

**DIAGNOSTİK X-İŞİNİ SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLU  
İLE ORGAN DOZLARININ AZALTILMASI VE  
GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTIRILMASI**

**Y. Levent Aksu**

**Hacettepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin  
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü  
YÜKSEK MÜHENDİSLİK TEZİ  
olarak Hazırlanmıştır.**

**Eylül-1990**

**Y. E.  
Yükseköğretim Kurulu  
Merkezi**

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

İşbu çalışma, jürimiz tarafından FİZİK MÜHENDİSLİĞİ  
Anabilim Dalında YÜKSEK MÜHENDİSLİK TEZİ olarak  
kabul edilmiştir.

Başkan: Engin Kendi  
Prof.Dr.Engin Kendi

Üye : Tuncer Hökelek  
Dr. Tuncer Hökelek

Üye : Süheyla  
Dr. Süheyla özbeş

---

ONAY

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait  
olduğunu onaylarım.

/ / 1990

Dincer Ulku  
Prof.Dr.Dincer Ülku  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

**ÖZET**

Bu çalışmada; diagnostik amaçla kullanılan X-ışını sisteminin doz çıkışı, banyo sıcaklığı, grid, tüp gerilimi kolimatör, filtre ve tüp açısı parametrelerinin, (PA) akciğer çekiminde organ dozları ve görüntü kalitesine olan etkileri incelenmiştir. Akciğer çekimleri ile doz ölçümlerinde, insan benzeşimini veren Rando fantom kullanılmıştır. Doz ölçümleri akciğer (hedef), troid ve gonad (hedef olmayan) organları üzerinde termoluminesans dozimetreler (TLD) ile yapılmıştır. Görüntü kalitesi için kontrast indeksi ölçülmüş ve ayrıca radyoloji uzmanları tarafından filmlerin nitel olarak değerlendirilmesi yapılmıştır.

Tüp çıkışındaki değişimler, kontrastın ve organ dozlarının artmasına veya azalmasına neden olmaktadır. Tekraredilebilirlik, lineerite ve ışınlama zamanında oluşabilecek problemlerin görüntü kalitesi ve organ dozlarını etkiledikleri görülmüştür. Gridsiz çekimlerdeki organ dozlarının düşük olmasına karşılık görüntü kalitesi, gridli çekime göre oldukça bozulmaktadır. Artan kVp ile kontrast ve akciğer dozunun azaldığı, gonad dozunun ise arttığı gözlenmiştir. Kolimatörlerde oluşabilecek 5 cm.'lik ayar bozukluğu, troid dozunu yaklaşık iki kat, 15 cm.'lik ayar bozukluğu ise gonad dozunu 10 kat artırmaktadır. Toplam filtrelemeye, eklenen filtrelerin doza ve kontrasta olan katkısı nisbeten düşüktür. Tüp çıkış açısında 4°'lik değişiklik gonad dozunu 10 kat artırmaktadır.

## SUMMARY

In this study; the effects of dose output, development temperature, grid, tube voltage, collimator, filter and beam alignment parameters of the diagnostic X-ray unit on organ doses and image quality were studied in the (PA) chest examination. Image quality analysis and dosimetric measurements were performed on an anthropomorphic Rando phantom. Organ doses were measured in lung (target organ), thyroid and gonad (non-target organs) by using thermoluminescent dosimeters (TLD). For the image quality analysis, contrast index was determined and also films were evaluated subjectively by radiologists.

The variations of the tube output causes to increase or decrease in the contrast and organ doses. The problems in repeatability, linearity and exposure time effect image quality and organ doses. In the examination without grid, organ doses are lower, but the image quality is poorer than the one with grid. It was observed that with increasing kVp, contrast and lung dose decrease but gonad dose increases. The error of 5 cm. in the adjustment of collimator causes to increase in the thyroid dose twice and the error of 15 cm. causes to increase in the gonad dose 10 times. Added filters affect contrast and organ dose very low. The variation of  $4^\circ$  in the take-off angle increases the gonad dose 10 times.

**TEŞEKKÜR**

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesinde çok değerli katkıları bulunan aşağıdaki kişi ve kuruluşlara sonsuz teşekkür borçludur:

Prof.Dr.Engin Kendi, tez yönetmeni, Dr.Doğan Bor (Türkiye Atom Enerjisi Kurumu); Prof.Dr.Münci Oran (Hacettepe Üniversitesi Radyoloji Bölümü); Mehmet Güzelbaba (MESİ A.Ş.); Cemal Tüzün (Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Md. Yrd.); Zühal Uğur, Mehmet Taraklı ve Zati Unal (Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi).

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET .....	iv
SUMMARY .....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xiii
1. GİRİŞ .....	1
2. TEŞHİS AMACIYLA KULLANILAN X-İŞİNİ CİHAZLARININ GENEL ÖZELLİKLERİ .....	3
2.1. X-İşini Tüpü .....	3
2.2. X-ışını Jeneratörü .....	6
2.3. Filtreleme .....	9
2.4. Kolimatör .....	11
2.5. Grid .....	12
2.6. Ranfansatörler .....	16
2.7. Film .....	18
2.8. Filmlerin Banyo Edilmesi .....	20
2.9. Filmlerin Sensitometrik Özellikleri .....	22
3. X-İŞİNİ CİHAZLARININ KALİTE KONTROLÜ .....	26
3.1. Giriş .....	26
3.2. Tüp Geriliminin Ölçülmesi .....	27
3.3. Işınlama Zamanının Ölçülmesi .....	29
3.4. X-İşini Tüpünün Çıkış Dozunun Ölçülmesi .....	31
3.5. Tekraredilebilirlik ve Lineerite .....	31
3.6. Kolimatörler ve Merkezi Işın Demetinin Dikliğinin Kontrol Edilmesi .....	32

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
3.7. Yarı Tabaka Kalınlığı (HVL) 'nin Ölçülmesi .....	34
3.8. Grid Testi .....	36
3.9. Fokal Noktanın Ölçülmesi .....	36
3.10. Ranfansatör-Film Temas Testi .....	40
3.11. Banyonun Kalite Kontrolü .....	40
4. GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE DOZU ETKİLEYEN FAKTÖRLER .....	44
4.1. Radyografik Görüntünün Oluşması .....	44
4.2. Görüntü Kalitesi .....	46
4.3. Radyasyon Dozu .....	52
4.3.1. Işınlama Dozu .....	53
4.3.2. Soğurulan Doz .....	53
4.4. Doz Ölçüm Yöntemleri .....	54
4.4.1. Matematiksel (Monte Carlo) yöntem .....	54
4.4.2. Doğrudan doz ölçüm yöntemi .....	55
4.4.3. Termoluminesans dozimetre .....	56
5. YÖNTEM VE CİHAZLAR .....	59
5.1. X-Işını Sisteminin Performansının Ölçülmesi .....	59
5.2. Dozimetrelerin Hazırlanması ve Kalibrasyonu .....	64
5.3. X-Işını Filmi Çekim Şartları .....	69
6. GENEL SONUÇLAR .....	73
6.1. mAs Değişimi .....	73
6.2. kVp'nin Değişimi .....	78

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
6.3. Kolimatör .....	80
6.4. Filtre .....	83
6.5. Tüp Çıkış Açısı .....	86
7. TARTIŞMA .....	89
8. ÖNERİLER .....	92
DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ .....	93





## SEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Döner anodlu X-ışını tüpü .....	3
2.2. Odaklama hücresi .....	4
2.3. Doğrusal odaklama prensibi .....	5
2.4. Üç fazlı jeneratörler .....	7
2.5. Tek ve üç fazlı sistemlerin X-ışını spektrumu ....	8
2.6. X-ışını spektrumu .....	9
2.7. X-ışını demetinin filtre edilmesi .....	10
2.8. Kolimatörler .....	11
2.9. Kolimatörlerin hasta üzerinde ayarlanması .....	12
2.10. Grid .....	13
2.11. Grid kesimi .....	14
2.12. Grid oranı ile saçılan radyasyonun geçiş oranı .	15
2.13. Ranfasatörün yapısı .....	16
2.14. $\text{CaWO}_4$ 'nin spektral dağılımı ile gümüş bromürün duyarlılığı .....	17
2.15. X-ışını filminin yapısı .....	19
2.16. Otomatik banyo cihazının şematik gösterimi .....	20
2.17. Banyo işlemlerinin şematik gösterimi .....	21
2.18. Filmin karakteristik eğrisi .....	23
2.19. Farklı toleranslı iki film .....	25
3.1. kVp ölçümünde kullanılan test kasetinin şematik gösterimi .....	28
3.2. Kolimatörlerin test edilmesi .....	33

## SEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.3.a. HVL değerinin eklenen Al'a karşı ışınlama dozu grafiğinden bulunması .....	35
3.3.b. Artan HVL değeri ile hasta giriş dozunun azalması .....	35
3.4. Pin-hole ile fokal noktanın ölçülmesi .....	37
3.5. Sensitometrenin şematik gösterimi .....	41
3.6. Banyo kalite kontrol parametrelerinin banyo sıcaklığı ve süresi ile değişimi .....	42
4.1. Görüntünün oluşması .....	45
4.2. kVp ile ışınlama toleransının değişimi .....	48
4.3. Soğurma keskinsizliği .....	50
4.4. Geometrik keskinsizlik .....	51
4.5. Termoluminesans dozimetrenin şematik gösterimi ...	56
4.6. Termoluminesans dozimetre okuyucusu .....	57
5.1. NERO kalite kontrol cihazı .....	59
5.2. NERO cihazının şematik yapısı .....	60
5.3. Vinten 623 dozimetre ışınlayıcısı .....	65
5.4. Vinten Solaro 680 TLD okuyucusu .....	66
5.5. TLD'lerin iyon odası ile kalibrasyonu .....	67
5.6. TLD-100 ve LiF-N pellet'lerin kalibrasyon grafiği.	68
5.7. Kadın Rando fantomun (PA) akciğer pozisyonunda X-ışını alanı içine yerleştirilmesi .....	71
5.8. DI-4 Transmisyon densitometresi .....	72
6.1. Rando fantomun akciğer filmi .....	73

## ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
6.2. 70 kVp'de mAs'a karşı kontrast ve organ dozlarının değişimi .....	74
6.3. 117 kVp'de mAs'a karşı kontrastın ve organ dozlarının değişimi .....	75
6.4. kVp ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	78
6.5. kVp ile gonad ve giriş dozunun değişimi .....	79
6.6. 70 kVp'de X-ışını alanı ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	80
6.7. 70 ve 117 kVp'de X-ışını alanı ile gonad dozunun değişimi .....	81
6.8. 117 kVp'de X-ışını alanı ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	82
6.9. 70 kVp'de filtre ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	83
6.10. 117 kVp'de filtre ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	84
6.11. 70 ve 117 kVp'de eklenen filtre ile gonad dozunun değişimi .....	85
6.12. 70 kVp'de tüp çıkış açısı ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	86
6.13. 117 kVp'de tüp çıkış açısı ile kontrastın, troid ve akciğer dozunun değişimi .....	87
6.14. 70 ve 117 kVp'de tüp çıkış açısı ile gonad dozunun değişimi .....	88

## CİZELGELER DİZİNİ

<u>Cizelge</u>	<u>Sayfa</u>
3.1. Minimum HVL değerleri .....	35
3.2. Pin-hole çapları .....	38
3.3. Fokal nokta kabul sınırları .....	39
4.1. Vücut içinde bulunan maddelerin etkin atom numaraları ve yoğunlukları .....	44
5.1. Ölçülen kVp değerleri .....	61
5.2. kVp'nin mA'e göre değişimi .....	62
5.3. Ölçülen zaman değerleri .....	62
5.4. Tekraredilebilirlik ölçüm değerleri .....	63
5.5. Lineerite ölçüm değerleri .....	63
5.6. Ölçülen fokal nokta değerleri .....	64
5.7. Giriş dozundan gonad dozuna dönüşüm faktörleri ...	70
6.1. 70 ve 117 kVp'de gridli çekim ile gridsiz çekimin karşılaştırılması .....	76

## 1. GİRİŞ

Diagnostik amaçla kullanılan X-ışını sistemleri, hastalıkların teşhis edilmesinde kullanılan en önemli araçlardan bir tanesidir. Amaç; bir yandan film üzerinde mümkün olan en iyi kalitede görüntü elde edilmesine çalışılırken diğer taraftan da hasta ve çalışanların gereksiz radyasyon dozlarına maruz kalmalarının önlenmesidir (WHO, 1982).

