha da yükselebilmektedir.⁽⁹⁾

Toplum üyesi kişiler için etkin doz yılda 1 mSv'i geçemez. Özel durumlarda; ardışık beş yılın ortalaması 1 mSv olmak üzere yılda 5 mSv'e kadar izin verilir. Cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 50 mSv, göz merceği için 15 mSv'dir

2.4.4. Hasta Dozimetrisi:

2.4.4.1. Giriş doz ölçümü:

Hasta veya hasta benzeşimi fiziksel bir fantomun yüzeyinde soğrulan doz uygun bir detektörle ölçülebilir yâda havada yapılan ölçümlerden hesaplanabilir. Hasta veya hasta eşdeğerindeki fiziksel fantom ölçümler, hastanın iç kısmından gelen geri saçılmış fotonlardan etkilenir. Havada elde edilen sonuçlar belirlenen geri saçılım faktörleri ile çarpılmalıdır. Ayrıca havadaki doz ölçümleri odak cilt yüzeyi uzaklığından farklı bir uzaklıkta yapılmış ise sonuçlar gene ters kare kanununa göre değiştirilmelidir. Gerçek doku ve havada yapılan ölçümler arasında μ_D ve μ_H sırasıyla doku ve hava için kütle azalım katsayıları olmak üzere μ_D / μ_H nın havada ölçülen doz ile çarpımından cilt giriş dozu elde edilmektedir⁽¹¹⁾.

Ters Kare Düzeltme Faktörü (TDF):

$$\frac{\text{Odak İyon Odası Mesafesi}}{\text{Odak Hasta Mesafesi}} = \frac{100}{100 - \text{Fantom Kalınlığı}} \quad (3)$$

Havadan Dokuya Geçiş Düzeltme Katsayısı

$$(\mu)_{\text{doku}} / (\mu)_{\text{hava}} = 1.06 \quad (4)$$

Fantom üzerindeki deri dozunun belirlenmesi:

$$\text{Giriş Cilt Dozu (GCD)} = [\text{HK}] \times [\text{TDF}] \times [\mu_{\text{hava}}/\mu_{\text{doku}}] \times [\text{GSF}] \quad (5)$$

HK: Hava Kerma

TDF: Ters Kare Düzeltme Faktörü

GSF: Geri Saçılma Faktör

2.4.4.2. Organ dozlarının saptanması:

Hastalar için her bir organın aldığı dozun ölçülmesi mümkün değildir. Bu çalışmada organ dozunun hesaplanabilmesi için matematiksel fantom kullanılmıştır. X-ışın tetkiklerin matematiksel benzeşimleri yapılarak organ dozlarının bu fantomlarda hesaplanmaları gerçekleştirilmiştir. Monte Carlo hesaplarının kullanıldığı bu tetkikte istenilen boyut ve spektrumda oluşturulan X-ışın demetinin matematiksel fantomda ki Fotoelektrik ve Compton etkileşimlerinin benzeşimi yapılmakta ve organ dozları hesaplanmaktadır (1).

2.4.5. Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi:

Kalite performans fantomu sabitlenen parametreler ile 90kVp, 100 kVp ve 110 kVp'de barium enema modunda ışınlanmıştır. Bu ışınlama sonucunda elde edilen görüntüler dijital ortamda DICOM formatında analiz edilerek yoğunluk ve standart sapma değerleri ölçülmüştür. Sinyal / Noise (SNR) ve Field Of Merit (FOM) değerleri belirlenmiştir (12).

Bu değerler; SNR için

$$\text{SNR} = \frac{[\text{BG} - \text{ROI}]}{\left(\frac{\text{STD}_{\text{ROI}}^2 + \text{STD}_{\text{BG}}^2}{2} \right)^{1/2}} \quad (6)$$

SNR : Sinyal / Gürültü

BG: BackGround (arka zemin)

ROI: İlgilenilen Alan

STD_{ROI} : İlgilenilen Alanın Standart Sapması

STD_{BG} : Arka Zeminin Standart Sapması

FOM için;

$$\text{FOM} = \frac{\text{SNR}^2}{\text{ESAK}} \quad (7)$$

Belirlediğimiz SNR değerleri ve o bölgeden elde ettiğimiz ESAK değeri ile formulüze ederek FOM değeri hesaplanır. FOM değeri hastaya verilen doz ile görüntü kalitesini tanımlayan SNR arasındaki sayısal bağıntıyı gösterir ⁽¹³⁾.

FOM : Field Of Merit (sinyalin giriş dozuna göre oranı)

ESAK : Yüzey Giriş Hava Kerma değeri

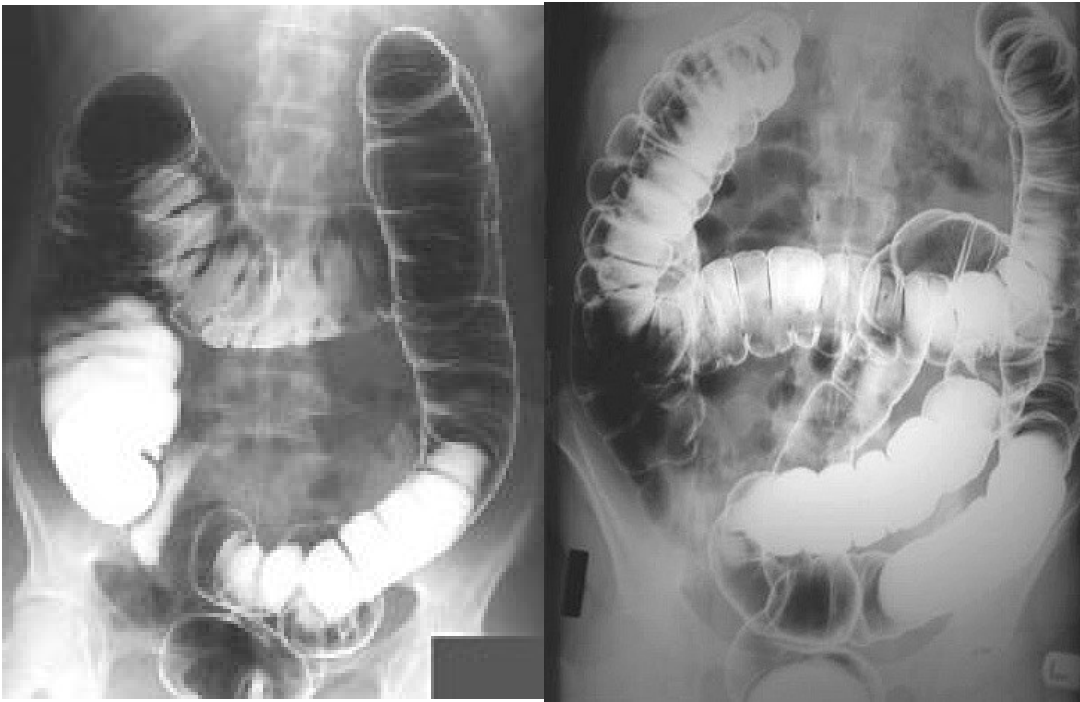
2.5. Yapılan Klinik İnceleme:

2.5.1. Kolon İncelemesi:

Kontrastlı incelemeler, gastrointestinal sistemin temel radyolojik inceleme yöntemi olarak kabul edilir. Tek ve çift kontrastlı kolon çekimleri teşhis amaçlıdır. Kolon incelemelerinde baryum sülfat kullanılır. ⁽¹²⁾ Lavman opak, çift kontrast kolon grafisi ya da baryumlu kolon grafisi olarak adlandırılır. Makattan baryumlu kontrast madde ve hava verilerek kalın bağırsakların incelenmesidir. Tetkikin öncesinde hastanın üç günlük hazırlığı gereklidir ⁽¹⁴⁾.

Hazırlık:

Hasta, randevu tarihinden üç gün öncesinden başlayarak katı ve gaz yapıcı gıdalar yememelidir. Tetkikten önceki akşamdan itibaren yemek yenmemesi gerekir. Ayrıca tetkik öncesinde, bağırsakların temizlenmesi amacıyla doktor tarafından yazılan müshil ve lavman uygulanır. Böylece, bağırsaklarda dışkı artığı kalmaması sağlanır. Tam temizliğin yapılamadığı durumlarda film çekilemez. Çünkü barsak duvarına yapışarak kalan dışkı artıkları, tetkikin yetersiz olmasına ya da yanıltıcı görüntüler vermesine neden olabilir. Tetkik öncesinde, hastanın sürekli kullandığı ilaçları almasında sakınca yoktur ⁽¹⁵⁾.



Şekil 4: Baryumlu kolon filmi ⁽¹⁶⁾

İnceleme Yapılış Şekli:

İncelemeyi bir radyoloji doktoru ve bir radyoloji teknisyeni yapar. Hastanın makatına yerleştirilen bir tüp veya sonda yoluyla önce kontrast madde sonra da hava verilir. Daha sonra hasta kendi etrafında döner, böylece verilen ilaç ve havanın iyice karışması ve barsak duvarını sıvaması sağlanır. Daha sonra, kalın barsak ekranda izlenerek çeşitli pozisyonlarda filmleri çekilir (Şekil 4). Çekim esnasında bazı kalın barsak kısımlarının daha iyi görüntülenmesi için hastaya belli pozisyonlar verilir. Verilen hava ve ilaç nedeniyle bazı hastalarda hafif ağrı ya da tuvalet ihtiyacı oluşabilir. Hastanın verilen ilaç ve havayı çekim sonuna kadar (yaklaşık 15 dakika) tutması gereklidir. Tüm işlemler yaklaşık yarım saat içerisinde tamamlanır. Çekim bitince sonda çekilerek hasta tuvalete gönderilir.

İnceleme için alınacak görüntü sayısı (genel kolon, rektosigmoid, çıkan kolon, Transvers kolon, inen kolon, çekum, sırtüstü soldan sağa 10° , sırtüstü sağdan sola 10°, yüzüstü soldan sağa 10°, yüzüstü sağdan sola 10°) en az on tane olmalıdır. Ancak görüntülenecek alana ve değerlendirilecek organa göre farklı birkaç görüntü daha alınabilir. İnceleme yapılırken belli dokuları daha iyi görmek için kontrast madde (baryum) verilir. Bu kontrast madde yüksek yoğunluklu ve atom numaralı olduğu için daha yüksek enerjili X-ışınları ile görüntüleme yapılır. Kontrast madde hastaya verildiğinde, kontrast maddenin geçtiği alanlarda daha fazla (fotoelektrik etki ile) soğurulma olacağı için bu alanlar filmde radyopak olarak görülür. Sonuçta elde edilen radyografide kontrast çok iyi olacağından ayırıcı tanı kuvvetlenir. Daha iyi bir grafi elde edebilmek için ışınlama parametreleri artırılırsa hasta dozu da artar. Bunun yanı sıra dozu etkileyen diğer bir parametre de hasta kalınlığı ve hacmidir. Kalınlık ve hacim arttıkça doz soğurulumu artacağı için hasta dozu artacaktır.

Baryumlu kalın bağırsak incelemesinde radyografik ve floroskopik görüntüler alınır. Alınan görüntülerde radyografik görüntülerin dozu floroskopik görüntülerin dozundan daha yüksektir fakat radyografik görüntülerin süresi milisaniye (ms) mertebesinde fakat floroskopik görüntülerin süresi dakikalar mertebesinde olduğu için toplam doza floroskopik ışınlamada dozunun katkısı oldukça fazladır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal:

3.1.1. İncelemede Kullanılan Sistem:

İncelemeler Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji bölümünde hizmet vermekte olan floroskopi sisteminde (Philips, Tele Diagnost, Optimus 65 X-ray generator versiyon 3) gerçekleştirilmiştir (Şekil 5).