İyi eğitim görmüş bir teknisyenin; hastayı, tetkik edilecek organa göre kusursuz bir şekilde yerleştirmesi ve X-ışını sisteminin ışınlama şartlarını en iyi şekilde ayarlaması gerekir (Wheatherburn, 1984). Işınlanan filmin hatasız olarak banyo edilmesi en son aşamadır. Elde edilen görüntünün istenilen bilgileri vermemesi, bu aşamaların bir veya birkaçında yapılan hatalardan kaynaklanır. Sonuçta ise çalışma tekrarlanır. Tekrar çalışması, hasta ve çalışan personelin aldığı dozu iki katına çıkaracak, çalışma başına masraf artacak ve zaman harcanmasına neden olacaktır. Bazı durumlarda uygun kalitede olmayan film, kabul edilmek zorunda kalınmakta ve teşhis hatalarına neden olmaktadır (Harold, 1979).

Radyolojik çekimlerin en yaygını %39-59 ile akciğer çekimidir (Silini, 1984; UNSCEAR, 1977). Akciğer çekiminde alınan doz diğer radyolojik çekimlere göre düşüktür. Buna karşılık en fazla tekrar çalışması akciğer çekiminde yapılır. Akciğer filminin uygun densitede olmayışı tekrar çalışmasının başlıca nedenidir (Goldman and Beech, 1979).

Pnemosis teşhisi amacıyla çekilen akciğer filmlerinin %10-40 kadarı bir grup radyolog tarafından yetersiz kalitede bulunmuştur (Trout, et al., 1973). Yapılan diğer bir çalışmada da genel radyolojik çekimlerden %13'ü yetersiz kalitede bulunmuş ve %9'u ise tekrar çalışmasına alınmıştır. Her iki çalışmada da filmlerin kalitesindeki yetersizlik cihazların performans düşüklüğüne bağlanmıştır. (Hall, 1977; WHO, 1982'den).

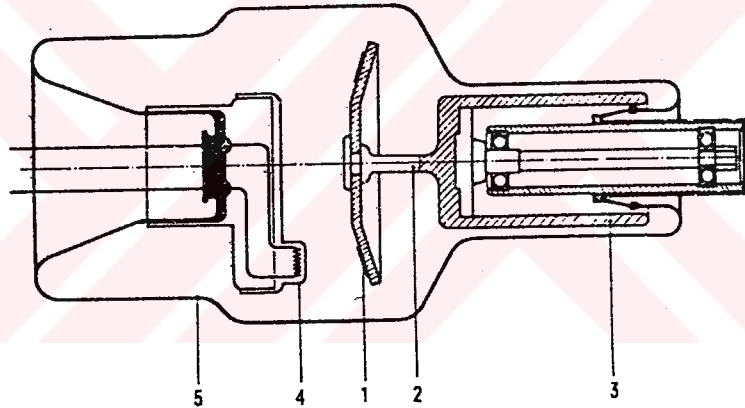
Türkiye'de X-ışını sistemlerinin kalite kontrolü Atom Enerjisi tarafından başlatılmış ve 28 X-ışını cihazının performans ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler sonucu, sadece 6 X-ışını sisteminin uygun şartlarda olduğu görülmüştür (Bor, 1989).

Bu çalışmada, X-ışını sisteminin parametrelerinin hasta organ dozlarını ve görüntü kalitesini nasıl etkiledikleri araştırılmıştır. İnsan vücudunun benzeşimini veren Rando fantom üzerinde arkadan-öne (PA) yönünde akciğer filmi çalışmaları ve doz ölçümleri yapılmıştır. Görüntü kalitesinin nicel olarak belirlenmesi, kontrast indeksi ile yapılmıştır.

## 2. TEŞHİS AMACIYLA KULLANILAN CİHAZLARIN GENEL ÖZELLİKLERİ

### 2.1. X-Işını Tüpü

X-ışını tüpü, havası boşaltılmış cam tüp içine yerleştirilen katod ve anod elektrodlarından meydana gelmiştir (Şekil 2.1). Jeneratör yardımı ile şebeke gerilimi 30 ile 125 kV. 'a (bazı jeneratörlerde 150 kV.'a) yükseltilir. Katod için de genellikle iki ayrı flaman bulunur. Ayrı bir devre ile ısıtılan flamandan yeterli termal enerji alan elektronlar

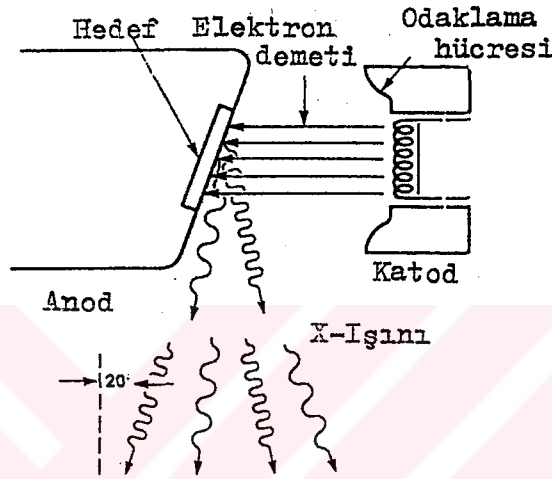


- |                 |           |
|-----------------|-----------|
| 1 Anod          | 4 Katod   |
| 2 Molibden şaft | 5 Cam tüp |
| 3 Rotor         |           |

Şekil 2.1. Döner anodlu X-ışını tüpü (Hoxter'den, 1982).

termiyonik yayılımı ile serbest bırakılır. Flamandan çıkan elektronları anod üzerinde odaklamak için flamanlar, "odaklama hücresi" içinde bulunur (Şekil 2.2). Odaklanmış elektronların anod üzerinde çarptıkları bölgeye fokal nokta denir. X-ışınları yoğun olarak bu fokal noktadan çıkarlar (Christensen, et al., 1978).

X-ışını tüpüne verilen elektrik enerjisinin ancak %1'i X-ışınlarına, geri kalanı ısı enerjisine dönüşür. Anodun fazla ısınması anod yüzeyinin bozulmasına ve tüpün kırılmasına neden olabilir. Anod üzerindeki ısı problemini azaltmak için çeşitli yöntemler kullanılır. Bunlardan biri



Sekil 2.2. Odaklama hücresi (Christensen, et al.'den, 1978).

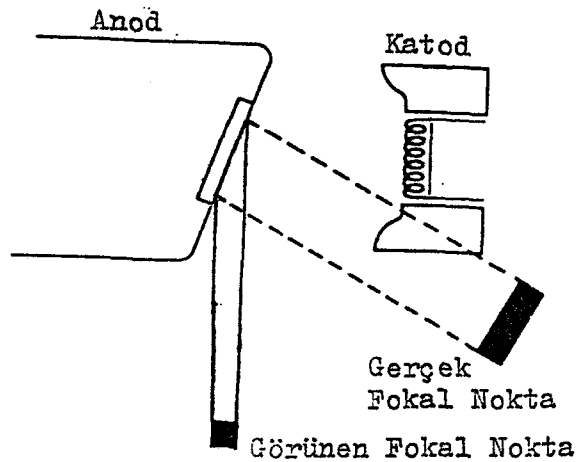
"doğrusal odaklama" prensibidir. Bu yöntemde anoda  $7-20^\circ$  lik bir açı verilir (Sekil 2.2). Böylece gerçek fokal nokta görünen fokal noktadan büyük olacağı için ısı yayılımı daha fazla olacaktır (Sekil 2.3). Anod açısının büyük olması, anodun daha az ısınmasını sağlarken fokal noktanın büyümesine neden olur. Büyük fokal nokta, görüntü kalitesini azalttığı için özellikle detay çalışmalarında istenmez.

Anoddan çıkan X-ışınlarının şiddeti anod-katod eksenini boyunca sabit değildir. X-ışını şiddeti, anoddan katoda gidildikçe artmaktadır. Buna "heel etkisi" denir. Heel



etkisi, anod açısı ve fokal noktası büyük X-ışını tüplerinde daha fazladır. Tüp-film uzaklığının artması ile heel etkisini azaltır.

Xışını tüpleri ya sabit anodlu ya da döner anodludur. Sabit anodlu X-ışını tüpünde elektronlar bakır anod içine yerleştirilmiş renyum-tungsten alaşım hedefine çarptırılır. Sabit anodlu X-ışını tüpünün gücü, anodun ısı kapasitesi ile sınırlıdır. Yaygın olarak kullanılan döner anodlu X-ışını tüpünde ise elektronlar molibden metalinden yapılmış döner safta (rotor) bağlı tungsten veya renyum-tungsten alaşımından yapılan hedefe çarptırılır. Molibden saft, cam tüpün dışında bulunan bobinler (stator) yardımıyla genellikle 2800-3000 devir/dak. (yüksek hızlı tüplerde 10.000 devir/dak.) lık bir hızla döndürülür. Bu sayede elektronların hedefe çarptıkları alan arttığı için sabit anodlu tüplere göre daha yüksek güçte (yüksek kVp ve mAs da) çalışabilir.



Sekil 2.3. Doğrusal odaklama prensibi (Kodak'dan, 1980).

Anodun dönme hızı artıkça elektronların hedefe çarptıkları alan daha da artacağı için X-ışını tüpünün gücü de artacaktır (Hoxter, 1982).

X-ışını tüpü, koruyucu kılıf içinde bulunur. NCRP (Ulusal Radyasyondan Korunma Komitesi) 'ne göre bu kılıf dışın-da fokal noktadan 1 m. uzaklıkta maksimum tüp akım ve geriliminde ışınlama dozu saatte 100 mR 'i geçmemelidir (NCRP, 1977).

## 2.2. X-İşını Jeneratörü

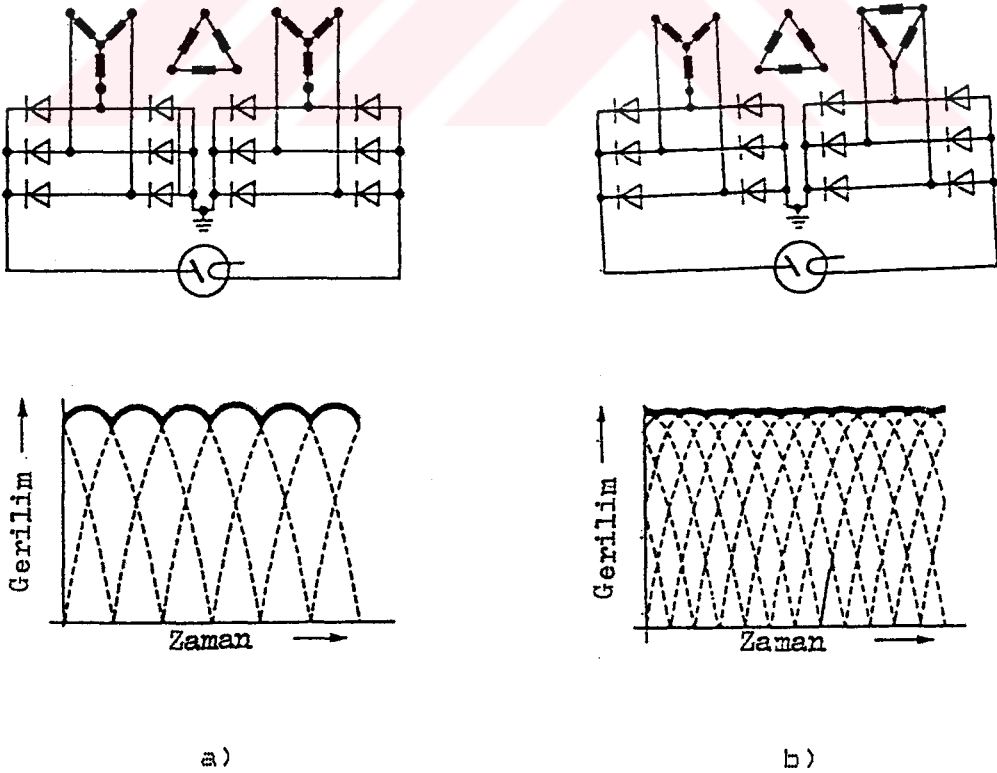
X-ışını jeneratörü, X-ışını tüpüne elektrik enerjisi sağlayan elemandır. X-ışını tüpüne enerji iki amaç için gereklidir. Birincisi tüp flamanını ısıtmak, ikincisi ise elektronları katoddan anoda doğru hızlandırmaktır. X-ışını jeneratöründe bu işlevleri yerine getiren flaman ve yüksek gerilim devreleri vardır. Bu devrelere ek olarak ışınlama süresini ayarlayan zamanlayıcı (timer) devresi de jeneratör içinde yer alır.

Flaman devresi, genellikle flamandan 3-5 Amper akım geçecek şekilde yaklaşık 10 V.'luk bir gerilim uygular. Bu akım, flamanı 2200 C°'ye kadar ısıtır (Christensen, et al., 1978).

Yüksek gerilim devresi, transformatör ve doğrultucular yardımıyla X-ışını tüpüne yüksek gerilim sağlar. Şehir gerilimi yükseltici transformatör ile 125 kV.'a kadar çıkartılır.

Tek fazlı jeneratörlerde ya yarım ya da tam dalga doğrultucular kullanılmaktadır. Yarım dalga doğrultucularda alternatif gerilimin negatif kısmında X-ışını elde edilmediği için ışınlama zamanı tam dalga doğrultuculara göre iki kat fazladır.

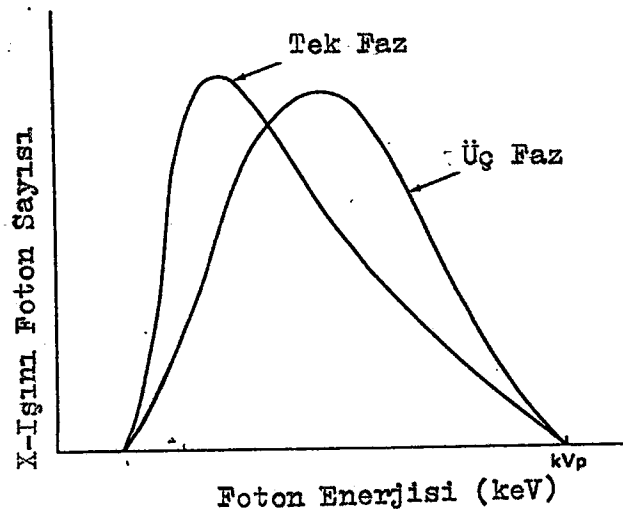
Üç fazlı jeneratörlerde X-ışını tüpüne sabit gerilime yakın bir gerilim uygulanır. Üç fazlı jeneratörler 6 puls ve 12 puls olmak üzere ikiye ayrılır. 6 pulsü jeneratörlerde bir periyotda 6 puls olurken dalgacık faktörü %13'dür. 12 pulsü jeneratörlerde ise bir periyotda 12 puls olurken dalgacık faktörü %3'dür (Şekil 2.4). Anod ile katod



Şekil 2.4 Üç fazlı jeneratörler a) 6 puls, b) 12 puls (Hoxter'den, 1982).

arasındaki gerilimin zaman içinde değişmesi, X-ışını spektrumunu da değiştirir. Gerilimin, tepe değerinden düşük olduğu zamanlarda daha düşük enerjili X-ışınları çıkacaktır. Spektrum, sabit gerilimle elde edilen spektrumuna göre daha düşük enerjili X-ışınlarını içerecektir. Bu da hasta dozunu artıracaktır. Şekil 2.5'de görüldüğü gibi dalgacık faktörü daha büyük olan tek fazlı sistemler, üç fazlı sistemlere göre daha fazla düşük enerjili X-ışınlarını içermektedir. Üç fazlı jeneratörlerin bir avantajı da yüksek mA (tüp akımı) ve düşük ışınlama sürelerinde X-ışını filmi çekebilmeye olanak sağlamalarıdır.

X-ışını tüpüne uygulanan kVp, mA ve ışınlama süresinin ayarlanması, kontrol Ünitesi yardımıyla yapılır. kVp, X-ışını tüpüne uygulanan gerilimin tepe değeridir. mA, katod ile anod arasındaki mili Amper olarak elektron akımıdır. X-ışınlarının enerjisi ve şiddeti, kontrol



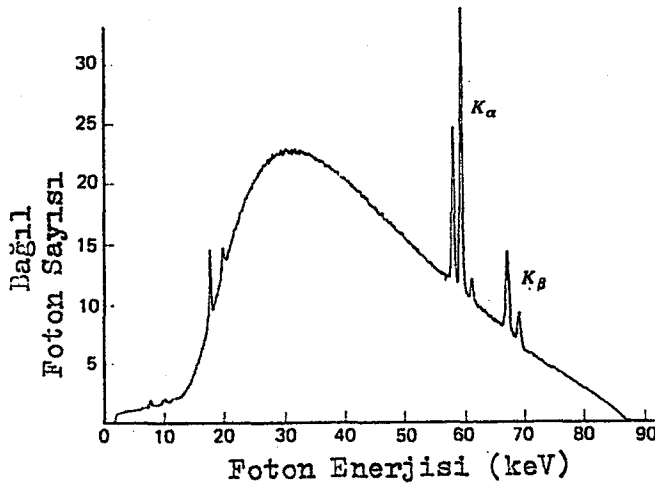
Şekil 2.5. Tek ve üç fazlı sistemlerin X-ışını spektrumu (Lamel'den, 1981).

Unitesindeki bu üç parametre ile ayarlanır. Bu parametreler birbirinden bağımsız olarak ayarlanmalarına karşılık, X-ışını tüpünün maksimum çalışma sınırını üzerinde olamaz. Jeneratör içinde bulunan koruyucu devreler tek bir ışınlamada tüpün maksimum yükünün %80'ine gelince operatörü uyaracaktır (Gray, et al., 1983).

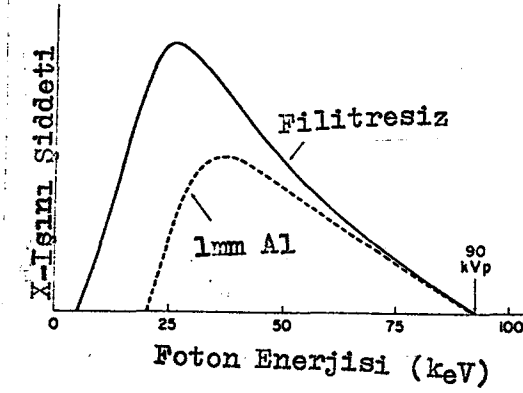
### 2.3. Filtreleme

X-ışını tüpünden çıkan X-ışınları iki ayrı filtrelemeden geçmektedir; öz (inherent) filtreleme ve ek filtreleme. öz filtreleme, tüpü çevreleyen camın ve tüpü soğutmak amacıyla kullanılan ve tüp ile koruyucu zırh arasında bulunan yağın oluşturduğu filtrelemedir. Bu filtreleme yaklaşık 1 mm Al'a eşdeğerdir (Adran and Crooks, 1972).

Anoddan çıkan X-ışınlarının düşük enerjiden yüksek enerjiye kadar değişen bir spektrumu vardır (Şekil 2.6). Düşük enerjili X-ışınları, hasta vücudunun ilk 1 cm. derinliğinde



Şekil 2.6. X-ışını spektrumu  
(Cameron and Skofronick'den, 1978).



Sekil 2.7. X-ışını demetinin filtre edilmesi.  
(Christensen, et al.'den, 1978).

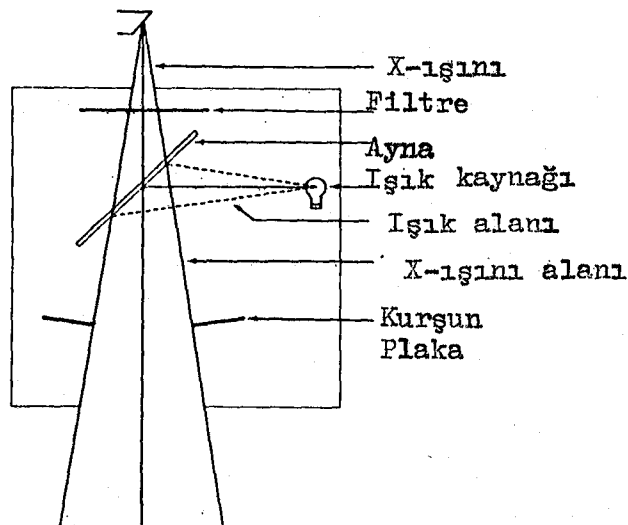
soğurulur. Film üzerindeki görüntüye hiç bir katkısı olmayan bu X-ışınları, hasta deri dozunun artmasına neden olur. Düşük enerjili X-ışınlarını spektrumdan uzaklaştırmak için öz filtreleme yeterli olmadığı için ek filtreleme kullanılır (Şekil 2.7). NCRP (Ulusal Radyasyondan Korunma Komitesi), 70 kVp'den daha yüksek gerilimde çalışan X-ışını cihazlarının eklenen filtre ile birlikte toplam filtrelemenin minimum 2.5 mm Al eşdeğerli olmasını önermektedir (NCRP, 1977).

Son yıllarda geliştirilen Nb, Eu, Gd gibi nadir toprak elementlerinden yapılan filtreler, sahip oldukları daha yüksek K-soğurma kenarı (K-edge) nedeniyle bazı uygulamalarda hasta dozunu düşürmektedir (Webster, 1984).

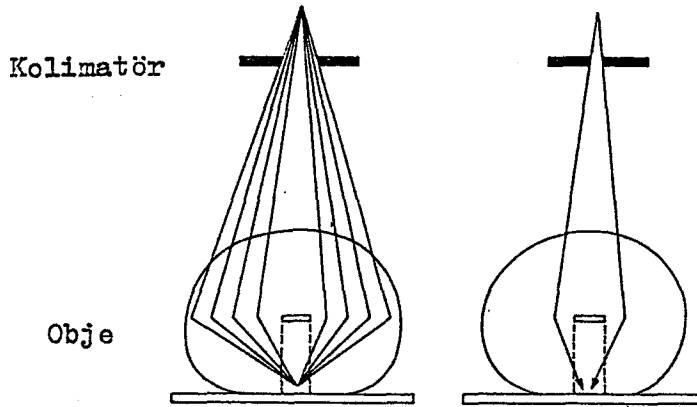
## 2.4. Kolimatör

Kolimatörler, X-ışını demetini sınırlayan elemanlardır. X-ışını demetine dik ve birbirlerine paralel dört çift kurşun plakadan oluşur. İki çift plaka anod-katod doğrultusunda diğer iki çift, bunlara dik doğrultuda demeti sınırlar. Aynı doğrultuda bulunan dört plaka diğer dördünden bağımsız olarak hareket eder. Böylece istenilen büyüklükte X-ışını alanı meydana getirirler. Hasta vücudunun radyografisi çekilecek kısmı, bu X-ışını alanı içerisinde yerelmalıdır (Keane and Tikhonov, 1975).

X-ışını demetinin ışınlayacağı alanı görünür kılmak için kolimatör plakalarının üstüne yerleştirilen ışık kaynağı ve ayna yardımı ile kolimatörlerin hangi pozisyonda olduğu anlaşılır. Işık kaynağının oluşturduğu ışık alanı ile X-ışını alanı çakışmalıdır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Kolimatörler (Christensen, et al.'den, 1978).



Sekil 2.9. Kolimatörlerin hasta üzerinde ayarlanması (Sprawls'dan, 1987).

Pozitif demet sınırlama devresi, hastanın ışınlanacağı alanı kaset alanına göre sınırlayan bir devredir. Kaset taşıyıcısı üzerinde bulunan anahtarlar yardımıyla kasetin boyutları tespit edilir. Pozitif demet sınırlama devresi, belirli bir uzaklık için, X-ışınına sadece kaset alanına düşürecek şekilde kolimatörleri ayarlar. Böylece X-ışınına kasetin boyutları dışına çıkması durumunda, hastanın gereksiz doz alması önlenmiş olur (Johnson, et al., 1986).