3.1.1.1. Philips, Tele Diagnost, Optimus 65 X-ray generator

- DC voltaj
- Power supply 400 ± 10 %
- Teknik: kV – mAs
- mAs üretimi 65 mAs

- Yüksek voltaj 77 kV
- Sıcaklık 10°- 40°
- Basınç 70-110kPa
- Lamba 150 W halojen
- Compression: 7–10–14 kg



Şekil 5: Philips Floroskopi Cihazı ⁽¹⁷⁾

Radyografi;

- Maksimum voltaj 150 kV
- Maksimum elektrik gücü 65 kW
- Tüp voltajı 40–150 kV
- Tüp akımı 1mA–650 mA

Floroskopi;

- Maksimum voltaj 110kV (opsiyonel 125 kV)
- Continuous output 650 W(650 mA ve 100kV)
- Tüp voltajı 40–125 kV
- Tüp akımı 0.1mA- 6mA
- Maksimum işınlama 800 ms

Görüntü Güçlendirici

- 23, 31, 38 cm

X-Işın Tüpü:

- Süper Rotalix Metal SRM GS 05 11
- Fokal spot: 0,5 – 1,1 mm
- Anot açısı: 11°

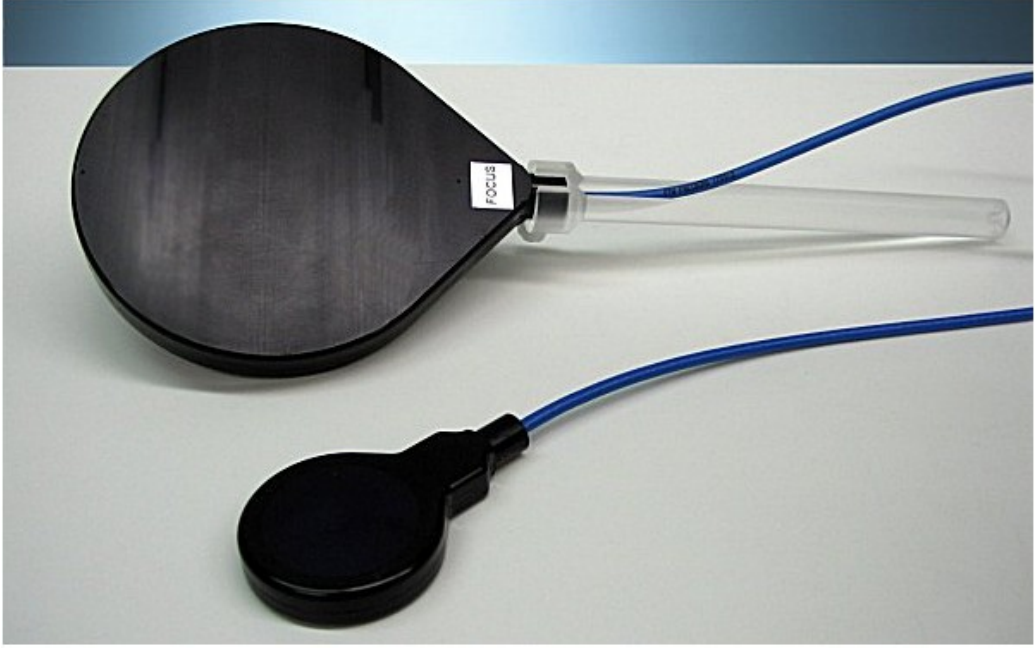
Radyoloji bölümündeki floroskopi sisteminde yapılan kolon incelemelerinde “*Barium Enema*” modu kullanılmaktadır. Bu incelemenin yapıldığı sistemde hem radyografik hem de floroskopik ışınlama modu kullanılmaktadır. Kolon görüntülemesinde kullanılan floroskopi cihazı Şekil 5’te görülmektedir.

3.1.2. Performans, Görüntü Kalitesi Ve Doz Değerlendirmelerinde Kullanılan Test Cihazları:

3.1.2.1. İyon Odası Ve Elektrometre:

PTW Freiburg, SFD Chamber Type 34069:

- 6 cm³ hacminde, 0.32 mm kalınlığında ve 38 mg/cm² alan yoğunluğundadır.
- Ölçüm alana 5x5 – 40x40 arasındadır (Şekil 6).
- Voltajı 100- 400 V arasında, Nominal 200 V tır.
- Enerji bağımlılığı radyoloji (50–150 kVp) için ≤ 3% .
- Elektrot materyali PMMA (0.54 mm) grafit kaplı, Al 99,98 R foil (0.008 mm).
- Sıcaklık 10–40 °C, basıncı 700- 1060 hPa arasında.



Şekil 6: İyon Odası ⁽¹⁸⁾

PTW Freiburg, Unidose E, universal dosimeter Type 10008:

- Doz, doz hızı, mA, mAs ölçer
- 50 Voltluk steplerle 0 ile 400 volt arasında voltaj değişimi vardır.
- Sıfırlamayı 51 saniyede yapar.
- Çalışma sıcaklığı 10–40 °C, basıncı 700- 1060 hPa arasında.
- Maksimum zaman 1,6 ms
- Kısa puls aralığı 5 ms den düşük.
- Stabilizasyon zamanı 5 dakika.
- Boyutları 100 mm x 250mm x 260mm ve 3,2 kg ağırlığında (Şekil 7).
- İyon odası ve elektrometre arasında 5 metre triaksiyel iletim kablosu.



Şekil 7: Elektrometre ⁽¹⁹⁾

3.1.2.2. Alüminyum ve bakır filtreler:

- %99.99 saflıkta olmalıdır.
- 1mm den 5 mm kadar 10 adet Al (0,5 mm aralıklarla)
- 14,5x14,5cm boyutlarında
- 2mm kalınlığında 2 adet Cu filtre

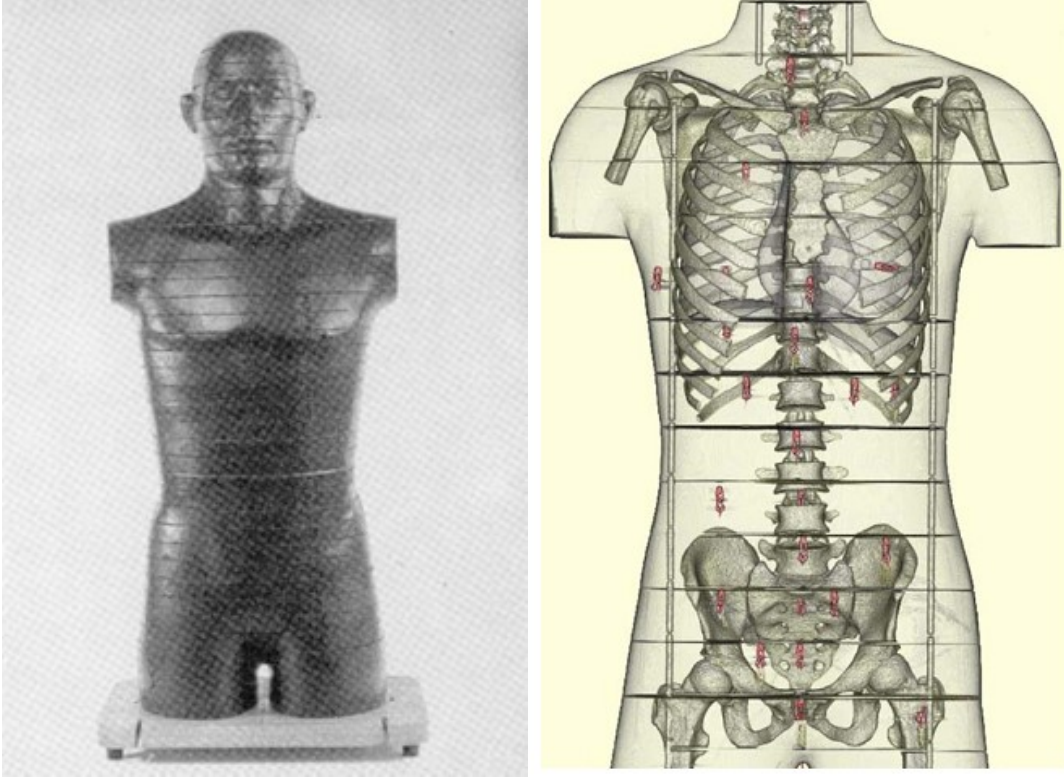
3.1.2.3. Matematiksel fantom:

- PCXMC 1.5.1 yazılım programı (ölçüm tekniği olarak Monte Carlo metodu kullanır.)

3.1.2.4. Alderson Rando Fantom:

- Rando fantom malzemesi X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğerleridir.
- Rando fantomda yumuşak doku kemik ve akciğerler gerçek yoğunluklarına eşdeğerdirler. Yumuşak dokular ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden üretilen rando plastiktir (Şekil 8).
- Etkin atom numarası $7,30 \pm \%1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm \%1,25$ gr/cm³ tür.
- Akciğerler yumuşak doku ile aynı etkin atom numarasına (7.30) sahip olmalarına rağmen kütle yoğunluğu $0,32 \pm \% 0,01$ gr/cm³ tür. Rando fantomdaki kemikler gerçek insan kemikleridir ve rando fantomda insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur.

- Rando fantom 2,5 cm kalınlığında kesitlerden oluşmuştur. Her bir kesitte 3x3 cm² aralıklarla TLD yerleştirmek için dozimetri boşlukları vardır.
- Dozimetri boşlukları standart 5–6 mm çapındadır.



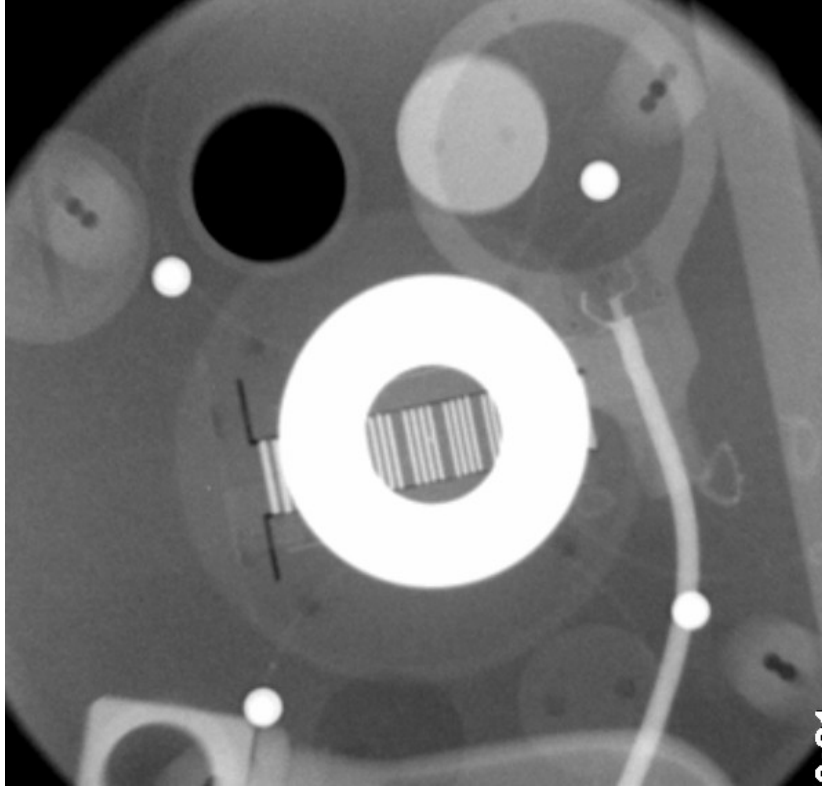
Şekil 8: Alderson Rando Fantom ⁽²⁰⁾

3.1.2.5. PMMA (Polymethylmethacrylate) fantom:

- Hava yoğunluğuna eşit yoğunlukta olan bir fantom
- 4 adet 2cm kalınlıkta.

3.2.1.6. Kalite Performans Fantomu:

Su dolu bir hazne içinde teflon, polietilen, akrilik silindir ve hava bulunan bölümlerin bulunduğu görüntü kalitesi değerlendirmesini sağlayan fantomdur (Şekil 9) .



Şekil 9 : Kalite Performans Fantomu

3.2. Yöntem:

3.2.1. Kolon İncelmesi İçin Radyografi Işınlama Alanlarının Belirlenmesi:

Radyoloji bölümünde yapılan floroskopik incelemeler içindeki çift kontrastlı kolon çekimi için genel belirlenmiş alanlar vardır. Bu alanlar ilgili doktor yardımıyla Alderson Rando fantom üzerinde belirlenmiştir.

3.2.2. Cihazın Yarı Değer Kalınlığının (HVL) Belirlenmesi:

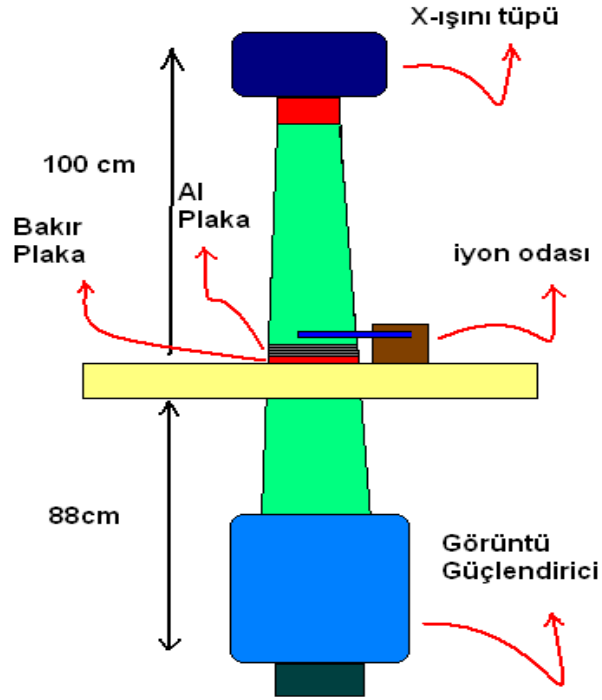
Gerekli Cihazlar:

- İyon odası
- Elektrometre
- Alüminyum plakalar (0–5 mm)
- Bakır plakalar (2x2mm)

Testin Yapılışı:

- X-ışını tüpü, odak noktası- detektör mesafesi 100 cm olacak şekilde ayarlanır.
- X-ışını demeti iyon odası boyutunda kolime edilir. Ve altına 2 mm (Cu) bakır filtre konur. (Şekil 10)
- X-ışını sistemi önceden belirlenmiş voltaj değerlerine ayarlanır. Bu değerler 50 kV'den başlayıp 130 kV'ye kadar uygulanır. mAs değeri 70–100 mR ışınlama değeri verecek şekilde cihazda 400 mA ve 118ms ayarlanır.
- Bakır filtrelerin üzerine Al plakalar konur. İyon odası da üzerine yerleştirilerek ölçüm geometrisi oluşturulur.
- İlk ölçüm 0 mm Al olarak kabul edilerek diğer ışınlamalarda 0,5'er mm Al filtre alınarak X-ışını tüpünün önüne konur. Ölçüm geometrisi bozulmadan alüminyum plakalar sırasıyla 0, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5, 5 mm alüminyum kalınlıkları için ışınlama değerleri sırasıyla μGy ve mGy/s olarak ölçülür. Her kalınlık değeri için ölçüm alınarak değerler çizelgeye kaydedilir.
- Alınan ölçümler sonucunda dozun yarıya düştüğü nokta bulunarak yarı değer kalınlığı (HVL) bulunur.

Çalışmada kullandığımız kVp değerleri ile belirlenen HVL kalınlıkları sınır değer çizelgesine bakılarak toplam filtrasyon belirlenir (Tablo 9).



Şekil 10 : HVL Test Düzenegi

3.2.3. Hasta Doz Ölçümünde Kullanılan Dozimetri Sistemi:

Bu çalışmada kullanılan dozimetri sistemi fantom üzerine yerleştirilen bir İyon Odası ile yapılmıştır.

3.2.3.1. Hasta (Rando Fantom) Üzerinde Cilt Giriş Dozunun Ölçülmesi:

Alderson rando fantom üzerinde çekimi yapılacak alanlar planlanmıştır. Rando fantom masa üzerine yatırıldıktan sonra Gerekli parametreler ayarlanarak belirlenen bu alanlar *barium enema* modunda ve otomatik ışınlama kontrolü ile ışınlanmıştır. Bu çekimlerde sıklıkla kullanılan kV değerleri belirlenerek mAs, ms ve mA değerleri OEK sistemi ile saptanmıştır. Işınlama sonucunda cihazın verdiği kVp, mA, ms değerleri çizelgeye not edilmiştir(Ek-1). Not edilen değerler sabit tutularak fantom ışık alanından İyon Odası konularak, aynı parametrelerle tekrar ışınlama yapılır. Bu ışınlama sonucunda elde edilen doz (μGy), doz hızı (mGy/s) değerleri çizelgeye kaydedilir. Bulunan doz değeri giriş yüzeyindeki

doz deęeridir. Giriş yūzey dozu, cilt giriş dozunu hesaplamak için primer demetin hastaya girdiđi noktada havada ölçülen deęerdir ve GSF deęerini içerir.

Geri saçılma faktörü bulunması:

Yarı değer kalınlık testinden belirlediğimiz toplam filtrasyon kalınlığını NRPB-R186 *organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques* adlı protokoldeki ***RUN 20 pelvis AP*** tablosundan geri saçılma faktörü belirlenir.

3.2.3.2. Radyografik doz ölçüm parametreleri:

Çalışmanın başlangıcından her bir radyografik görüntüleme sonucunda alınan değerler kaydedilir. Fantomun X-ışını tūpüne göre konumu (AP-PA-RLAT-LLAT) belirlenmiştir. Otomatik ışınlama modu kullanılarak gerçekleştirilen radyografik ışınlama sonucunda kVp, mA, ms, mAs, magnefikasyon büyüklüğü, toplam görüntü sayısı not edilmiştir. Cihazla fantom mesafesi, iyon odasıyla fantom mesafesi, masanın yerden yüksekliği gibi mesafe değerleri kaydedilmiş ve sabitlenmiştir. Bunun yanı sıra HVL testi ile değişen kVp değerlerindeki toplam filtrasyon değerleri belirlenmiş ve doz ölçümleri bu değerler üzerinden yapılmıştır.

3.2.3.3. Floroskopik doz ölçüm parametreleri:

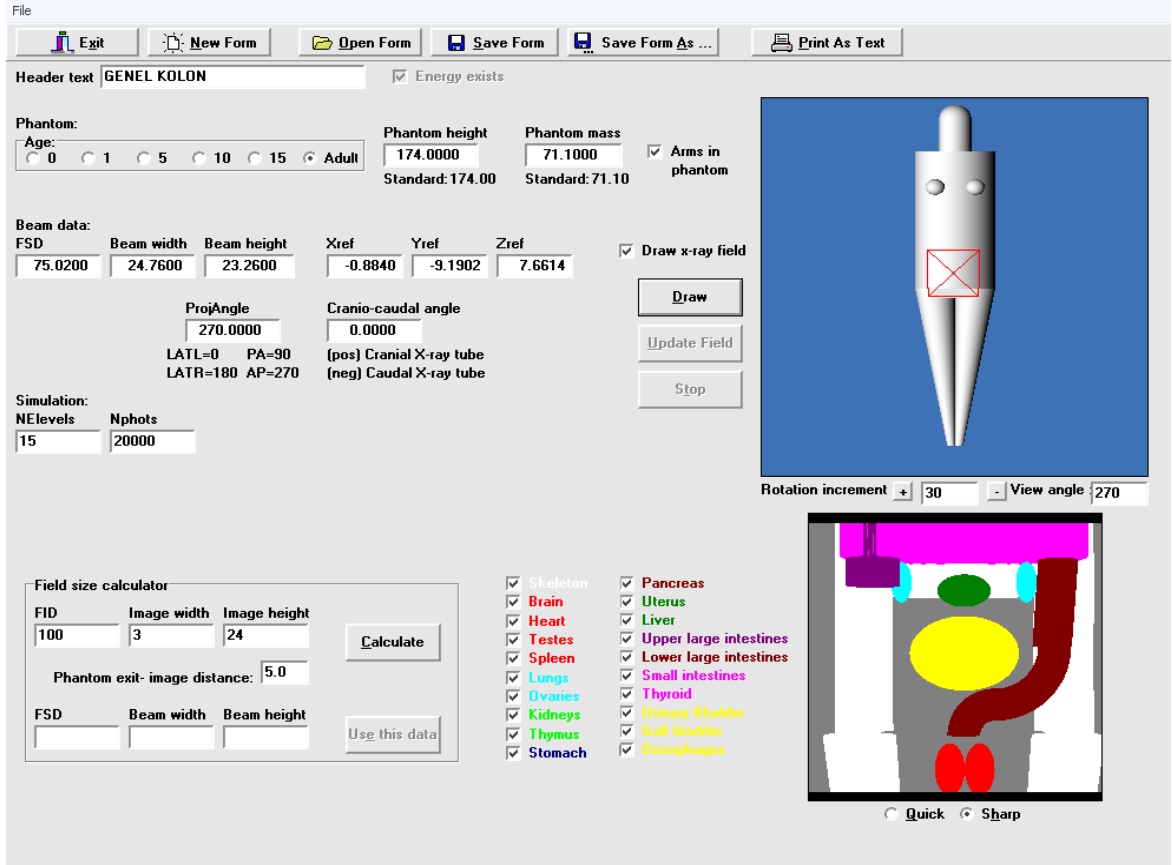
Floroskopik ışınlama sırasında kullanılan kVp, mA, değerleri ve floroskopik ışınlama süresi kayıt edilmiştir. Odak hasta, hasta zemin, hasta kalınlığı gibi değerler sabitlenmiş ve hastanın X-ışını tūpüne göre konumu (AP-PA-RLAT-LLAT) belirlenmiştir. Bu değerler kullanılarak doz ölçümleri yapılmıştır.

3.2.4. Matematiksel Fantom Üzerinde Kolon Tetkiki Değerlendirmesi:

Pratikte karşılaşılan zorlukların giderebilmesi için fiziksel fantomlar yerine matematiksel fantomlar kullanılmaya başlanmış ve X-ışın tetkiklerinin matematiksel benzeşimleri yapılarak

organ dozlarının bu fantomlarda hesaplanmaları gerçekleştirmiştir. Monte Carlo hesaplarının kullanıldığı bu teknikte istenilen boyut ve spektrumda teorik olarak oluşturulan x-ışını demetinin matematiksel fantomdaki Fotoelektrik ve Compton etkileşmelerinin benzeşimi yapılmakta ve organ dozları hesaplanmaktadır. Şekil 10'da insan vücudunun matematiksel tasarımı gösterilmektedir. Organlar ve iskelet sisteminin düzlemler, koniler, silindirlere gibi geometrik şekillerden oluştuğu varsayılmıştır. Örneğin gövde eliptik silindir, beyin elipsoid, uterus düzlemlerle kesilmiş elipsoid olarak tasarlanmıştır. Kadın, erkek temsili fantomlar yanında değişik yaşlardaki çocuk ve bebek modelleri vardır. Bu fantomlarda organların vücut içerisindeki dağılımları homojen olarak kabul edilmiştir.

Monte Carlo yönteminde belirli bir x-ışın spektrumuna ait her bir fotonun fantom boyunca kat ettiği mesafe izlenir ve yol boyunca yapabilecekleri etkileşmelerin olasılıkları kullanılarak tamamen soğruldukları noktada ortama verdikleri enerji bulunur. Bu değer toplam organ kütlesine bölünmesi ile doz hesaplanır. Şekil 11'de PCXMC Matematiksel Fantomu görülmektedir.

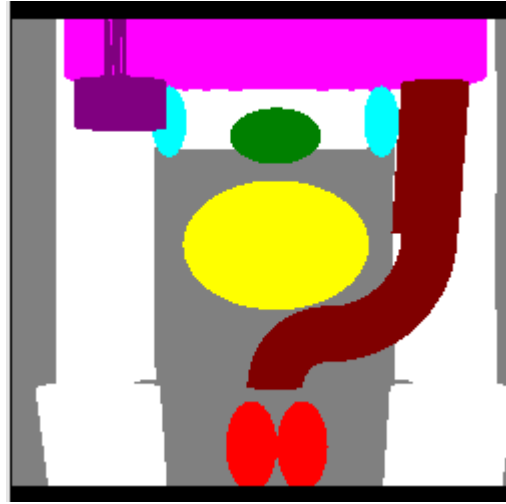
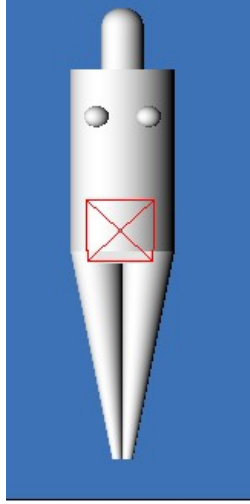


Şekil 11: PCXMC Matematiksel Fantom

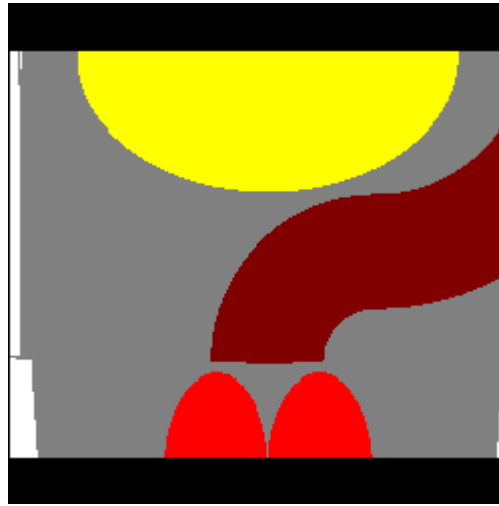
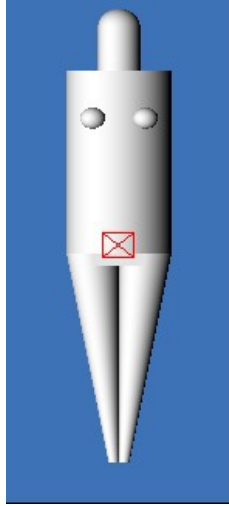
3.2.5. Matematiksel fantomda kolon tetkiki için alanların belirlenmesi:

Alderson rando fantom üzerinde belirlediğimiz alanların aynı boyutları ve projeksiyonları matematiksel fantom üzerinde belirlenmiştir. Şekil 12 ile 21 arasında on farklı alan görülmektedir.