## 2.5. Grid

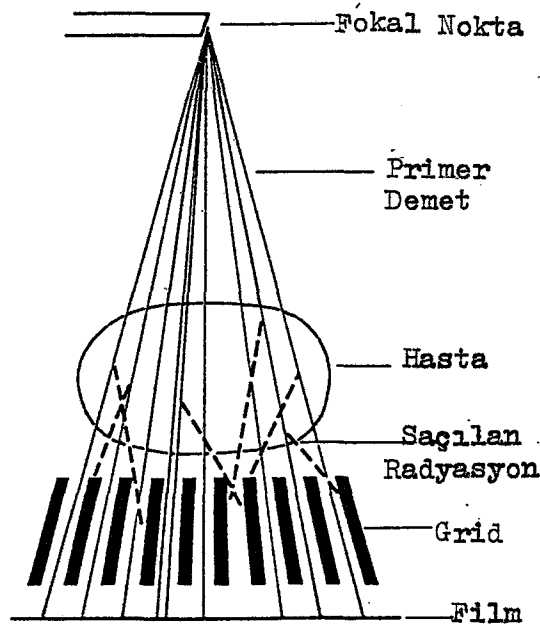
Hasta vücuduna giren X-ışını fotonlarının çoğu (80 keV' un üzerindeki) Compton etkileşmesi yaparak saçılırlar. Çok yönlü saçılan bu fotonlar, hastadan primer demet yönünde çıkan fotonlarla birlikte filmi ışınlayacaklardır. Bu yüzden görüntü kontrastı azalacaktır. Saçılma, kVp ile birlikte hasta vücut kalınlığı ve X-ışını alanına



bağlıdır. Hasta vücut kalınlığının ve X-ışını alanının artması ile saçılan radyasyon miktarı da artacaktır. Bu yüzden kontrastı artırmak için X-ışını alanını sadece tetkik bölgesine sınırlamak gerekmektedir (Şekil 2.9).

Hasta vücutundan saçılarak gelen fotonlar primer demetden daha geniş alanı ışınlarlar. X-ışını filmine gelen saçılmış radyasyon miktarı hasta-film uzaklığının artması ile azaltılabilir. Bu çekim yöntemine "air gap" tekniği denir. Air-gap tekniğinin bazı dezavantajları vardır. Hasta, X-ışını tüpüne daha yakın olduğu için giriş dozu artar. Hasta-film uzaklığının artması ile fokal noktanın büyüklüğünden dolayı görüntünün keskinliği azalır (Sprawls, 1987).

Saçılan radyasyonu primer demetden uzaklaştırmak için yaygın olarak hasta ile film arasında yerleştirilen grid kullanılır (Şekil 2.10). Grid, kurşun gibi X-ışını

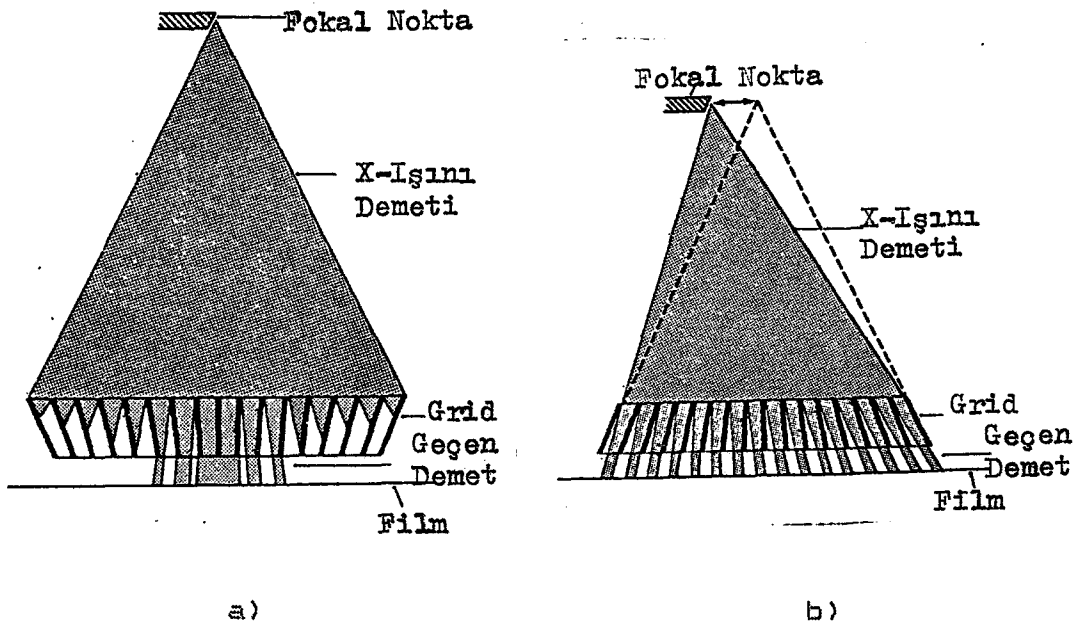


Şekil 2.10. Grid (Christensen, et al.'den, 1978).

soğurma katsayısı yüksek maddelerden yapılmış ince şeritlerden oluşur. Bu şeritlerin arası fiber, karbon veya alüminyum gibi maddelerle doldurulmuştur. Hasta vücudunda saçılmaya uğrayan fotonlar primer demet ile aynı doğrultuda değil ise grid tarafından soğurulacaktır. Gridin saçılan radyasyonu soğurma miktarı, kurşun şeritlerin boyutlarına ve şeritler arasındaki uzaklığa bağlıdır. Şeritlerin yüksekliği  $t$ , aynı zamanda gridin kalınlığıdır ve 2 mm. ile 5 mm. arasında değişir. Şeritler arası uzaklık  $d$ , 0.25 mm. 0.4 mm. arasında değişir. Bu iki değişkenin oranına grid oranı  $r$  denir ve

$$r = \frac{t}{d}$$

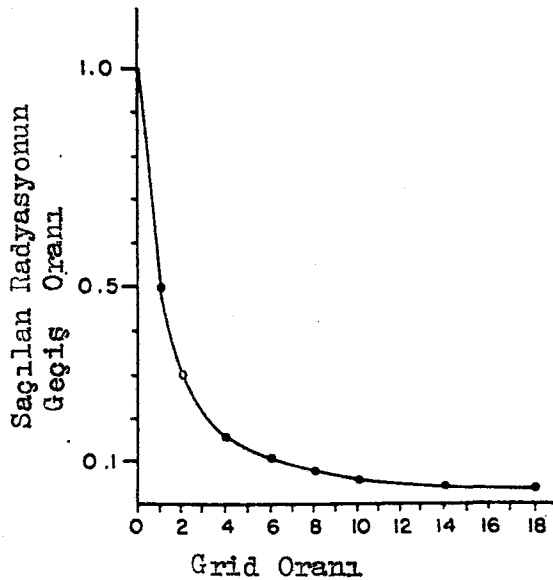
ile verilir. Genellikle grid oranı 5:1 ile 16:1 arasında değişir.



Şekil 2.11. Grid kesimi a) Ters grid, b) Fokal nokta, grid odağının dışında (Christensen, et al.'den, 1978).

Kurşun şeritler birbirine paralel ise buna paralel grid, şeritler X-ışını demeti doğrultusuna göre açılardırılmış ise buna da odaklanmış grid denir. Odaklanmış gridlerin odak noktası ile X-ışınının fokal noktası birbirine çakışık olmalıdır. Dikkatli bir şekilde merkezlenmemiş gridlerde "kesim-cut-off" problemi ortaya çıkacaktır. Bu durumda kurşun şeritlerin görüntüsü büyümüş olacak ve primer radyasyondaki kayıp artacaktır (Şekil 2.11).

Grid oranının artmasıyla saçılan radyasyon daha fazla primer demetden uzaklaştırılır. Ancak bu durumda hasta dozu ve tüp yükü artar. Düşük kVp'lerde grid kullanımı görüntü kalitesi yönünden bir yarar sağlamaz. Genellikle 90 kVp nin altında 8:1 ve 90 kVp nin üstünde 12:1 grid oranları kullanılır. Şekil 2.12'de saçılan radyasyonun çeşitli gridlerce geçirim oranı görülmektedir. 8:1 oranının üstünde saçılan

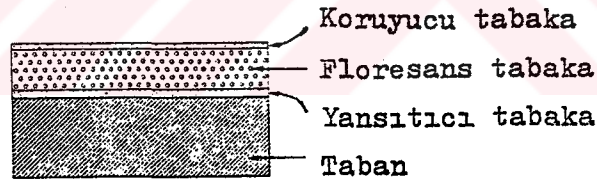


Şekil 2.12. Grid oranı ile saçılan radyasyonun geçiş oranı (Christensen, et al., 1978'den).

radyasyonun geçirimi azalmakta ve 12:1 ile 16:1 arasında değişmemektedir. Bu nedenle rutin çalışmada 12:1 oranı, 16:1 oranına tercih edilmelidir.

## 2.6. Ranfansatörler

X-ışını filmi, X-ışınlarından daha çok, spektrumun görünür bölgesindeki ışık fotonlarına duyarlıdır. Gelen X-ışını demetinin yalnızca %1-2'si filmin kararmasına neden olur. Bu oranı artırmak için X-ışınları filme ulaşmadan önce bir floresans tabakasında durdurulur. Floresans maddenin özelliğine göre alçak enerjide ama çok sayıda meydana gelen sintilasyon fotonları filmi etkin bir şekilde ışınlarlar. Bu sisteme ranfansatör adı verilir.



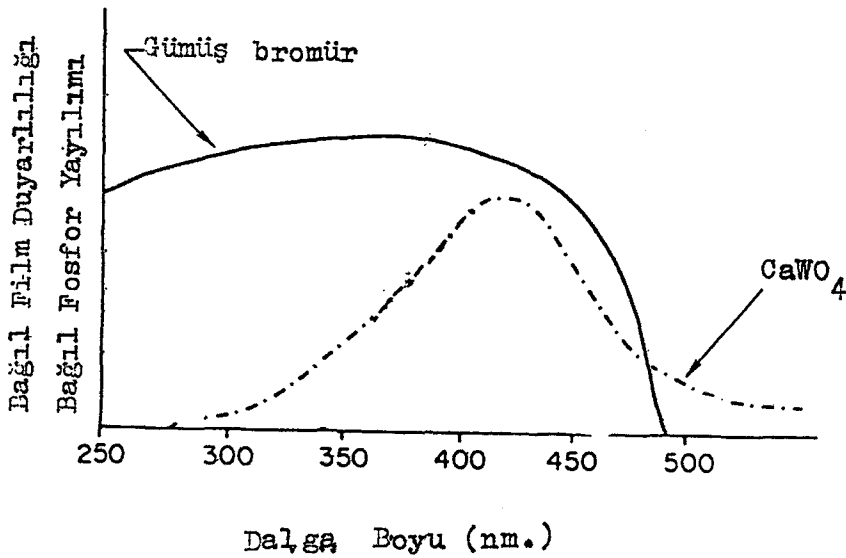
Sekil 2.13. Ranfansatörün yapısı (Lamel'den, 1981).

Ranfansatörsüz çekimlerde X-ışınları doğrudan filmi ışınlandığı için hasta dozu ranfansatörlü çekimlere göre artacaktır. Ranfansatörler genellikle çift olarak, filmin iki yüzünü ışınlayacak şekilde kaset içine yerleştirilir. Radyolojide kullanılan tipik bir ranfansatör dört katmandan oluşmuştur (Şekil 2.13). a) Taban; floresans maddeye destek sağlamak için polyesterden yapılmıştır. b) Yansıtıcı tabaka, floresans tabakadan gelen ışığı yansıtmak için  $TiO_2$ 'den

yapılmıştır. c) Floresans tabaka; floresans madde, kristal halinde plastik içine karıştırılmıştır. d)Koruyucu tabaka; floresans tabakayı fiziksel etkilerden korur.

Ranfansatör-film sisteminde belirli bir optik densiteyi elde etmek için gerekli ışınlama şiddetine ranfansatörün hızı denir. Hızlı ranfansatörler hastanın daha az ışınlanmasını sağlar. Fakat hızlı ranfansatör ile daha az detay elde edilmektedir. Yavaş ranfansatör detay çalışmalarında kullanılır. Hızlı ranfansatörlerin kristal boyutu, yavaş ranfansatörlere göre daha büyüktür. Ranfansatörün hızı aynı zamanda kalınlığına bağlıdır. Hızlı ranfansatörler yavaş olanlara göre daha kalın floresans katmanına sahiptirler.