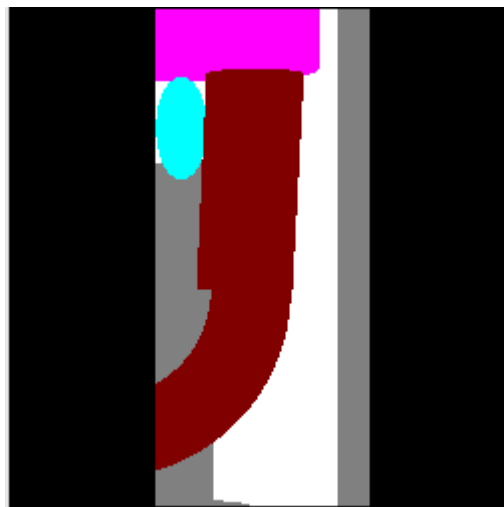
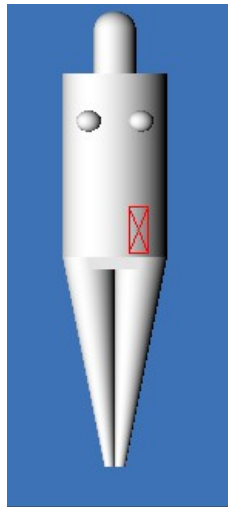
PCXMC 1.5.1 Kolon Alan Tanımlamaları:



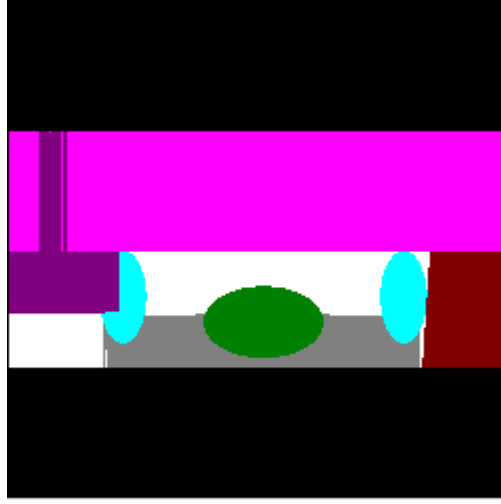
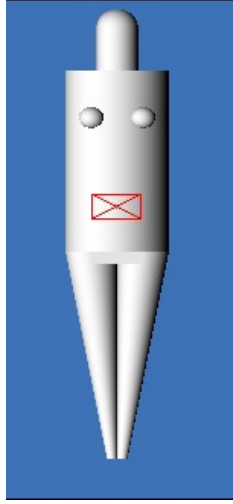
Şekil 12: Alan 1; Genel Kolon



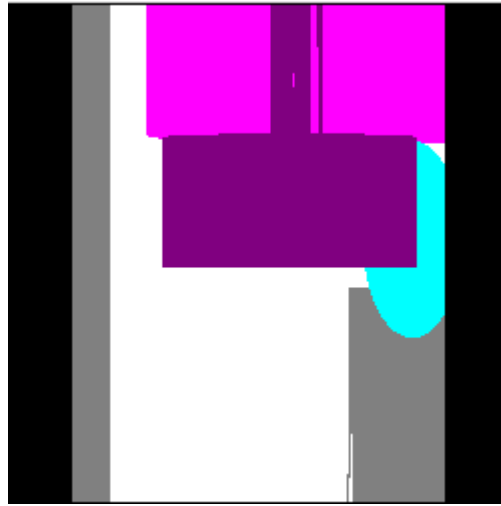
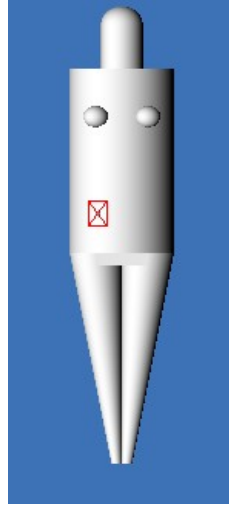
Şekil 13: Alan 2; Rectosigmoid



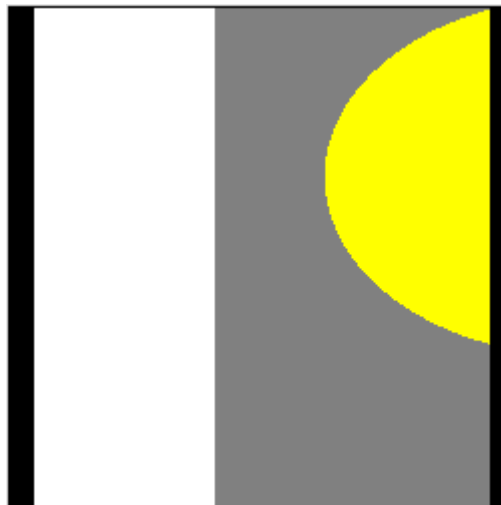
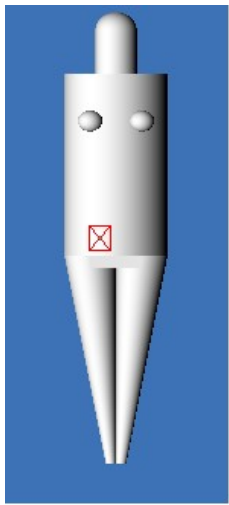
Şekil 14: Alan 3; İnen Kolon



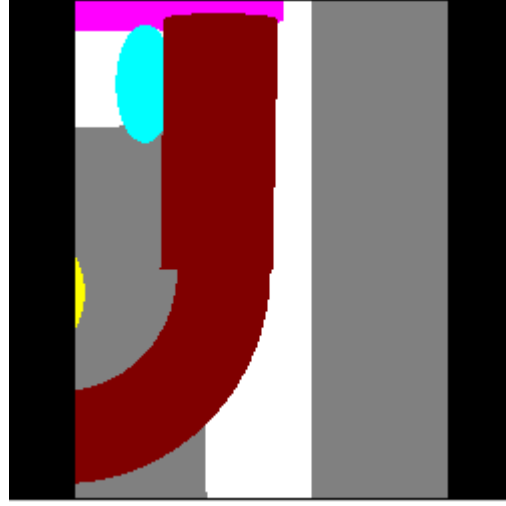
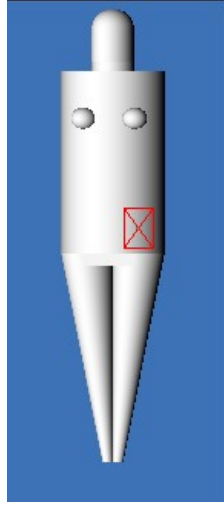
Şekil 15: Alan 4;Transvers Kolon, Flexura



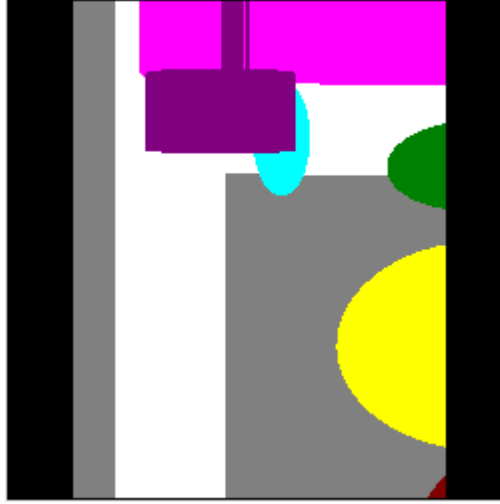
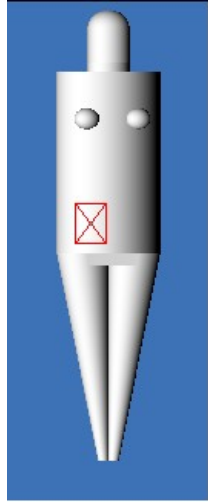
Şekil 16 : Alan 5; Çıkan Kolon



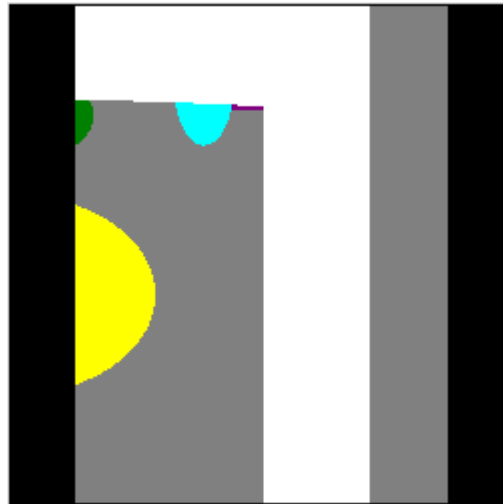
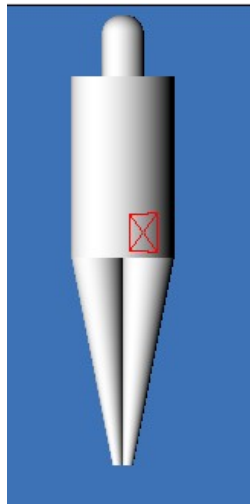
Şekil 17 :Alan 6;Çekum



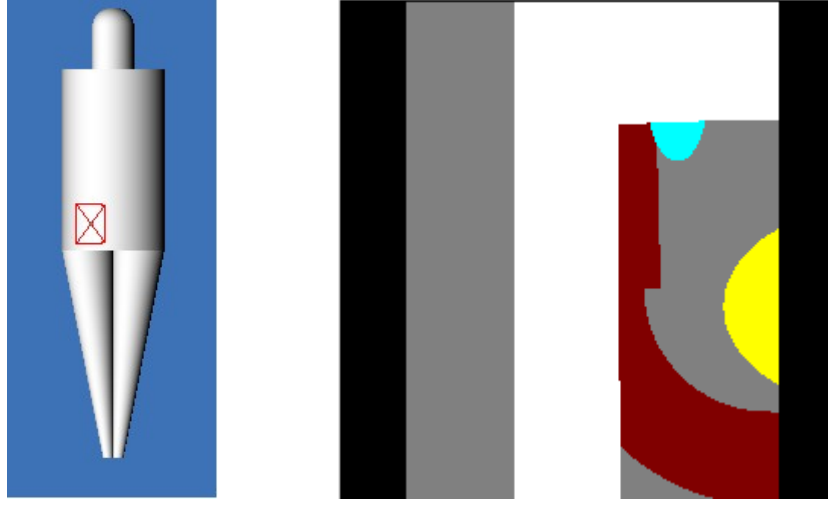
Şekil 18 :Alan 7;Supine (Soldan Sağa 10°)



Şekil 19 :Alan 8;Supine (Sağdan Sola 10°)



Şekil 20 :Alan 9;Prone (Soldan Sağa 10°)



Şekil 21 :Alan 10;Prone (Sağdan Sola 10°)

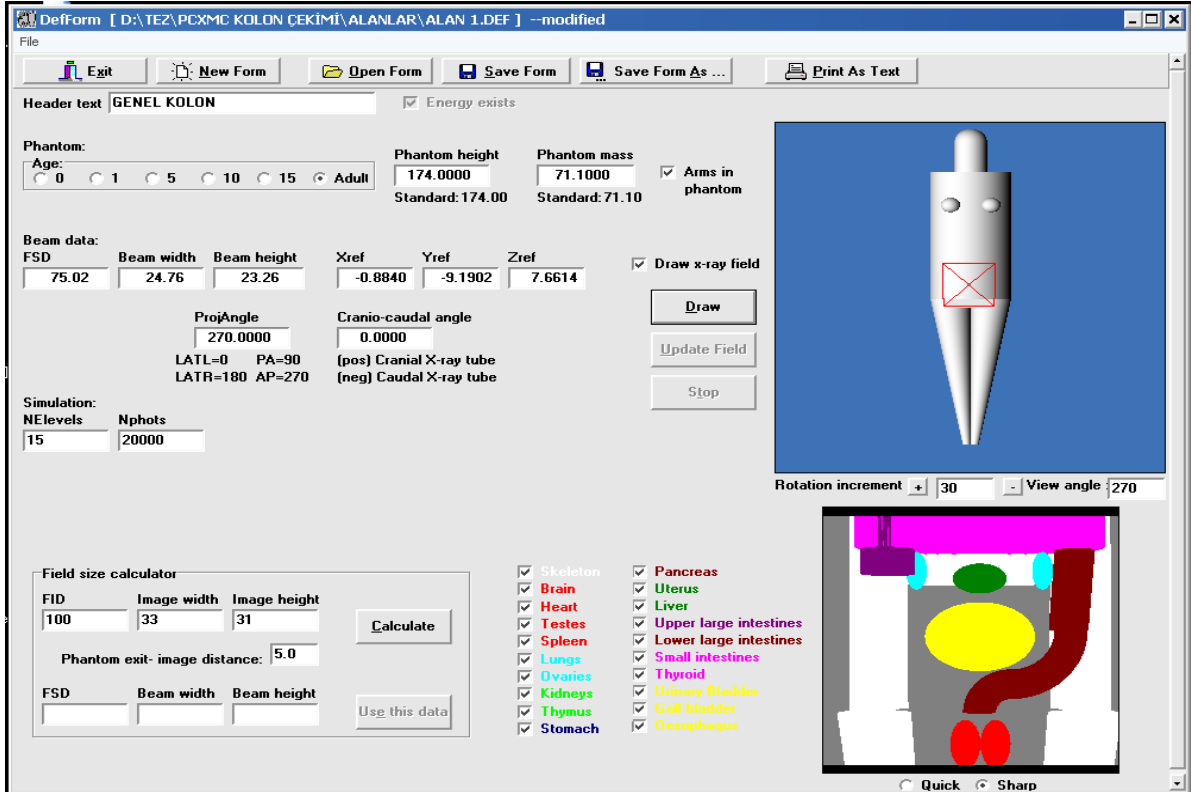
3.2.6. Matematiksel fantomla doz ölçümünün de yazılımın kullanılması:

Rando fantom üzerinde elde edilen giriş dozları ve diğer faktörler yardımı ile PCXMC 1.5.1 sürüm yazılım programında etkin doz ve organ dozları belirlenecektir. Programın çalışması;

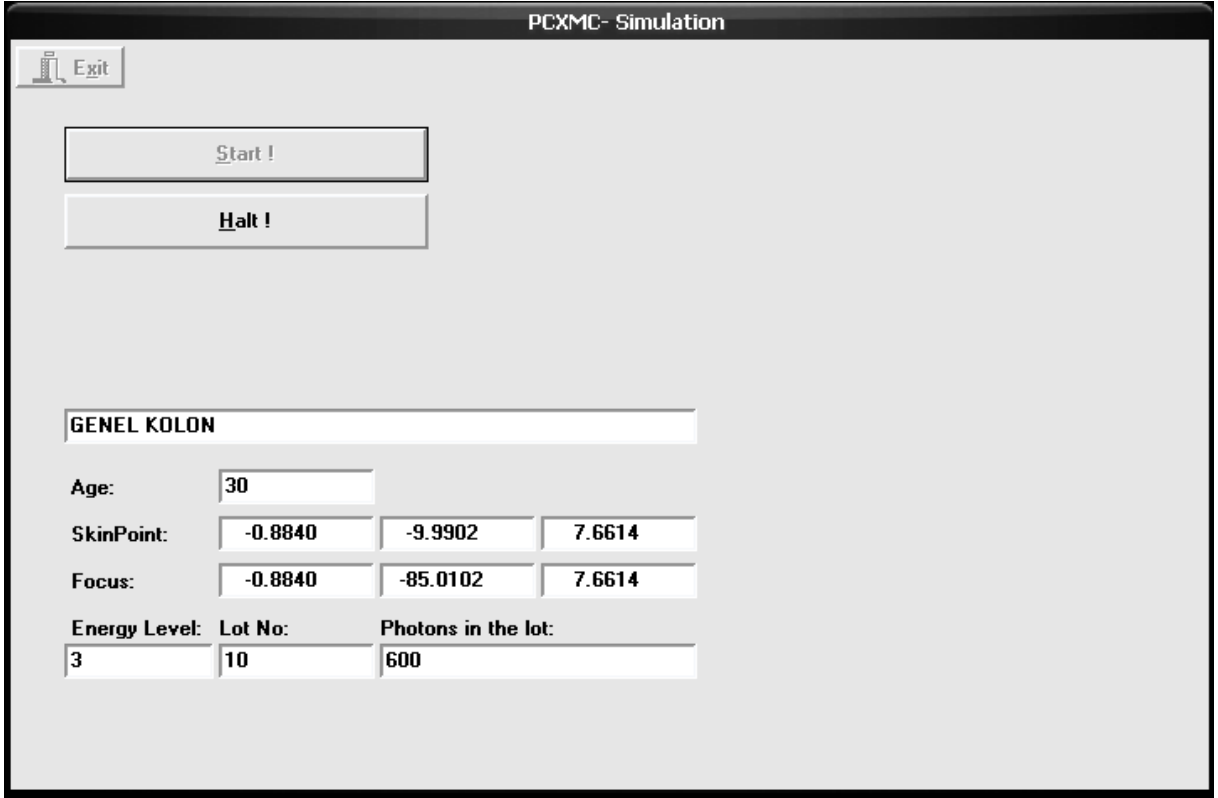
- **Examination data** bölümü seçilir. Şekil 22’de görülmektedir.
- **Examination data** bölümünde; yaş aralığı, ışınlama açısı, fantom açısı, ışınlama alan büyüklüğü, kaynak masa mesafesi ve ilgili organlar seçilir ve kaydedilir (Şekil 23).
- **Simulate** kısmına gelinir ve **start** kısmından **examination data** kısmında kaydedilen (**.DEF**) tabanlı dosya seçilerek okutulur (Şekil 24).
- **Compute dose** kısmında, **change spectrum** bölümü tıklanarak oradaki; x-ışını tüp potansiyeli, x-ışını tüpü anot açısı, filtrelerin cinsleri, kalınlıkları ve yoğunlukları tanımlanır ve onaylanır (Şekil 25).
- **Compute dose** kısmındaki **calculate dose** kısmı seçilerek (**.ene**) tabanlı dosya hesaplanmak için açılır.
- Dosya açılırken **patient input dose** sayfası açılır. Bu sayfada dozun hesaplanma şekli seçilmelidir. Hava giriş dozu, DAP dozu, belli süredeki akım ölçümü gibi seçenekler vardır. Bu seçeneklerden hava giriş dozu seçilir(Şekil 26).
- Hesaplama yapılır. Belirlenen organ dozları, efektif doz’un mGy değerleri ve % hataları hesaplanmış olur (Şekil 27).



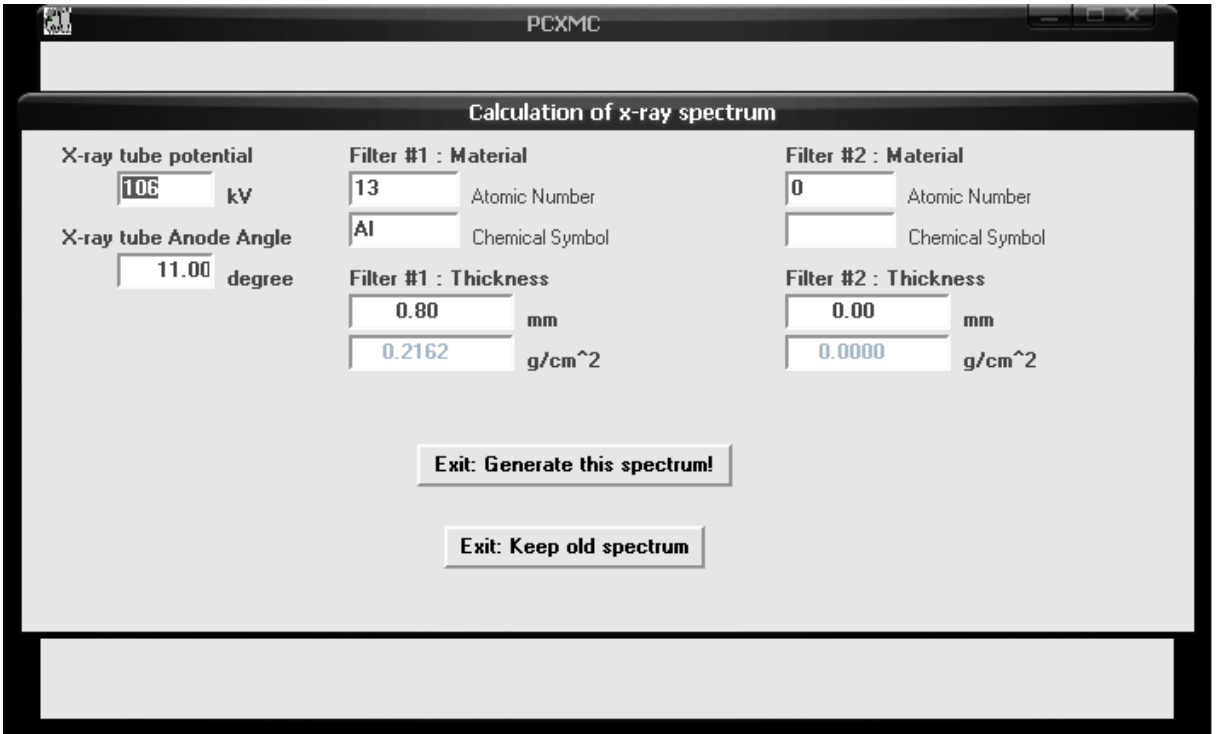
Şekil 22: PCXMC Doz Hesap Programı Genel Görüntüsü



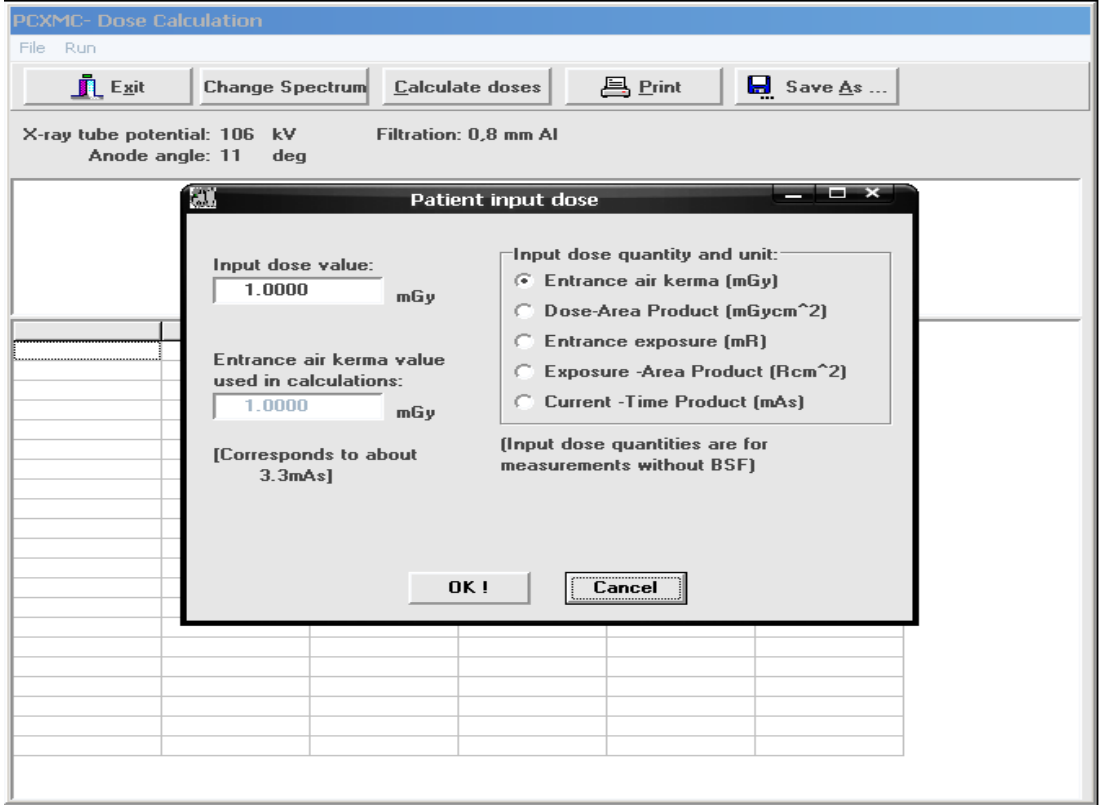
Şekil 23: PCXMC Programı Hasta Uygulama Data Sayfası



Şekil 24: Simülasyon Sayfası



Şekil 25: Spektrum Değişirme Sayfası



Şekil 26: Doz Miktarı Ve Ölçüm Çeşidi Belirlenmesi

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Exit Change Spectrum Calculate doses Print Save As ...

X-ray tube potential: 106 kV Filtration: 0.8 mm Al
Anode angle: 11 deg

File: D:\TEZ\PCXMC KOLON ÇEKİMİ\VALANLAR\VALAN 1.ene
GENEL KOLON "Phantom's age": Adult Simulation: Photons/Energy level: 20000 Number of energy levels: 15
Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Dbl. angle: 0.000
Field's width: 24.76 cm and height: 23.26 cm FSD: 75.020 cm Focus (x,y,z[cm]): (-0.884,-85.010, 7.661)
Phantom's length: 174.000 cm and mass: 71.100 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
Surface dose:..... 1.000 mGy Tube voltage: 106 kV Filter:.....0.8 mm Al

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Lungs.....	0,000178	17,4	Pancreas	0,002446	16,3
Skull	0,000002	100,0	Small intestine	0,151848	1,0
UpperSpine	0,000000	NA	Gall bladder	0,011790	12,5
MiddleSpine	0,000573	15,7	Upper large intestine	0,133541	2,3
LowerSpine	0,028585	5,0	Lower large intestine	0,246704	1,6
Ribs	0,000731	14,8	Urinary bladder	0,602288	2,3
Scapulae	0,000055	70,0	Uterus	0,337567	2,5
Clavicles	0,000000	NA	Adrenals	0,000346	48,0
Upper arm bones	0,000006	93,3	Thymus	0,000000	NA
Middle arm bones	0,000297	24,4	Oesophagus	0,000063	61,7
Lower arm bones	0,031036	4,1	Thyroid	0,000000	NA
Upper leg bones	0,202024	1,3	Brain	0,000006	100,0
Middle leg bones	0,005755	4,4	Testes	0,945795	2,0
Lower leg bones	0,000125	40,9	Ovaries	0,257577	6,4
Pelvis	0,325508	0,8	Skin	0,066970	0,8
Heart	0,000234	26,4	Remainder (muscle)	0,084513	0,2
Breasts	0,000226	42,0	Total Body	0,075041	0,1
Liver	0,003190	4,8	Active bone marrow	0,035729	0,7
Stomach	0,006046	9,7	Skeleton	0,054786	0,7
Spleen	0,001740	16,1	Effective dose	0,182897	1,4
Kidneys	0,004795	7,0	Abs.fraction [%]	68,522204	

Şekil 27: Organ Dozları

3.2.7. Floroskopi değerlendirmesi:

Kolon tetkikinde floroskopi sürelerinin belirlenmesi:

Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji bölümündeki RF1 ünitesinde yapılan 20 kolon tetkiki izlenmiştir. İzlem sonucunda skopi süreleri, kVp, mA, otomatik ışınlama modu kaydedilmiştir.

3.2.8. Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi:

Görüntü kalitesi değerlendirmesi için kalite performans fantomuyla belirlediğimiz parametreler ışığında ışınlamalar yapıldı.

90, 100 ve 110 kVp'de, filtrasyonlu ve filtrasyonsuz, otomatik ışınlama (Barium Enema modunda) ile ışınlamalar yapılmıştır. Bu ışınlamalar sonucunda alınan görüntüler üzerinde Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp fakültesi Hastanesinin kullandığı Dicom görüntüleme programı yardımıyla fantom görüntüler üzerinde ilgili alan (ROI) ve background (BG) üzerinde yoğunluk ve standart sapma değerleri ölçülmüştür.

Background ve ilgili alan üzerinde belirlenen değerler yardımıyla sinyal / noise (SNR) ve Field of Merit (FOM) değerleri hesaplanmıştır.

3.2.9 İstatistiksel Yöntem :

Yapılan değerlendirmelerin anlamlı ölçüde farklılıkların olup olmadığını tespit etmek amacıyla yapılmıştır.