Kalsiyum tungsten ( $\text{CaWO}_4$ ), yaygın olarak kullanılan floresans maddedir ve soğurma etkinliği %40 dir. Soğurulan fotonların tümü ışık fotonlarına dönüşmez.  $\text{CaWO}_4$ , soğurduğu



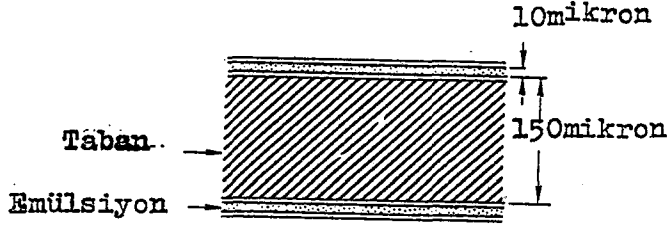
Şekil 2.14.  $\text{CaWO}_4$ 'ün spektral dağılımı ile gümüş bromürün duyarlılığı.

ışınların ancak %5'ini ışık fotonlarına dönüştürür. Bu orana ışık dönüşüm etkinliği denir.  $\text{CaWO}_4$ 'den salınan ışık fotonlarının dalga boyu mavi ışık bölgesine düşer (Şekil 2.14). Kullanılan filmin bu dalga boyundaki fotonları etkin bir şekilde soğurabilmesi gerekmektedir.

Son yıllarda nadir toprak elementleri kullanarak yapılan ranfansatörler hastaya verilen doz miktarını önemli ölçüde azaltmışlardır (örneğin  $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{:S:Tb}$  ve  $\text{La}_2\text{O}_3\text{:S:Tb}$  gibi).  $\text{CaWO}_4$ 'de soğurulan bir X-ışını fotonuna karşılık 1000 ışık fotonu meydana gelmektedir. Bu sayı nadir toprak elementlerinde 4000 dir. Yani ışık dönüşüm etkinliği  $\text{CaWO}_4$  de %5 iken nadir toprak elementlerinde %20 dir. Bu floresans maddelerin diğer bir üstünlüğü,  $\text{CaWO}_4$ 'de %40 olan soğurma etkinliğinin %60'a ulaşmasıdır. Bu etkinlik, klasik ranfansatörlerde floresans tabakanın kalınlığını ve grain boyutlarını artırarak sağlanıyorsa da bu durum görüntü kalitesinin azalmasına neden olmaktadır.

## 2.7. Film

Radyolojide kullanılan filmler, her iki yüzü fotoğraf emülsiyonu ile kaplanmış film tabanından oluşmuştur (Şekil 2.15). Film tabanı, yaklaşık 150 mikron kalınlığında polyesterden yapılmıştır. Filmler, negatoskop ışığı altında incelenirken görülebilirliği artırmak için film tabanı genellikle mavi veya yeşile boyanmıştır. Film emülsiyonu,



Sekil 2.15. X-ışını filminin yapısı.

jelatin içine karıştırılmış, ışık fotonlarına duyarlı gümüş halojen kristallerinden oluşmuştur. Gümüş halojenlerden gümüş bromür ( $\text{AgBr}$ ) %90-99 ve gümüş iyodürün ( $\text{AgI}$ ) %10-1 oranındaki karışımı kullanılır. Her biri yaklaşık  $10^9$  atom içeren bu kristallerin yani grainlerin çapları 1 ile 1.5 mikron arasında değişir. Film emülsiyonunda kullanılan jelatin, hem gümüş halojenlerinin homojen yayılmasını, hem de banyo sırasında kimyasal maddelerin halojenlerle kolayca etkileşmelerini sağlar.

Ranfansatörden gelen ışık fotonları gümüş halojen kristalleri ile etkileşme sonucunda negatif yüklü brom ( $\text{Br}^-$ ) iyonundan bir elektron söker. Serbest kalan bu elektron kristal kusurlarından dolayı kristale daha düşük enerji ile bağlı olan  $\text{Ag}^+$  iyonunu serbest hale getirerek metalik gümüşe dönüştürür. Grain içindeki bu gümüş atomu, gümüş bromür kristalini, banyo kimyasal maddelerine karşı daha duyarlı hale getirir. Kristal içindeki bu oluşuma "latent image" denir. Latent image'in görülebilir siyah metalik gümüşe dönüşebilmesi için en az iki serbest gümüş atomu

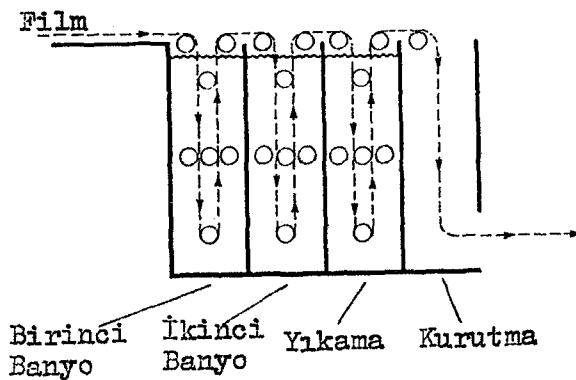
içermesi gerekir. İki'den daha fazla serbest gümüş atomu içeren grainlerin metalik gümüşe dönüşme olasılığı daha fazladır.

## 2.8. Filmlerin Banyo Edilmesi

Radyolojide kullanılan filmler genellikle otomatik banyo cihazlarında banyo edilmektedir (Şekil 2.16). Birinci banyoda (Development) ışınlanmış (latent image'a sahip) grainlerdeki gümüş iyonları, kimyasal indirgeme ile siyah metalik gümüşe dönüştürülür.



Bu kimyasal indirgeme ışınlanmamış grainler için de geçerlidir. Fakat ışınlanmış grainlerde bulunan serbest gümüş atomları bu indirgeme reaksiyonunu hızlandıracaktır. Bu sayede latent image'a sahip grainler daha hızlı metalik gümüşe dönüşecektir.

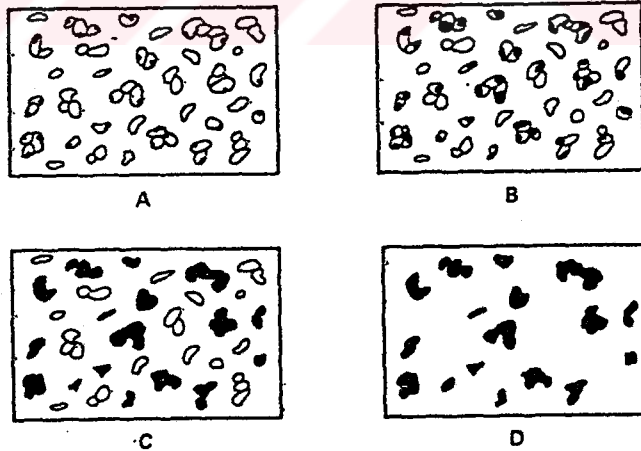


Şekil 2.16. Otomatik banyo cihazının şematik gösterimi.



Herhangi bir kimyasal reaksiyonda olduğu gibi sıcaklık, kimyasal madde konsantrasyonu ve filmin banyoda kalma süresi önemlidir. Bu faktörler öyle seçilmelidir ki ışınlanmış grainlerin metalik gümüşe dönüşmeleri maksimum olurken, ışınlanmamış grainlerinki minimum olsun. Ancak bu durumda film kontrastı maksimumdur. Bu faktörlerin istenilen değerlerin altında veya üstünde olması kontrastın azalmasına neden olur.

İkinci banyoda (Fikser) ışınlanmamış grainler filmden uzaklaştırılır. Bu işlem emülsiyonu içindeki gümüş halojenlerinin banyo içinde çözündürülmesidir. Bu çözündürme metalik gümüş için de geçerlidir. Fakat bu işlem onlar için



Sekil 2.17. Banyo işlemlerinin sematik gösterimi. A) Gümüş iyodür grainlerinin dağılımı; siyah noktalar ışınlanmış grainlerdeki latent image'ları gösterir. B) Işınlanmış grainlerin birinci banyoda metalik gümüşe dönüşmeye başlaması. C) Birinci tamamlanmış. D) İkinci banyo sonunda ışınlanmamış grainlerin filmden uzaklaştırılması.

oldukça yavaş gerçekleşir. Bu yüzden birinci banyodaki kadar olmasa da ikinci banyonun süresi de önemlidir.

İkinci banyodan geçen filmler su ile yıkanır. Yıkama işlemi, film üzerinde kalan kimyasal maddeleri filmden uzaklaştırmak için yapılır. Özellikle film üzerinde kalan sodyum thiosülfid ( $\text{hypo-Na}_2\text{S}_2\text{O}$ ) zamanla film üzerindeki gümüş ile etkileşerek film üzerinde kahverengi lekeler oluşmasına neden olur. Filmler, son olarak kurutma işlemine sokulur. Kurutma, sıcak hava akımı ile yapılır.

## 2.9. Filmlerin Sensitometrik Özellikleri

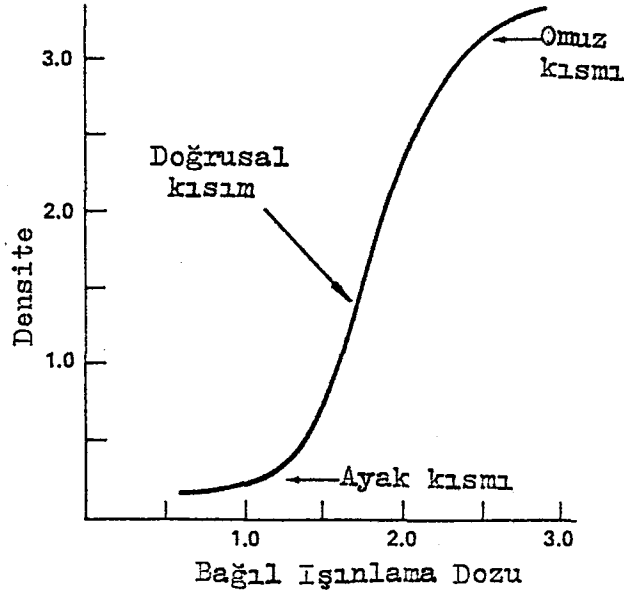
Film üzerindeki görüntü, ışınlamanın şiddetine göre çeşitli yerlerde siyah metal gümüşün birikmesi sonucu oluşur. Film üzerinde gümüş birikiminin fazla olduğu yerler (ışınlamanın çok olduğu yerler) siyah olarak görünecektir. Daha az miktarda ışınlamalara tekabül eden yerlerde gümüş birikimi de az olacaktır. Bu bölgeler film üzerinde grinin tonları olarak görülecektir. Filmdeki bu kararmanın ölçüsüne optik densite (fotografik densite veya film densitesi) denir. Optik densite,

$$\text{O.D.} = \log \frac{I_0}{I_t}$$

ile tanımlanır. Burada  $I_0$  film üzerine düşen ışık şiddetini gösterirken,  $I_t$  filmden geçen ışık şiddetini göstermektedir. Optik densite filmden geçen ışık miktarının logaritmik doğrusal fonksiyonudur.

insan gözü de ışığın mutlak değişiminden çok yüzde olarak değişimine duyarlıdır. Radyolojide karşılaşılan 0.25 ile 2.0 densite aralığında, insan gözü 0.02 D.D.'lik bir densite farkını algılayabilir (Cameron and Skofronick, 1978).

Filme gelen ışınlama dozunun doğrusal artırılması durumunda elde edilen kararmalar yani densite değerleri beklenildiği gibi doğrusal değil " S " şeklinde bir davranış gösterir. Buna filmin H-D veya karakteristik eğrisi denir (Şekil 2.18). Eğri 0.40 ile 2.0 densiteleri arasında hemen hemen doğrusaldır. Bu bölgenin dışında, doğrusallıktan sapmalar gösterir. Işınlama şiddetinin sıfır olduğu durumda densite sıfır değildir. 0.15 ile 0.20 arasında olan bu densite değerine (fog) minimum densite (D<sub>min</sub>) denir. 0.20



Şekil 2.18. Filmin karakteristik eğrisi.

densiteden sonra doğrusal bölgenin başladığı noktaya kadar olan kısma "ayak kısmı" denir. Eğri, 2.0'den yüksek densitelerde doğrusallıktan ayrılır, bu bölgeye de "omuz kısmı" denir.

Filmin kalitesi, çeşitli parametrelerle belirlenir. Bunlar; ortalama eğim (gradient), tolerans (latitute), film hızı ve maksimum densitedir (Bor, 1988a).