3.2.9.1. SPSS 11,0 :

Kolon ölçümü için belirlenen on alanda yapılan beş ölçüm de filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümlerin cilt giriş dozları arasındaki farkın anlamlı ölçüde farklılık olup olmadığını öğrenmek için bağımlı grupta, parametrik olmayan yöntem kullanılarak t testi yapılmıştır. Filtrasyonlu ve filtrasyonsuz yapılan giriş cilt dozu değerlerinden PCXMC doz yazılımı yardımıyla hesaplanan organ dozları arasındaki farklılıkların anlamlı olup olmadığını değerlendirdik. Yapılan testin adı ise Wilcoxon Ranks Signed testidir.

4. BULGULAR

4.1. Sistemin Performans Ölçümü:

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Bölümünde yapılan kolon incelemelerinde kullanılacak olan “*philips, Tele Diagnost Optimus 65 X-ray generator*” floroskopi cihazının performans sonuçları tablo 4’te belirtilmiştir.

--	--

HASTA GİRİŞ DOZ HIZI		HVL
Floroskopik (mGy/dak)	Radyografik (mGy/RG)	
28,02 (75 kVp – 1,7 mA) FOV: 32 M.M: Küçük	0,262 (100 kVp – 2,25 mAs) FOV: 32 M.M: Küçük	3,5
30,46 (75 kVp – 1,7 mA) FOV: 16 M.M: Normal	0,457 (106 kVp – 2,77 mAs) FOV: 16 M.M: Normal	
31,44 (75 kVp – 1,7 mA) FOV: 12 M.M: Normal	0,511 (106 kVp – 3,16 mAs) FOV: 12 M.M: Normal	4
32,14 (75 kVp – 1,7 mA) FOV: 10 M.M: Normal	0,736 (106 kVp – 3,33 mAs) FOV: 10 M.M: Normal	

Tablo 4: Sisteme ait ölçüm sonuçları (ölçümler 2 mm Cu kullanılarak yapılmıştır.)

Tablo 4’de floroskopi sistemi için floroskopik ve radyografik ölçümlerde, kolon tetkiklerinde de en çok kullanılan “*barium enema*” modu seçilmiştir.

4.2. Toplam Filtrasyon belirlenmesi:

kVp	HVL(mm)
50	2.05
60	2.47
70	2.90
80	3.20
90	3.52

100	3.78
110	4.12
120	4.42
130	4.81

Tablo 5: HVL testi ölçüm sonuçları

Yaptığımız HVL testinde 50 ile 130 kVp aralığındaki yarı değer kalınlıkları bulunmuştur. Bu değerler Tablo 5’te gösterilmiştir.

Toplam Filtrasyon mm Al	kVp								
	60	70	80	90	10	11	12	130	140
	HVL								
2.5	2,2	2,4	2,7	3,1	3,3	3,6	4,0	-	-
3	2,3	2,6	3,0	3,3	3,6	4,0	4,3	4,6	5
3.5	2,6	2,9	3,2	3,6	3,9	4,3	4,6	-	-

Tablo 6: 3 faz jeneratör yarı değer sınır tablosu

Yapılan kolon incelemesi 100 ve 110 kVp aralığında olduğu için 100 kVp deki yarı kalınlık değerini 3,6 mm Al gibi ve 110 kVp deki yarı kalınlık değerini de 4,0 mm Al gibi alınmıştır. Yapılan bu değerlendirme sonucunda bulunan yarı değer kalınlıklarına karşılık 3 faz sınır filtrasyon tablosundan toplam filtrasyonun 3.5 mm Al olduğu bulunmuştur (Tablo 6).

4.3. Hasta (Fantom) Doz Ölçüm Sonuçları:

Her çekim için radyografi modunda kVp, ms, mA, mAs, doz, doz hızı ve magnefikasyon değerleri çizelgeye (Ek-1) kaydedilmiştir. Floroskopi modunda ise kVp, mA, toplam ışınlama süresi ve doz değerleri alınmıştır. Floroskopi süresi sonuçları ise tablo 7’de verilmektedir.

Tablo 8 ve tablo 9’da kolon tetkikinde ölçülen doz ve doz hızları belirlenmiştir. Tetkikte kullanılan magnefikasyon, filtrasyon ve alan boyutları belirtilmiştir. Yaptığımız inceleme de kullandığımız mod olan *barium enema*’nın magnefikasyon faktörü ve alan boyutuna göre kVp değerleri 100–106 ve 112 kVp kullanılmıştır. Otomatik ışınlama kontrolü uygulanarak yapılan çekimler de ms, mAs, mA ve kVp değerleri tabloya eklenmiştir. Tablo 8

ve Tablo 9’da yapılan inceleme beş kere tekrarlanmıştır. Doz, doz hızı, ms, mAs değerlerinin minimum ve maksimum değerler belirlenip ortalama değer hesaplanıp organ dozlarının bulunmasında kullanılmıştır.

Ölçülen ESAK değerinden ESD hesaplanmıştır. Belirlenen alanlarda yapılan ölçümlerden ESD’i hesaplarken toplam filtrasyona göre GSF değeri AP, PA, RLAT, LLAT projeksiyonları için 1,485 alınmıştır.

4.4. Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi:

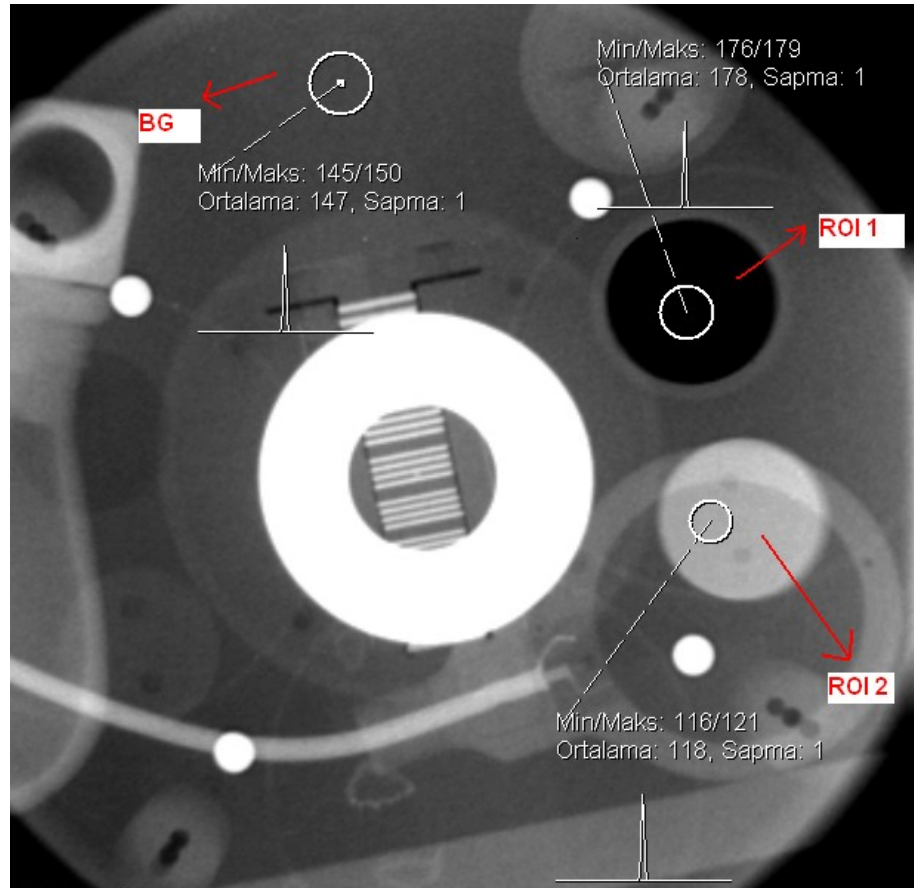
Görüntü kalitesi değerlendirilmesi SNR ve FOM değerlendirmeleri yapılmıştır. 90, 100 ve 110 kVp’de, 4,22 mAs ta ölçümler alınmıştır. Alınan ölçümlerde dozlar kaydedilmiştir. DICOM formatında elde edilen radyografik görüntülerde yoğunluk ve standart sapma değerleri ölçülmüştür.

FLOROSKOPİ TETKİK			
TETKİK ADI	mA	Dakika	kVp
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	6,4	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	8,2	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	3,2	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	5,7	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	4,3	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	1,2	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	4,9	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	9,4	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	3,3	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	5,9	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	2,2	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	8,7	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	5,3	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	5,1	75–98
KOLON (kontrastlı)	1,7–3,0	5,7	75–98

KOLON (kontrastlı)	1,7-3,0	4,9	75-98
KOLON (kontrastlı)	1,7-3,0	3,6	75-98
KOLON (kontrastlı)	1,7-3,0	11,6	75-98
KOLON (kontrastlı)	1,7-3,0	3,4	75-98
KOLON (kontrastlı)	1,7-3,0	3,0	75-98

Tablo7: Kolon tetkikindeki floroskopi değerleri

Bulunan değerler sonucu formül 6'dan yararlanarak SNR ve formül 7 ile FOM hesaplanmıştır. Bu değerleri saptamak için öncelikle Region of Interest (ROI 1 ve ROI 2) ve Background (BG) 'ın yoğunluk ve standart sapma değerleri belirlenmiştir. Yoğunluk ve standart sapma değerlerinin nasıl elde edildiği şekil 28' de görölmektedir. Tablo 10'de hesaplanan SNR ve FOM değerleri verilmektedir.



şekil 28: Görüntü kalitesi değerlendirmesi yoğunluk ve standart sapmanın belirlenmesi.

4.5. Cilt Giriş ve Organ Dozlarının Değerlendirilmesi

Tablo 11’de *PCXMC 1.5.1* adlı bilgisayar programında giriş cilt dozları kullanarak organ dozları hesaplanmıştır. Organ dozlar; Pelvis 18,28 mGy, mesane 13,80 mGy, testis 10,15 mGy, overler 11,03 mGy, alt kalın bağırsak 8,75 mGy, uterus 9,39 mGy, üst kalın bağırsak 4,83 mGy, ince bağırsak 4,94 mGy, kemik iliği 1,93 mGy, cilt 1,60 mGy, safra kesesi 0,45 mGy, mide ve böbrek 0.21 mGy, karaciğer 0.12 mGy, dalak 0.08 mGy ve Etkin doz 4,08 mSv olarak bulunmuştur..

Tablo 12’te ise belirlediğimiz on alanda beşer defa aldığımız filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Filtrasyonlu ölçümde toplam ESD 82,5 mGy olarak çıkarken filtrasyonsuz ölçümde 128,9 mGy bulunmuştur.

ALAN	Doz (mGy) Min- Max Ortalama	Magnifikasyon (büyütme faktörü)	Filtrasyon (HVL)	Alan Boyutu	kVp	mA	ms Min-Max Ortalama	mAs Min-Max Ortalama
1	4,42- 4,64 4,51	Küçültülmüş	3,5 mm Al	31x33	100	680	3,21- 3,61 3,40	2,28- 2,56 2,41
2	7,73- 7,91 7,76	Normal	3,5 mm Al	13x16	106	641	6,45- 6,69 6,63	4,34- 4,79 4,62
3	6,30- 6,68 6,55	Normal	3,5 mm Al	23x10	106	641	5,16- 5,34 5,21	3,49- 3,88 3,64
4	7,90- 8,08 7,98	Normal	3,5 mm Al	12x25	106	641	6,23- 6,56 6,44	4,24- 4,36 4,27
5	6,08- 6,72 6,44	Normal	3,5 mm Al	12x9	106	641	4,52- 5,55 4,81	3,02- 3,71 3,55

Tablo 8: ESD doz tablosu (Alan 01–05)

Alan 1: Genel Kolon

Alan 2: Rectosigmoid

Alan 3: İnen Kolon (sol)

Alan 4: Transvers Kolon, Flexsura

Alan 5: İnen Kolon (sağ)

HVL: Yarı değer kalınlığı

mA: Milliampere

mAs: Milliampere Saniye

kVp: Kilovolt potansiyel

ms: Milisaniye

ALAN	Doz (mGy) Min-Max Ortalama	Magnifikasyon (büyütme faktörü)	Filtrasyon (HVL)	Alan Boyutu	kVp	mA	ms Min-Max Ortalama	mAs Min-Max Ortalama
6	10,77- 11,04 11,00	Büyütülmüş	4,0 mm Al	12x11	112	607	9,60- 10,02 9,84	6,12- 6,62 6,24
7	5,77- 7,78 6,80	Normal	3,5 mm Al	20x15	106	641	2,47- 4,82 3,79	1,66- 3,25 2,92
8	7,30- 7,59 7,43	Normal	3,5 mm Al	20x15	106	641	4,16- 4,88 4,49	2,80- 3,29 2,97
9	11,49- 14,45 12,77	Normal	3,5 mm Al	20x15	106	641	5,87- 6,43 6,11	3,99- 4,44 4,31
10	11,08- 11,69 11,26	Normal	3,5 mm Al	20x15	106	641	6,12- 6,49 6,27	4,15- 4,36 4,21

Tablo 9: ESD doz tablosu (Alan 06–10)

Alan 6: Çekum

Alan 7: Supine (soldan sağa 10°)

Alan 8: Supine (sağdan sola 10°)

Alan 9: Prone (soldan sağa 10°)

Alan 10: Prone (sağdan sola 10°)

HVL: Yarı değer kalınlığı

mA: Milliampere

mAs: Milliampere Saniye

kVp: Kilovolt potansiyel

ms: Milisaniye

KV	mA	ms	mAs	Doz (μ Gy)	Filtreli						SNR		FOM(x1000)	
					ROI 1		ROI 2		BG		R1	R2	R1	R2
					Dansite	STD	Dansite	STD	Dansite	STD	Dansite	STD		
90	680	6,09	4.22	377,0	72	1	137	1	99	1	27	38	1934	3830
100	680	6,09	4.22	485,5	103	1	165	1	132	1	29	33	1732	2243
110	680	6,09	4.22	548,1	124	1	179	1	150	1	26	29	1233	1534

Tablo 10: SNR ve FOM tablosu

KV	mA	ms	mAs	Doz (μ Gy)	Filtresiz						SNR		FOM(x1000)	
					ROI 1		ROI 2		BG		R1	R2	R1	R2
					Dansite	STD	Dansite	STD	Dansite	STD	Dansite	STD		
90	680	6,09	4.22	575,3	72	1	139	1	101	1	22	38	841	2509
100	680	6,09	4.22	685,7	105	1	167	1	134	1	29	33	1226	1588
110	680	6,09	4.22	731,9	122	1	180	1	151	1	29	29	1149	1149

ROI 1 – ROI 2: Region Of Interest (İncelenen Alan)

BG: Background

DANSİTE: Yoğunluk

STD: Standart Sapma

FOM: Field Of Merit

SNR: Sinyal Gürültü Oranı

ORGANLAR	Alan 1 Doz (mGy)	Alan 2 Doz (mGy)	Alan 3 Doz (mGy)	Alan 4 Doz (mGy)	Alan 5 Doz (mGy)	Alan 6 Doz (mGy)	Alan 7 Doz (mGy)	Alan 8 Doz (mGy)	Alan 9 Doz (mGy)	Alan 10 Doz (mGy)	Toplam Doz (mGy)
Pelvis	2,057	0,299	1,183	1,215	0,615	0,711	1,387	1,488	4,780	4,545	18,280
Karaciğer	0,020	0,001	0,003	0,039	0,010	0,003	0,003	0,021	0,016	0,005	0,121
Mide	0,038	0,002	0,020	0,073	0,004	0,003	0,020	0,012	0,010	0,026	0,208
Dalak	0,011	0,001	0,007	0,028	0,001	0,002	0,008	0,005	0,003	0,018	0,084
Böbrek	0,031	0,003	0,013	0,060	0,010	0,004	0,012	0,020	0,025	0,024	0,202
İnce Bağırsak	0,938	0,046	0,308	1,908	0,207	0,081	0,236	0,555	0,314	0,345	4,938
Safra Kesesi	0,074	0,005	0,017	0,176	0,029	0,011	0,015	0,057	0,040	0,028	0,452
Üst Kalın Bağırsak	0,821	0,033	0,061	1,448	0,738	0,103	0,058	1,068	0,410	0,092	4,832
Alt Kalın Bağırsak	1,540	0,706	1,476	0,994	0,021	0,155	1,628	0,157	0,242	1,829	8,748
Mesane	3,591	2,851	0,442	0,654	0,134	2,332	0,531	1,864	0,805	0,601	13,805
Üterus	2,090	0,260	0,312	2,876	0,180	0,414	0,387	1,299	0,869	0,703	9,390
Testis	5,140	4,147	0,084	0,037	0,012	0,281	0,100	0,138	0,120	0,092	10,151
Overlar	1,607	0,128	0,825	2,427	0,751	0,340	0,904	1,357	1,418	1,275	11,032
Cilt	0,323	0,123	0,100	0,154	0,045	0,098	0,135	0,149	0,246	0,229	1,602
Kemik İliği	0,225	0,032	0,126	0,139	0,066	0,077	0,145	0,159	0,491	0,467	1,927
Efektif doz	1,054	0,624	0,222	0,539	0,148	0,214	0,249	0,362	0,321	0,350	4,083

Tablo 11: Organ dozları

ALAN	Doz (mGy) Min- Max Ortalama HVL(-)	Doz (mGy) Min- Max Ortalama HVL(+)
1	6,46- 6,96 6,64	4,17- 4,38 4,25
2	10,78- 11,36 11,07	7,29- 7,46 7,32
3	9,68- 10,09 9,96	5,94- 6,30 6,18
4	11,78- 12,50 12,10	7,45- 7,62 7,53
5	7,78- 8,89 8,43	5,74- 6,34 6,08
6	14,97- 17,02 16,30	10,16- 10,42 10,38
7	9,29- 13,83 11,85	5,45- 7,34 6,42
8	10,27- 11,22 10,86	6,89- 7,16 7,01
9	17,62- 18,21 17,93	10,84- 13,63 12,05
10	16,09- 17,33 16,45	10,45- 11,03 10,62

Tablo 12: Filtrasyonlu Ve Filtrasyonsuz Doz Değerleri

ORGANLAR	FİLTASYON (---)	FİLTASYON (+)
İnce Bağırsak	5,03 mGy	4,94 mGy
Üst Kalın Bağırsak	4,87 mGy	4,83 mGy
Alt Kalın Bağırsak	9,10 mGy	8,75 mGy
Over	11,10 mGy	11,03 mGy
Testis	11,67 mGy	10,15 mGy
Mesane	14,49 mGy	13,81 mGy
Uterus	9,51 mGy	7,39 mGy

Tablo 13. Filtrasyonlu ve Filtrasyonsuz Organ Dozlarının Karşılaştırılması

Tablo 13'te filtrasyonlu ve filtrasyonsuz ölçümler sonucunda bulunan doz değerinden PCXMC 1.5.1 yardımıyla ilgili alandaki organ dozları karşılaştırılmıştır. Tablo 12'de

görüldüğü gibi cilt giriş dozu büyük miktarda artarken Tablo 13'te organ dozlarında çok büyük değişiklik olmadığını göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Dokuz Eylül Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyoloji Bölümündeki floroskopi sisteminde kolon çekimi için Alderson rando fantom üzerinde belirlenen on alanda 5'er doz ölçümü yapılmıştır. Her alanda filtresiz ve filtreli giriş doz ölçüm değerleri sırasıyla 7,04 mGy - 4,51 mGy, 11,73 mGy -7,76 mGy, 10,56 mGy - 6,55 mGy,12,83 mGy -7,98 mGy, 8,94 mGy -6,44 mGy, 17,28 mGy -11,0 mGy, 12,56 mGy -6,80 mGy, 11,51 mGy- 7,43 mGy, 19,01 mGy- 12,77 mGy, 17,44 mGy- 11,26 mGy olarak bulunmuştur. Toplam giriş dozu filtresiz ölçümde 128,5 mGy iken filtreli ölçümde 82,5 mGy'dir. Filtrasyon etkisiyle cilt giriş dozları arasında fark olduğu görülmüş ve filtrasyonun düşük enerjideki X-ışınlarını absorbe ederek giriş cilt dozunu azalttığı sonucuna varılmıştır. Makalelerde, toplam cilt giriş dozları Ruiz- Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının çalışmasında 180 ± 100 mGy, Osei ⁽²⁸⁾ ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 43,4 mGy, Berkmen ⁽²⁵⁾ ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 98,17 mGy, yaptığımız çalışmada ise 82,5 mGy olarak bulunmuştur. Bu yapılan çalışmaların tümü filtrasyonlu olup doz farklılıklarının sebebi alınan görüntü sayısı, floroskopi süreleri, hasta sayısı vb. parametrelerine bağlıdır.

Floroskopi süreleri ile ilgili değerlendirmelere baktığımızda, Martin⁽²⁾ ve arkadaşlarının 1,9 dakika, Geleijns ⁽²²⁾ ve arkadaşlarının 5,3 dak, Kemerink ⁽¹⁵⁾ ve arkadaşlarının 9,7 dakika, Ruiz- Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının 3,78 dakika, Yakoumakis ⁽²³⁾ ve arkadaşlarının 6,15 dakika, Lampinen ⁽²⁴⁾ ve arkadaşlarının 3,17 dakika, Berkmen ⁽²⁵⁾ ve arkadaşlarının 5,86 dakika, Maccia ⁽²⁶⁾ ve arkadaşlarının 4,5 dakika, Hart ⁽²⁷⁾ ve arkadaşlarının 2,3 dakika, Martin ve Hunter'ın ⁽²⁸⁾ çalışmasında 2,34 dakika olduğu bildirilirken yaptığımız çalışmada 5,3 dakika olarak saptanmıştır.

Alınan her radyografî hasta dozunu artıracak için radyografik görüntü sayısı önem kazanmaktadır. Tablo 14'de görüldüğü gibi ortalama görüntü sayısı, Martin ⁽²⁾ ve arkadaşlarının 12,2, Geleijns ⁽²²⁾ ve arkadaşlarının 17,7, Kemerink ⁽¹⁵⁾ ve arkadaşlarının 16, Ruiz- Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının 7,7, Yakoumakis ⁽²³⁾ ve arkadaşlarının 10,35, Lampinen ⁽²⁴⁾ ve arkadaşlarının 11,6, Berkmen ⁽²⁵⁾ ve arkadaşlarının 30,3, Maccia ⁽²⁶⁾ ve arkadaşlarının 10, Hart ⁽²⁷⁾ ve arkadaşlarının 10, Martin ve Hunter'ın ⁽²⁸⁾ çalışmasında 10 olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise radyografik görüntü sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

İNCELEME	REFERANS	HASTA SAYISI (N)	FLOROSKOPI SÜRESİ (Dak)		GÖRÜNTÜ SAYISI		GCD (mGy)		EFEKTİF DOZ (mSv)	
			ORT. (Min-Max)	ORT. (Min-Max)	ORT. (Min-Max)	ORT. (Min-Max)	ORT. (Min-Max)	ORT. (Min-Max)		
BARYUMLU KOLONOGRAFI	Martin C.J., 2004	563	1,9 (1,1 – 4,0)	12,2 (4,1- 23,3)			2,5- 7,2			
	Geleijns J., 2001	1733	5,3 (3-8)	17,7 (7-27)			3,9-6,1			
	Kemerink, G.J. 2001	150	9,7	16			6,4 (4,0- 7,4)			
	Ruiz-Cruces, R. 2000	42	3,78	7,7		180±100	6,83- 16,31			
	Osei, E.K. 1999	5				43,4 (21,6- 58,2)				
	Yakoumakis, E. 1999	23	6,15 (3,2- 9,1)	10,35 (8,4- 12,3)			4,5- 4,84			
	Lampinen, J.S. 1999	89	3,17 (1,8- 5,1)	11,6 (9- 16)						
	Berkmen, G. 2006	30	5,86 (2,28- 12,06)	30,3 (19- 38)		98,17				
	Wall, B.F, Hart, D. 1997			11			3,0			
	Maccia, C. 1988	1733	4,5	10			6,7			
	Hart, D. 1996	14545	2,3	10			7,2			
	Martin, C.J, Hunter, S.1994	503	2,34 (1,5-3,7)	10			4,8			
	BU ÇALIŞMA	5	5,3 (1,2- 11,6)	10	10	82.50	4,01			

Tablo 14. Litaratür Değerler ile Bu Çalışmanın Karşılaştırılması

Makalelerdeki etkin dozların karşılaştırılması yapıldığında ise; Martin ⁽²⁾ ve arkadaşlarının 2,5 mSv - 7,2 mSv, Geleijns ⁽²²⁾ ve arkadaşlarının 3,9 mSv - 6,1 mSv, Kemerink ⁽¹⁵⁾ ve arkadaşlarının 6,4 mSv (4,0–7,4), Ruiz- Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının 6,83 mSv – 6,31 mSv, Yakoumakis ⁽²³⁾ ve arkadaşlarının 4,5 mSv – 4,84 mSv, Maccia ⁽²⁶⁾ ve arkadaşlarının 6,7 mSv, Hart ⁽²⁷⁾ ve arkadaşlarının 7,2 mSv, Martin ve Hunter'ın ⁽²⁸⁾ çalışmasında 4,8 mSv, Wall ve Hart'ın ⁽²⁹⁾ çalışmasında 3,0 mSv saptanmış ve bizim çalışmamızda ise 4,01 mSv olarak belirlenmiştir (Tablo 14). 50 mSv ten 250 mSv'e kadar olan ani doz ışınlamasıyla hafif radyasyon hasarı oluşmaktadır. Bizim çalışmamızda vücut dozu 4,01 mSv olduğundan dolayı hafif radyasyon hasarı (deterministik etki) oluşması beklenmemektedir. Fakat stokastik etkiler için net bir şey söylenememektedir.

Tablo 15'de ilgilendiğimiz alan ve bu alan içindeki radyasyona duyarlı organlara ait dozları baktığımızda; Ruiz-Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ve bizim yaptığımız çalışmadaki doz değerlendirmelerinin sırasıyla ince bağırsak dozu 16,51 mGy- 4,94 mGy, üst kalın bağırsak dozu 14,81 mGy- 4,83 mGy, alt kalın bağırsak dozu 18,29 mGy- 8,75 mGy, over dozu 14,77 mGy–11,03 mGy, testis dozu 28,53 mGy- 10,15 mGy, mesane dozu 23,82 mGy- 13,81 mGy, uterus dozu 15,97 mGy- 7,39 mGy olduğu görülmüştür. Ruiz- Cruces ⁽¹⁴⁾ ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada doz ölçüm yöntemi olarak DAP metre kullanıldığı için organ doz değerlerinde farklılıklar görülmüştür. Farklı hasta kalınlıklarında, farklı projeksiyonlarda, farklı sürelerde yapılan skopiler sonucu farklı cilt giriş dozu değerlerine ulaşmıştır. Bu farklılıklardan dolayı organ dozunda da farklılıklar oluşmuştur. Bizim çalışmamızda ise iyon odası ile Alderson rando fantom üzerinde cilt giriş dozları ölçülmüş ve bu değerlerden yola çıkılarak PCXMC 1.5.1 adlı yazılım programıyla organ dozları hesaplanmıştır.