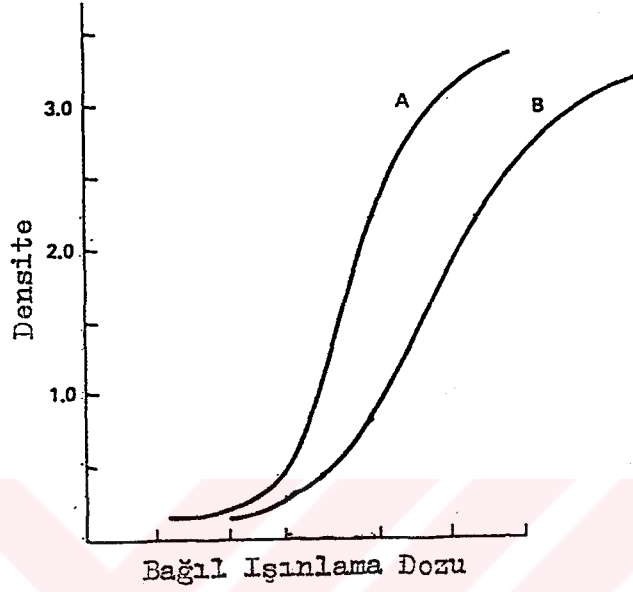
Ortalama eğim; H-D eğrisinin minimum densite üzerinde 0.25 ve 2.0 densiteleri arasında kalan kısmın eğimidir. Eğrinin maksimum eğimi film gaması olarak adlandırılır. Eğrinin maksimum bölgesi çok dar bir alan olduğu için ortalama eğim tanımı yapılır. Ortalama eğim,

$$\text{Ortalama eğim} = \frac{D_2 - D_1}{E_2 - E_1}$$

ile tanımlanır. Burada  $D_1$ ,  $D_{\min} + 0.25$ ,  $D_2$ ,  $D_{\min} + 2.00$ ,  $E_1$ ,  $D_1$  densitesine karşı gelen ışınlaşma şiddeti ve  $E_2$ ,  $D_2$  densitesine karşı gelen ışınlaşma şiddetidir. Film gaması ve ortalama eğim, film kontrastını belirler. doğrusal bölgenin eğiminin artması ile kontrast artar.

Tolerans; filmin doğrusal bölgesinin genişliğidir. Tolerans ile kontrast birbirleri ile ters orantılıdır. Yüksek kontrasta sahip bir filmin toleransı düşük olacaktır.

Film hızı, belirli bir densiteyi elde etmek için gereken ışınlaşmadır. Hızlı bir film, yavaş filme göre daha az ışınlanmayı gerektirir. Filmin hızlı veya yavaş olması filmin



Şekil 2.19. Farklı toleranslı iki film. A filmi yüksek kontrastlı, düşük toleranslıdır, B filmi düşük kontrast yüksek toleranslıdır.

grainlerinin büyüklüğü ile belirlenir. Grainleri büyük olan film hızlı, küçük olan ise yavaş olacaktır. Radyolojide kullanılan filmlerin hızları 1.0 optik densiteyi verecek ışınlama şiddeti ile ölçülür.

Belirli bir ışınlama şiddetinden sonra densite ışınlamadan bağımsız olur. Işınlama şiddetinin artmasına rağmen densitede bir artış olmaz. Densitenin sabit olduğu bu değere maksimum densite denir. Bu densitenin mümkün olduğu kadar yüksek değerlerde ve geç doyuma ulaşması istenir.

### 3. X-IŞINI CİHAZLARININ KALİTE KONTROLÜ

#### 3.1. Giriş

Bir X-ışını sisteminin, en iyi görüntü kalitesini, minimum düzeyde radyasyon dozunda verebilmesi için, uygun şartlarda çalışması gerekmektedir. Kalite kontrolü, kabul testleri ve rutin kontroller olarak gerçekleştirilir. Yeni kurulan bir sisteme kalite kontrolü (kabul testi) yapılması, gerek Üretici firma tarafından önerilen teknik özelliklerin test edilmesi gerekse de elde edilen ölçüm sonuçlarının ilerideki çalışmalara referans olması açısından önemlidir. Rutin kalite kontrolü ise sisteme periyodik aralıklarla uygulanan testleri içerir. Bu ölçümlerle sistem parametrelerinin zaman içerisinde değişip değişmediği kontrol edilir. Bazı arızalar önceden anlaşılacak zamanında çözümüne gidilir (HFA, 1976). Bu testlerde ölçüm parametreleri, test aletleri ve kabul değerleri çeşitli ulusal ve uluslararası kuruluşlarca belirlenmiştir. Bu kuruluşlar, IAEA (Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı), WHO (Dünya Sağlık Teşkilatı), NEMA (Ulusal Elektriksel Cihaz Üreticileri Kuruluşu) ve BRH (Radyolojik Sağlık Ofisi)'dir.

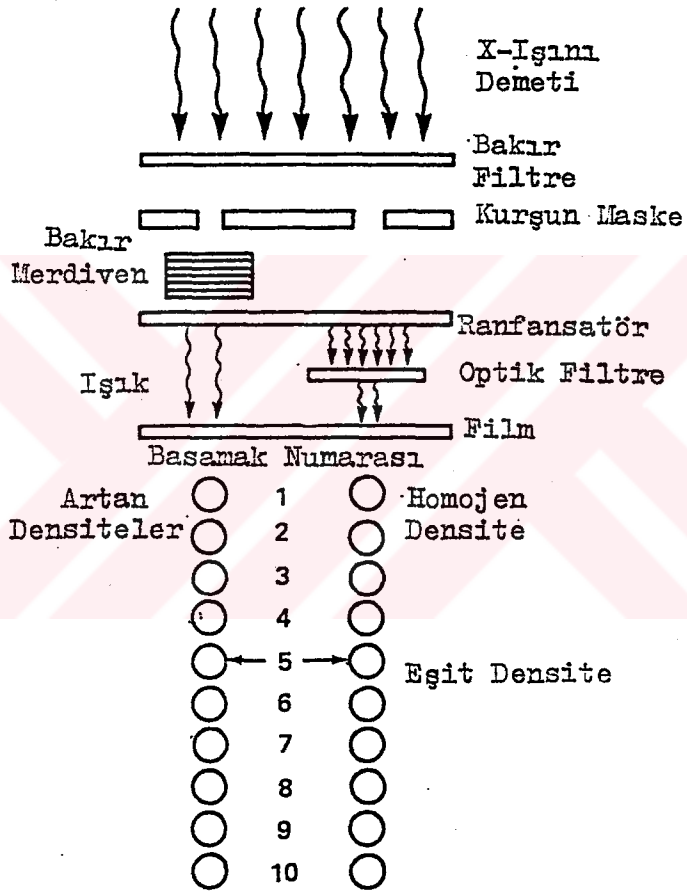
Kalite kontrol parametreleri; tüp gerilimi-kVp, tüp akımı-mA, ışınlama süresi-t, kolimatörler, merkezi ışın demetinin dikliği, tekraredilebilirlik, lineerite, HVL, grid, fokal nokta, ranfansatör-film temas testi ve banyo kalite kontrolüdür.

### 3.2. Tüp Geriliminin Ölçülmesi

Tüp gerilimi-kVp, X-ışını sisteminin en önemli parametresidir. Görüntü kontrastı ve hasta dozu, büyük ölçüde tüpe uygulanan kVp'ye bağlıdır. Bunun yanında kVp'deki küçük değişimler X-ışını filmine ulaşan radyasyon miktarında büyük değişimler yaratır. kVp'nin ölçülmesi, kontrol ünitesinin gösterdiği kVp ile tüpe uygulanan kVp arasındaki farkı tesbit etmek amacıyla yapılır. Klinik uygulamada kullanılan her kVp basamağında ölçülen kVp'nin, kontrol ünitesinde gösterilen kVp ile  $\pm 5$  kV.'luk bir uyum içinde olmalıdır. kVp'nin tüp akımı-mA ile değişimi  $\pm 5$  kV.'luk kabul sınırları içerisinde kalması gerekmektedir (Gray, et al., 1983).

kVp, jeneratörün çıkışından yüksek gerilim bölücüsü (dynalyzer) ile doğrudan ölçülebilir. Ancak yüksek gerilimin tehlikeli olması nedeniyle rutin olarak kullanılmaz (Raymond, 1980).

Pratikte kVp, X-ışını demetinden ölçülür. X-ışını demetinin giricilik kabiliyeti kVp ile orantılıdır. Giricilik kabiliyeti aynı zamanda demet önündeki filtrelemeye ve dalga şekline de bağlıdır. X-ışını demeti yeterince kalın bir filtreden geçilirse X-ışını spektrumundaki düşük enerjili X-ışınları soğurulmuş olacaktır. Bu durumda spektrum daralacak ve X-ışını demetinin kalitesi sadece kVp ve dalga şekline bağlı olacaktır.



Sekil 3.1. kVp ölçümünde kullanılan test kasetinin sematik gösterimi (Lamel'den, 1981).



kVp test kasetleri de, demetin giricilik kabiliyetinden yararlanarak X-ışınının kVp'sini ölçerler (Adran and Crooks, 1968). Şekil 3.1'de kVp test kasetinin şematik yapısı görülmektedir. Kasetin üst kısmına konulan bakır filtre ile demetdeki düşük enerjili fotonlar uzaklaştırılır. Daha sonra X-ışını demetinin bir kısmı değişik kalınlıktaki basamaklardan oluşan bakır merdivenden geçerek filmi ışınlar. Demetin diğer kısmı ise doğrudan röntgen tüpü üzerine gönderilir, ancak çıkan ışık optik filtre ile azaltılır. Banyo sonrası film üzerinde farklı kalınlıktaki basamakların oluşturduğu değişik densiteler ve doğrudan film üzerine gönderilmiş demetin verdiği homojen densiteler vardır. Belirli basamak numaralarında densiteler eşitlenir. Kaset üreticisi tarafından önceden kalibrasyon sonucu oluşturulan kVp'ye karşı basamak numarası grafiğinden de kVp bulunur.

Taşınabilir elektronik kVp metreler de demetin giricilik kabiliyetinden yararlanarak X-ışını tüpünün kVp'sini ölçer. X-ışını demeti, kalınlıkları farklı iki bakır filtreden geçirilir. Filtrelerden geçen X-ışınları CsI-fotodiyod dedektörleri ile algılanır. Bu iki dedektörün algıladığı sinyallerin oranı kVp'nin logaritması ile orantılıdır.

### 3.3. Işınlama Zamanının Ölçülmesi

X-ışını tüpünün ışınlama süresi, kontrol ünitesinde ayarlanan ışınlama zamanı ile aynı olmalıdır. Işınlama zamanı, X-ışını demetinden üç ayrı yöntem ile ölçülebilir.

1) X-ışını demetinin içine yerleştirilen katı-hal (genellikle CsI-fotodiyod) dedektörü ve buna bağlı (storage) osiloskop ile doğrudan ölçülebilir. Bu yöntem ışınlama zamanının ölçülmesi yanında dalga şeklinin analiz edilmesini sağlar. Bu ölçümlerin sonunda; ışınlama süresince voltaj atlaması olup olmadığı ve üç fazlı sistemlerde fazlardan birinin devre dışı kalıp kalmadığı anlaşılır.

2) Taşınabilir katı-hal dedektörü içeren elektronik zamanlayıcılar ile ışınlama zamanı ölçülebilir. Kullanımı pratik olan bu cihazlar ile ışınlama süresinin tekraredilebilirliği de ölçülebilir.

3) Döner tabla yönteminde 2 mm. kalınlığında bir ya da iki yarık içeren disk saniyede 1 devir yapacak şekilde döndürülür. Dönen diskin X-ışını filmi çekilirse, film üzerinde yarığın oluşturduğu ışınlama süresi ile orantılı band şeklinde bir karar olacaktır. Bu bandın uzunluğu açıölçer ile ölçülerek ışınlama süresi bulunur.

Kontrol Ünitesinin gösterdiği zaman ile ölçülen zaman arasındaki doğruluk %t

$$\%t = \frac{t_m - t_i}{t_i}$$

burada  $t_m$ , ölçülen zaman,  $t_i$  ise kontrol ünitesinin gösterdiği zamandır. ölçülen zamanın doğruluğu 10 ms.'den daha büyük ışınlama zamanlarında  $\pm$  %5 'den küçük ve 10 ms.'den küçük zamanlarda ise  $\pm$  %20 'den küçük olmalıdır.

Ayrıca ışınlama zamanının  $\pm$  %5 sınırları içerisinde tekrar-  
edilebilir olması gerekir.