Filtrasyonun etkisini vurgulamak amacıyla belirlediğimiz on alanda yaptığımız ölçümlerin aynısı filtrasyon kullanılmaksızın yapılan çalışma sonucundaki cilt giriş dozların farklılıkları Tablo 12'de görülmektedir. Filtre kullanılarak yapılan on alandaki cilt giriş dozunun filtresiz çekimdeki cilt giriş dozuna göre anlamlı oranda azaldığı görülmüştür (p<0,05).

ORGANLAR	Ruiz-Cruces, R. 2000	BU ÇALIŞMA
İnce Bağırsak	16,51 mGy	4,94 mGy
Üst Kalın Bağırsak	14,81 mGy	4,83 mGy
Alt Kalın Bağırsak	18,29 mGy	8,75 mGy
Over	14,77 mGy	11,03 mGy
Testis	28,53 mGy	10,15 mGy
Mesane	23,82 mGy	13,81 mGy
Uterus	15,97 mGy	7,39 mGy

Tablo 15. Litaratür de ki Organ Dozları İle Bu Çalışmanın Karşılaştırılması

Filtresiz yapılan ölçümler sonucunda ölçtüğümüz cilt giriş dozları yardımıyla organ dozlarını saptamıştık. Tablo16 da görüldüğü gibi bu doz değerlerini karşılaştırdık.

ORGANLAR	FİLTASYON (---)	FİLTASYON (+)
İnce Bağırsak	5,03 mGy	4,94 mGy
Üst Kalın Bağırsak	4,87 mGy	4,83 mGy
Alt Kalın Bağırsak	9,10 mGy	8,75 mGy
Over	11,10 mGy	11,03 mGy
Testis	11,67 mGy	10,15 mGy
Mesane	14,49 mGy	13,81 mGy
Uterus	9,51 mGy	7,39 mGy

Tablo 16. Filtrasyonlu ve Filtrasyonsuz Organ Dozlarının Karşılaştırılması

Filtreli ve filtresiz ölçümlerde hesaplanan organ doz değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır($p > 0,05$).

Filtre kullanılarak yapılan tetkiklerde giriş cilt dozlarındaki azalmanın deterministik etkiyi azalttığı söylenebilir. Ancak filtresiz ve filtreli uygulamalarda organ dozlarında önemli ölçüde bir fark olmaması deterministik etki yerine daha fazla stokastik etki olabileceğini düşündürmüştür. Organlardaki doz farkının bu kadar az olmasının sebebi yaptığımız filtrasyonun düşük enerjideki X ışını fotonlarını absorbe ederek daha homojen ve kaliteli X ışınlarının hastada soğurulması yerine geçişinin daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır.

Kalite performans fantomunda formül 6 ile yapılan filtresiz SNR değerlendirilmesinde Tablo 10'da görüldüğü gibi 90 kVp'de ROI 1'de (Region of interest) 22, ROI 2 'de 38, 100

kVp'de ROI 1'de 29, ROI 2 'de 33 ve 110 kVp'de ise ROI 1'de 29, ROI 2 'de 29 hesaplanmıştır, filtreli ise elde edilen değerler sırasıyla 90 kVp'de ROI 1'de 27, ROI 2 'de 38, 100 kVp'de ROI 1'de 29, ROI 2 'de 33 ve 110 kVp'de ise ROI 1'de 26, ROI 2 'de 29 olarak hesaplanmıştır.

Bulunan SNR değerlerinden formül 7'yi kullanarak hesaplanan filtresiz FOM değerleri 90 kVp ROI 1'de 841, ROI 2 'de 2509, 100 kVp için ROI 1'de 1226, ROI 2 'de 1588, 110 kVp için ise ROI 1'de 1149, ROI 2 'de 1149 olup filtreli FOM değerleri 90 kVp ROI 1'de 1934, ROI 2 'de 3830, 100 kVp için ROI 1'de 1732, ROI 2 'de 2243, 110 kVp için ise ROI 1'de 1233, ROI 2 'de 1534 bulunmuştur.

FOM, görüntü kalitesi ve görüntü başına dozdaki artış arasındaki güçlü bir kıyaslama anlamına gelir.. Tablo 10'da görüldüğü filtreli ve filtresiz SNR değerlerinde anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p > 0,05$). Tablo 10'da görüldüğü üzere filtresiz ölçümlerde doz arttığı halde FOM değerleri filtreli ölçümlere göre daha düşüktür. Dozun her artışında görüntü kalitesinin de o oranda artması beklenmemelidir. Filtre kullanılarak elde edilen görüntünün kalitesi filtresiz elde edilen görüntülere göre oldukça iyi olduğu söylenebilir.

Vano ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki SNR ve FOM değerlerine baktığımızda SNR değerleri 3,7–3,4–6,5–12,6 gibi değerlerdir. FOM değerleri ise ; 93,39–42,78–76,49–56,74'tür. Vano ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın pediatrik bir çalışma olması nedeniyle daha çok düşük dozlar kullanıldığından kendi çalışmalarını başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada yüksek dozlar kullandığımızdan onların sonuçları ile bizim çalışmamız paralellik göstermemektedir.

6. SONUÇ

Filtresiz ve ek filtre kullanarak yapılan çalışmada cilt giriş dozları sırasıyla 128,5 mGy ve 82,5 mGy olarak bulunmuştur. Bu arada elde edilen değerlerle organ dozları ve etkin doz değerleri incelenmiştir. Burada filtresiz ve filtre kullanılarak çalışma sonuçlarının istatistikî

değerlendirmesinde cilt giriş dozları açısından anlamlı farklılıklar görülürken ($p < 0.05$) organ dozları arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p > 0.05$). Görüntü kalitesi değerlendirmesinde ise artan doz ile SNR oranının arttığı bu doğrultuda verilen doza karşılık görüntü kalitesinin arttığı görülmüştür

Yaptığımız çalışmada filtre kullanımının hasta dozlarını azaltırken görüntü kalitesinin arttığı sonucuna varılmıştır. Bu doğrultuda her floroskopik çalışma, cihazın çalışma parametrelerine bağlı toplam filtrasyon değerlerinin belirlenerek kullanılması önerilmektedir. Çalıştığımız floroskopi sistemi için toplam filtrasyon 3,5 mm Al bulunmuştur. Işınlama parametreleri, hasta dozunu oldukça fazla etkiler. Özellikle ışınlama süresi en önemli etmenlerden birisidir. Bu çalışmada radyografik dozların yanısıra artan floroskopi sürelerinin hasta dozlarını çok fazla arttırdığı görüldü.

Radyolojik uygulamalarda hasta dozimetrisi yapmak hastanın radyasyon korunması ve doz sınırları içerisinde çalışma pratiklerinin oluşturulması için gereklidir. Bunun yanı sıra radyolojik görüntüleme de kullanılan dozların belirlenmesi hem görüntü kalitesini hem de cihazların doğru çalışmasına yönelik kalite kontrol değerlendirmesini de sağlayacağı için önemlidir. Görüntü kalitesinin artması tekrarları ve hasta dozunu azaltırken çalışma güvenilirliğini artırır.

Bu yaptığımız çalışma ile hedeflediğimiz sonuçlara ulaşılmıştır. Bundan sonra diğer floroskopik uygulamalar ve özellikle pediatrik hastalar için doz değerlendirmelerinin planlanması yapılarak çalışma pratiklerine katkıda bulunulması hedeflenmektedir. Bunun yanı sıra yapmayı planladığımız diğer çalışmalarla ülkemizin ihtiyacı olan ulusal referans doz değerlerinin oluşturulmasını katkıda bulunmayı hedeflemekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Bor D, Floroskopi incelemelerinde radyasyon dozunun asgariye indirilmesi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 2000,6;218–226.

2. Martin J.C, Measurement of patient entrance surface dose rates for fluoroscopic X-ray units. Phys. Med. Biol. 40; 823–834.
3. Bor D, Buyan G, Meriç N, Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (1. bölüm). Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 2;2, A5-A9
4. Hendee W R, Ritenour E R, Medical imaging physics. Fourth edition, Newyork, Willey-Liss Inc, 2002; 230–249.
5. Bor D, Buyan G, Meriç N, Tanısal radyolojide radyasyondan korunmada yeni kavramlar (2. bölüm) . Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 2;2, A10-A13.
6. International Comission on Radiological Protection (1991) 1990 recommendations of the international Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Pergamon Pres, Oxford.
7. Faulkner K, Broadhead D.A, Harrison R.M. Patient dosimetry measurement methods. Applied Radiation and Isotopes 1999;50: 113–123.
8. Mahesh M, Fluoroscopy: patient radiation exposure issues, The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. 2001;21: 1033–1044.
9. Dokuz Eylül Üniversitesi hastanesi Radyasyon Güvenlik Kurulu, Radyasyon Güvenliği El Kitabı, 1st edition, 2008, 40–52.
10. Boszczyk B M, Bierschneider M, Panzer S, Harstall W, Schmid K, Fluoroscopic radiation exposure of the kyphoplasty patient. Eur Spine J. 2006, 15;347,355.
11. Geise R.A. and O’Dea T.J. Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. Applied Radiation and Isotopes. 1999;50,173-184.

12. Vano E, Geiger B, Schreiner A, Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Phys. Med. Biol.* 2005;50: 5731–5742.
13. Vano E, Ubeda C, Leyton F, Miranda P, Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol.* 2008;53: 4049–4062.
14. Ruiz-Cruces R. Ruiz F. Perez-Martinez M. Lopez J. Tort Ausina I. and Diez de los Rios A. Patient dose from barium procedures. *The British Journal of Radiology* 2000; 73,752–761
15. Kemerink G.J. Borstlap A.C. W. Frantzen M.J. Schultz F.W. Zoetelief J. and Engelshoven J.M.A. Patient and occupational dosimetry in double contrast barium enema examinations. *The British Journal of Radiology* 2001; 74,420–428.
16. <http://www.imagingeconomics.com/library/200311-20/200311-20-08.jpg>,
Erişim tarihi: 22.01.2009
17. <http://www.imagingeconomics.com/library/200311-20/200311-20-08.jpg>,
Erişim tarihi: 22.01.2009.
18. http://www.ptw.de/sfd_chambers.html, Erişim tarihi: 22.01.2009.
19. http://www.ptw.de/fileadmin/data/download/catalogs/Radiation_Medicine_Cat_en_58721100_03.pdf, Erişim tarihi: 22.01.2009.
20. http://www.sckcen.be/var/plain_site/storage/images/media/images/our_research/rdc_rando_alderon_phantom/23036-2-eng-GB/rdc_rando_alderon_phantom.jpg,
Erişim tarihi: 22.01.2009.
21. Osei E.K. and Faulkner K. Fetal doses from radyological examinations. *The British Journal of Radiology*, 1999; 72, 773- 780.

22. Geleijns J. Broerse J.J. Shaw M.P. C. Schultz F.W. Teeuwisse W. Unnik J.G.V. and Zoetelief J. A comparison of patient dose for examinations of the upper gastrointestinal tract at 11 conventional and digital X-ray units in the Netherlands. The British Journal of Radiology. 1998; 71,745- 753.
23. Yakoumakis E. Tsalafoutas I.A. Sandilos P. Koulentianos H. Kasfiki A. Vlahos L. and Proukakis Ch. Patient doses from barium meal and barium enema examinations and potential for reduction through proper set-up of equipment. The British Journal of Radiology, 1999; 72,173–178.
24. Lampinen J.S, Ranniko S. Patient specific doses used to analyse the optimum dose delivery in barium enema examinations. The British Journal of Radiology, 1999; 72, 1185–1195.
25. Berkmen G, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bazı floroskopik incelemelerde hasta ve çalışanların aldıkları radyasyon dozunun saptanması. 2006; 77–83.
26. Maccai C, Benedittini M, Lefaure C, Doses to patients from diagnostic radiology in France. Health Phys. 1988; 54, 397–408
27. Hart D, Wall B. F, Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas. The British Journal Of Radiology, 1994; 67, 485–489
28. Martin C. J, Hunter S, Reduction of patient doses from barium meal and barium enema examinations through changes in equipment factors. The British Journal Of Radiology, 1994; 67, 1196–1205
29. Wall B. F, Hart D, Revised radiation doses for typical X-ray examinations. The British Journal of Radiology, 1997; 70, 437–439.

8. EK–1

ESAK DOZ ÖLÇÜM DATA TABLOSU:
KOLON ÇEKİMİ

1) GENEL KOLON;

Alan: 31x33 magn= En küçük

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

2) RECTOSİGMOİD;

Alan:13x16 magn: orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

3) İNEN KOLON(sol);

Alan:23x10 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

4) TRANSVERS KOLON, FLEXURA;

Alan:12x25 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

5) İNEN KOLON (sağ);

Alan:12x9 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

6) ÇEKUM;

Alan:12x11 magn=en büyük

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

7) SUPİNE(soldan sağa 10°)

Alan:20x15 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

8) SUPİNE(sağdan sola 10°)

Alan:20x15 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

9) PRONE(soldan sağa 10°)

Alan: 20x15 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı

10) PRONE (sağdan sola 10°)

Alan: 20x15 magn=orta

kV	mAs	mS	mA	μ Gy	mGy/sn	Görüntü sayısı