#### 3.4. X-ışını Tüpünün Çıkış Dozunun Ölçülmesi

Tüp çıkış dozunun ışınlama şartlarına bağlı olarak ölçülme-  
sidir. Özellikle mA değerlerinin kontrol edilmesinde önem  
kazanır. kVp, mA ve ışınlama süresi parametrelerinden  
ikisi sabit tutularak diğerinin artan değerlerinde, tüp  
çıkış dozu havada iyon odası ile ölçülür. mA ve ışınlama  
süresi ile çıkış dozu doğrusal olarak artmalıdır. Ayrıca  
çıkış dozu kVp'nin karesi ile de orantılı olmalıdır.

#### 3.5. Tekraredilebilirlik ve Lineerite

Tekraredilebilirlik, X-ışını tüp çıkış dozunun aynı kVp, mA  
ve ışınlama zamanı için değişmemesidir. Lineerite, kVp ve  
mAs sabit olmak üzere değişik mA ve zaman değişimlerinde  
X-ışını tüpünün aynı çıkış dozunu verebilmesidir. Çıkış  
dozu genellikle havada iyon odası ile ölçülür.

Tekraredilebilirlik ard arda yapılan en az üç ışınlama  
sonucu mR olarak ölçülen ışınlama dozundan

$$\% T = \frac{[(mR)_{\max} - (mR)_{\min}] / 2}{(mR)_{\text{ort}}} \times 100$$

formülü ile hesaplanır. Burada (mR)<sub>max</sub>, maksimum ışınlama  
dozu, (mR)<sub>min</sub>, minimum ışınlama dozu ve (mR)<sub>ort</sub>, ışınlama  
dozlarının ortalama değeridir.

Klinik uygulamalarda kullanılan kVp ve mAs değerlerine yakın değerlerde çıkış dozu ölçülür. Lineerite, iyon odası ile alınan ölçümler mAs değerine normalize edildikten sonra

$$\% L = \frac{[(mR/mAs)_{max} - (mR/mAs)_{min}] / 2}{(mR)_{ort}} \times 100$$

formülü ile hesaplanır. Burada (mR/mAs)<sub>max</sub>, mAs başına maksimum ışınlama dozu, (mR/mAs)<sub>min</sub>, mAs başına minimum ışınlama dozu ve (mR/mAs)<sub>ort</sub>, mAs başına ortalama ışınlama dozudur.

Tekraredilebilirliğin %5 'in ve lineeritenin de %10 'nun altında olması gerekir.

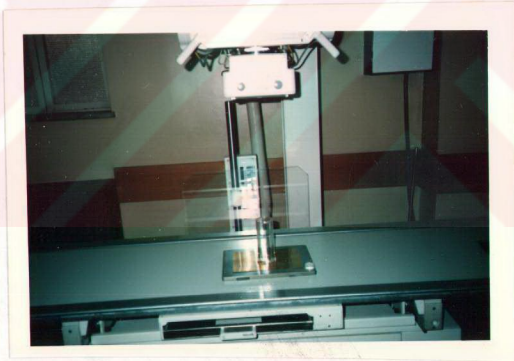
### 3.6. Kolimatörler ve Merkezi Işın Demetinin Dikliğinin Kontrol Edilmesi

X-ışını alanının büyüklüğü ve merkezlenmesi bir ışık kaynağı yardımıyla ayarlanır. X-ışını alanı ile ışık alanının uyuşum içinde olması gerekir. Bu uyuşum kolimatörlerin onarımı veya tüpün değişiminden sonra bozulabilir. X-ışını alanı ile ışık alanının uyuşum içinde olmaması durumunda X-ışını filminde yer almayan organların gereksiz doz almalarına neden olabilir.

Kolimatörler, basit olarak dokuz bozuk para ile test edilebilir. X-ışını demeti, üzerinde kaset alanından daha küçük bir alanı ışınlayacak şekilde kolimatörler ayarlanır. Dokuz paradan dördü her biri bir kenarda ışık alanının içinde,

diğer dördü ise ışık alanının dışında diğer paralara çakışık olarak yerleştirilir. Dokuzuncu para filmin çekim yönünü belirlemek için ışık alanının içinde her hangi bir yere konur. Film uygun mAs'da ışınlanıp banyo edildikten sonra ışık alanı içindeki paraların filmde görülmesi, dışındakilerin ise görülmemesi gerekir.

Kolimatörler ve merkezi demetin dikliği özel olarak 18x24x0.2 cm. boyutlarında pirincten yapılmış bir plaka ile kontrol edilir (Şekil 3.2). Plaka, 18x24 cm. boyutlarında kaset üzerine konarak X-ışını demeti içine yerleştirilir. Ayrıca merkezi demetin dikliği bu plaka üzerine



Şekil 3.2. Kolimatörlerin test edilmesi.

konulan 10 cm. yüksekliğinde bir silindir ile ölçülür. Silindirin uzun eksenini boyunca biri tabanında, diğeri tavanında olmak üzere iki çelik bilye yerleştirilmiştir. Bilyeler hem ışık alanının hem de X-ışını kasetinin

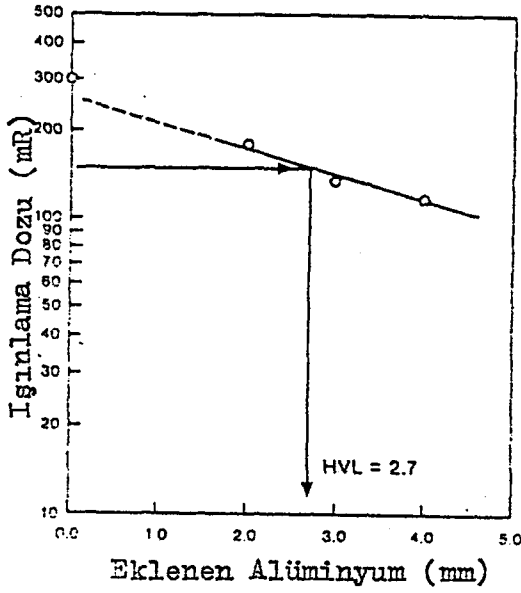
merkezinde olacak şekilde yerleştirilmelidir. Işık alanı plaka üzerinde işaretli alanı ışınlayacak şekilde ayarlanır. Film uygun kVp ve mAs'da ışınlanıp, banyo edildikten sonra X-ışını alanının, ışık alanı ile işaretlendiği bölge içinde kalması gerekir. Merkezi demetin filme tam dik olması durumunda da iki bilyenin görüntüsü birbirini üzerine çakışık olacaktır. Aksi takdirde bilyelerin görüntüleri arasındaki mesafe artacaktır. Bu da demetin dik olmadığını gösterir.

Kolimatörler için kabul sınırları tüp-film uzaklığının  $\pm 2$ 'sidir. 1 m.'lik tüp-film uzaklığı için ışık alanı ile X-ışını alanının uyumu 2 cm.'den küçük olmalıdır. Merkezi demetin dikliğinin kabul sınırı ise  $2^\circ$  dir.

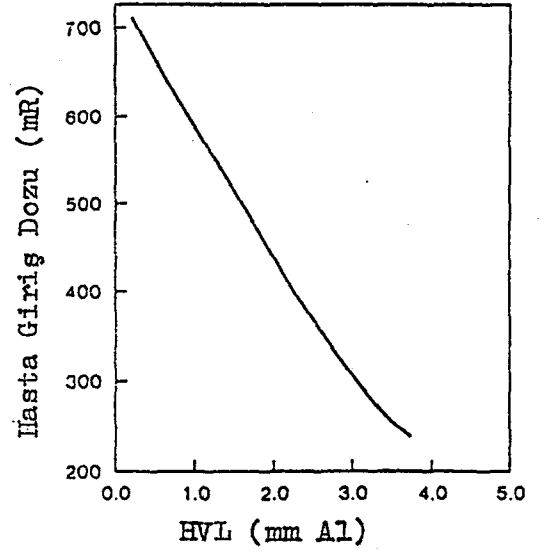
### 3.7. Yarı Tabaka Kalınlığı (HVL)' nin ölçülmesi

Yarı-tabaka kalınlığı-HVL (Half-Value Layer), X-ışını demetin şiddetini yarıya düşüren mm. olarak alüminyum kalınlığıdır. Yarı-tabaka kalınlığı, tüp gerilimine ve filtrelmeye bağlıdır. Artan HVL değerleri ile hasta giriş (deri) dozu önemli ölçüde düşmektedir (Şekil 3.3).

HVL değerini ölçmek için iyon-odali bir dedektör fokal noktadan 1 m. uzağa demetin tam ortasına konur. 80 kVp' de ışınlama dozu (mR) ölçülür. Daha sonra demetin önüne 1.0, 2.0, 3.0 ve 4.0 mm. kalınlığında alüminyum plakalar eklenerek her biri için ışınlama dozu ölçülür. Eklenen



a)



b)

Şekil 3.3. a) HVL değerinin eklenen Al'a karşı ışınlama dozu grafiğinden bulunması, b) Artan HVL değeri ile hasta giriş dozunun azalması (Gray, et al.'dan, 1983).

alüminyuma karşılık mAs başına ışınlama dozunun (mR/mAs) grafiği çizilir. 0 mm. alüminyumdaki ışınlama dozunu yarıya düşüren alüminyum kalınlığı HVL değerini verecektir (Şekil 3.3). Çizelge 3.1' de çeşitli kVp değerlerinde olması gereken minimum HVL değerleri verilmiştir.

## ÇİZELGE 3.1

kVp (kV.)	Min.	(mm Al)
30		0.
40		0.4
50		1.2
60		1.3
70		1.5
80		2.3
100		2.7
150		4.1

80 kVp için 3.0 mm. Al HVL değeri (maksimum 3.5 mm. Al) önerilmektedir. (Gray et al, 1983). Böylece görüntü kalitesi azalmadan, hasta dozu önemli ölçüde azalmış olacaktır.

### 3.8. Grid testi

Özellikle odaklı gridlerde, X-ışını fokal noktasının grid odak noktasından uzaklaşması veya gridin ters olarak yerleştirilmesi, hasta dozunun büyük ölçüde artmasına neden olmaktadır.

Grid testi, gridin odak noktasının fokal nokta ekseninde ve ters takılıp takılmadığının kontrolü amacıyla yapılmaktadır. Grid test aleti, üzerinde 1 cm. çapında beş delik bulunan, 5x30x0.2 cm. boyutlarında kurşun plakadan yapılmıştır. Ortadaki delik, grid merkezinde ve delikler grid şeritlerine dik olacak şekilde yerleştirilir. X-ışını tüpü her delik boyunca kaydırılarak deliklerin tek tek filmleri (aynı film üzerine) çekilir. Uygun yerleştirilmiş gridlerde merkezdeki delikten her iki kenardaki deliklere gidildikçe deliklerin densiteleri eşit miktarlarda azalmalıdır.

### 3.9. Fokal Noktanın Ölçülmesi

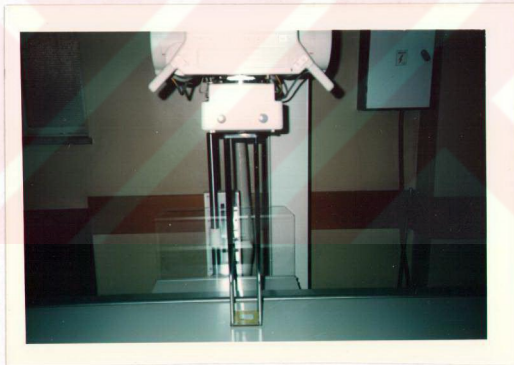
Radyolojide obje büyüklüğünün ölçülmesi ve röntgen tüpü çökmesi gibi özel uygulamalarda fokal noktanın boyutlarının bilinmesi gerekir. X-ışını tüpünün gücü, fokal noktanın büyüklüğü ile orantılıdır. X-ışını tüpünün, jeneratörün uyguladığı optimum güçte çalışmasını kontrol etmek için



fokal noktanın büyüklüğü ölçülür. X-ışını tüpünün yeni takılması veya değiştirilmesinden sonra da fokal nokta ölçülmelidir (Bor, 1988b).

Fokal noktanın ölçülmesi için yaygın iki yöntem kullanılır: "Pin-hole kamera" ve "yıldız desen yöntemi".

Pinhole kamera yöntemi; X-ışını demeti, nominal fokal noktanın büyüklüğüne bağlı olarak 0.03 mm. ile 0.1 mm. çapında bir delikten (pinhole) geçirilir (Sekil 3.4). Bu delikten geçen, fokal noktanın görüntüsü film üzerine düşürülür. Fokal noktanın filme olan uzaklığı pinhole-film



Sekil 3.4 Pin-hole ile fokal noktanın ölçülmesi.

uzaklığının iki katı ise fokal noktanın görüntüsü iki kat büyütülmüş olur. Film üzerinde alınan ölçümler ile fokal noktanın büyüklüğü bulunur. Çizelge 3.2'de çeşitli nominal fokal nokta büyüklükleri için önerilen pinhole çapları verilmiştir.

ÇİZELGE 3.2

<u>Nominal Fokal Nokta</u>	<u>Pinhole Çapı (mm)</u>
1.0 mm.'den küçük	0.03
1.0-2.0 mm.	0.075
2.5 mm.'den büyük	0.1

Bu yöntemde fokal noktadan gelen X-ışınları dağılımı da görülebilir. Üç tip fokal nokta dağılımı vardır.

i) Kenar band dağılımı

ii) Homojen dağılım

iii) Merkezi pik dağılımı

En iyi ayırma gücünü merkezi pik dağılımı gösteren fokal nokta verir. En yaygın olan ve en az ayırma gücünü de kenar band dağılımı verir (Robinson and Grimshaw, 1975).

Yıldız desen yöntemi; 50 mikron kalınlığında üçgen kurşun parçacıklar, 45 mm. çapında yıldız deseni şeklinde birleştirilmiştir. Yıldız deseni, fokal nokta ile film arasına eşit uzaklıkta filme paralel olarak yerleştirilir. Uygun koşullarda çekilen yıldız desen filminde desenin merkezinden belirli uzaklıklarda dairesel şekilde çizgiler bulanık olur. Bu bulanık dairelerin çapları (D) ölçülerek,

$$f = \frac{\theta D}{57.3(M-1)}$$

formülü ile fokal noktanın büyüklüğü hesaplanır. Burada;

f = fokal noktanın boyutu (mm.),

$\theta$  = yıldız desenindeki üçgen kurşun parçacıkların tepe açısı ( $^{\circ}$ ),

D = yıldız deseninde bulanık çizgilerin çapı (mm) ve  
M = büyütme oranı (desenin büyüklüğünün görüntüsüne oranı)  
dir (Kunio, 1982).

NEMA (Ulusal Elektriksel Cihaz Üreticileri Kuruluşu) 0.3 mm.'den küçük fokal noktaların yıldız deseni ile, 0.3 mm'den büyük fokal noktaların ise pinhole kamera ile ölçülmesini önermektedir (NEMA, 1974). IEC (Uluslararası Elektroteknik Komisyonu) 'nun çeşitli fokal noktalar için kabul sınırları Çizelge 3.3'de verilmiştir.

ÇİZELGE 3.3

Nominal Fokal Nokta	Kabul Sınırları	
	En (mm)	Boy (mm)
0.15	0.15-0.23	0.15-0.25
0.2	0.20-0.30	0.20-0.30
0.3	0.3-0.5	0.4-0.6
0.4	0.4-0.6	0.6-0.8
0.6	0.6-0.9	0.6-1.3
0.8	0.8-1.2	1.1-1.6
0.9	0.9-1.3	1.3-1.8
1.0	1.0-1.4	1.4-2.0
1.2	1.2-1.7	1.7-2.4
1.3	1.3-1.8	1.9-2.6
1.6	1.6-2.1	2.3-3.1
2.0	2.0-2.6	2.9-3.7

Fokal nokta ölçümünde dikkat edilecek en önemli hususlardan bir tanesi yüksek mA ve kVp'de ölçümün alınması durumunda fokal noktanın genişlemesidir. Bunu önlemek için belirli bir kVp'de (genellikle 80 kV.) ve 0.1 s.'de müsaade edilen maksimum tüp akımının yarısı kullanılmalıdır (Bor, 1988b).

### 3.10. Ranfansatör-Film Temas Testi

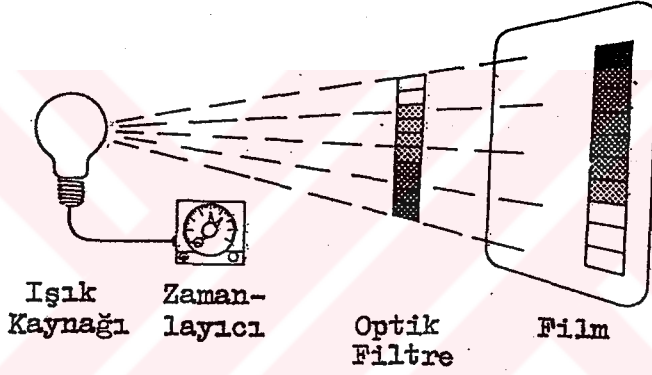
Kaset içerisinde ranfansatör ile filmin iyi temas etmesi gerekir. Aksi takdirde radyografik film üzerinde istenmeyen bulanıklık veya artefaklar olacaktır. X-ışını kasetleri üzerine sivri uçlu cisimlerin çarpması veya kasetin darbe görmesi ranfansatör-film temas problemi yaratabilir. Bu yüzden X-ışını kasetleri belirli aralıklarla ranfansatör-film temas testinden geçirilmelidir. Bu test için, içine açıklığı yaklaşık 3 mm. olan tel ızgara yerleştirilmiş 2 mm. kalınlığında pleksiglass kullanılır. Pleksiglass, kaset üzerine konulduktan sonra uygun şartlarda filmi çekilir. Çekilen film negatoskop ışığı altında tel ızgaranın görüntüsünün homojen olup olmadığı kontrol edilir. Bu test aynı zamanda floresans tabakadaki bölgesel bozuklukların da belirlenmesini sağlar (Gray, et al., 1983).

### 3.11. Banyonun Kalite Kontrolü

Teshis Radyoloji'sinde tekrar çalışmalarının (%35-50'si) en yaygın nedeni filmin uygun densitede olmaması-yani açık ya da koyu olarak çıkmasından kaynaklanmaktadır. Banyodaki hatalar, uygun hızda ranfansatör kullanılmaması ve hasta kalınlığının yanlış belirlenmesi filmlerin uygun densitede çıkmamalarının başlıca nedenidir.

Klinik çalışma sırasında banyo edilen filmlerin birkaçının açık veya koyu çıkması sonucu banyoda bir problem olduğu anlaşılmaktadır. Bu da hasta dozunun gereksiz yere

artmasına neden olmaktadır. Banyoda oluşabilecek olası problemlerin önceden farkına varılabilmesi amacıyla banyonun kalite kontrolü periyodik olarak yapılmalıdır. Radyoloji'de banyonun kalite kontrolü sensitometre ile ışınlanan filmlerle yapılmaktadır. Sensitometre, filmleri belirli bir doğruluk ve tekraredilebilirlikle ışınlayan bir cihazdır (Şekil 3.5). Işık kaynağı olarak flamanlı lamba



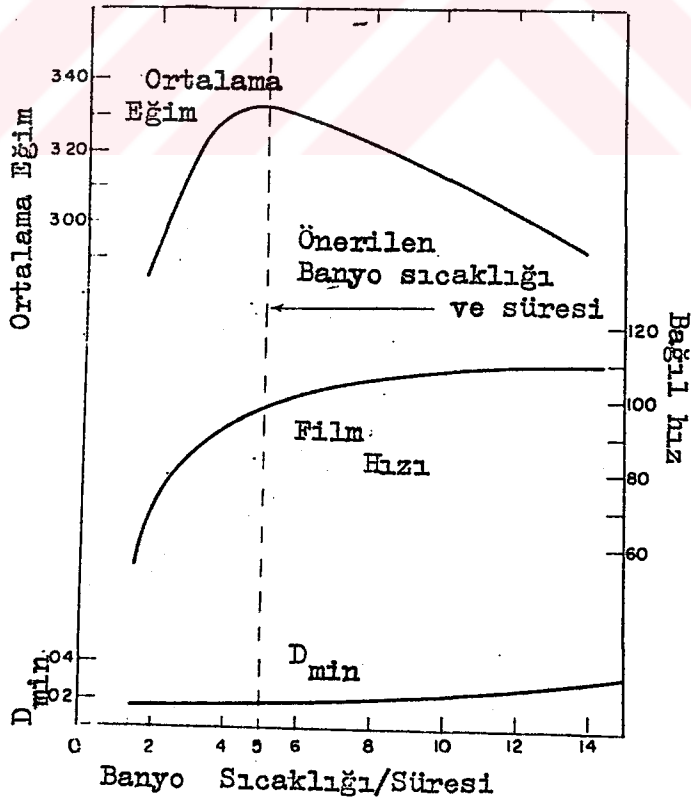
Şekil 3.5. Sensitometrenin şematik gösterimi.

veya elektrolüminesans paneller kullanılır. Çıkan ışık miktarı bir zamanlayıcı ile ayarlanabilir ve bir seri optik filtreden geçirilir. Böylece film üzerinde densitesi kademeli olarak artan basamaklar elde edilmiş olur.

Işınlanan bu filmler banyo edildikten sonra densitometre ile önceden seçilmiş basamakların densiteleri ölçülür. Sensitometrik filmde ölçülen parametreler şunlardır; 1) Minimum densite (fog-Dmin), filmin ışınlanmamış bölgesinin densitesidir. 2) Orta densite (MD) filmin minimum densite-sinden 1.00 densite fazla olan basamağın densitesidir. Orta

densite filmin hızının bir ölçüsüdür. 3) Densite farkı (DD), minimum densiteden 2.00 ve 0.25 densite fazla olan basamakların farkıdır. Densite farkı da filmin ortalama eğimini ve kontrastını verir. Şekil 3.6'da banyo sıcaklığı ve süresi ile banyo kalite kontrol parametrelerinin değişimi görülmektedir.

Ölçülen bu değerler günlük olarak kayıt edilir. Bu parametrelerin  $\pm 0.1$  densite kabul sınırının içinde olması gerekmektedir. Bu üç parametrenin davranışı ile otomatik banyo makinesi, film ve karanlık oda problemleri belirlenebilir. Örneğin minimum ve orta densitenin artması tazeleme az olduğunu veya sıcaklığın yükseldiğini gösterir.



Şekil 3.6. Banyo kalite kontrol parametrelerinin, banyo sıcaklığı ve süresi ile değişimi (Goldman'dan, 1981).

Banyonun sensitometrik kontrolu yanında banyo cihazının (developer) sıcaklığı, tazeleme hızı, banyo süresi (proses zamanı) ve karanlık oda kontrol edilmelidir. Birinci banyodaki sıcaklık değişimleri  $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'lik kabul sınırları içerisinde kontrol edilmelidir. Tazeleme hızı ve banyo süresi film üreticileri tarafından önerilen düzeylerde olmalıdır (Goldman, 1981).

Karanlık odadaki ışık kaçakları ve karanlık odada kullanılan güvenlik ışığının uygun renkte olmaması filmlerin minimum densitesini artıracaktır. Bu yüzden belirli periyotlarda karanlık odada ışık kaçağı olup olmadığı ve güvenlik lamba filtreleri kontrol edilmelidir. Karanlık oda testi için X-ışını filmi, iki tarafı aynı yönden (emülsiyon farkını gidermek için) sensitometre ile ışınlanır. Filmin bir tarafı karanlık oda ışığı görmeyecek şekilde opak bir cisimle kapatılır. Filmin diğer tarafı ise karanlık odada 4 dakika bekletilir. Film banyo edildikten sonra aynı numaralı basamakların densitelerinin arasındaki fark  $\pm 0.10$  densiteden küçük olmalıdır. Aksi takdirde karanlık odada ışık kaçağı var demektir (Gray, 1976).

#### 4. GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE DOZU ETKİLEYEN FAKTÖRLER

##### 4.1 Radyografik Görüntünün Oluşması

Bir objenin X-ışını filminde görülebilmesi için doku ya da içinde bulunduğu diğer maddelere göre yeterince fiziksel farklılığa sahip olması gerekir. Bu farklılık, objenin fiziksel yoğunluğu, atom numarası ve kalınlığıdır. Obje, bu farklılıklardan bir veya birkaçına sahip ise çervesindeki dokuya göre az veya daha çok X-ışını soğuracaktır. Obje, çevresindeki dokuya göre daha az X-ışını soğurursa, bu görüntüde negatif gölge bırakacak, yani filmde bu kısım koyu (siyah) olarak görülecektir. Bu durumun tersi olursa obje açık renkli (gri) olarak görülecektir (Şekil 4.1).

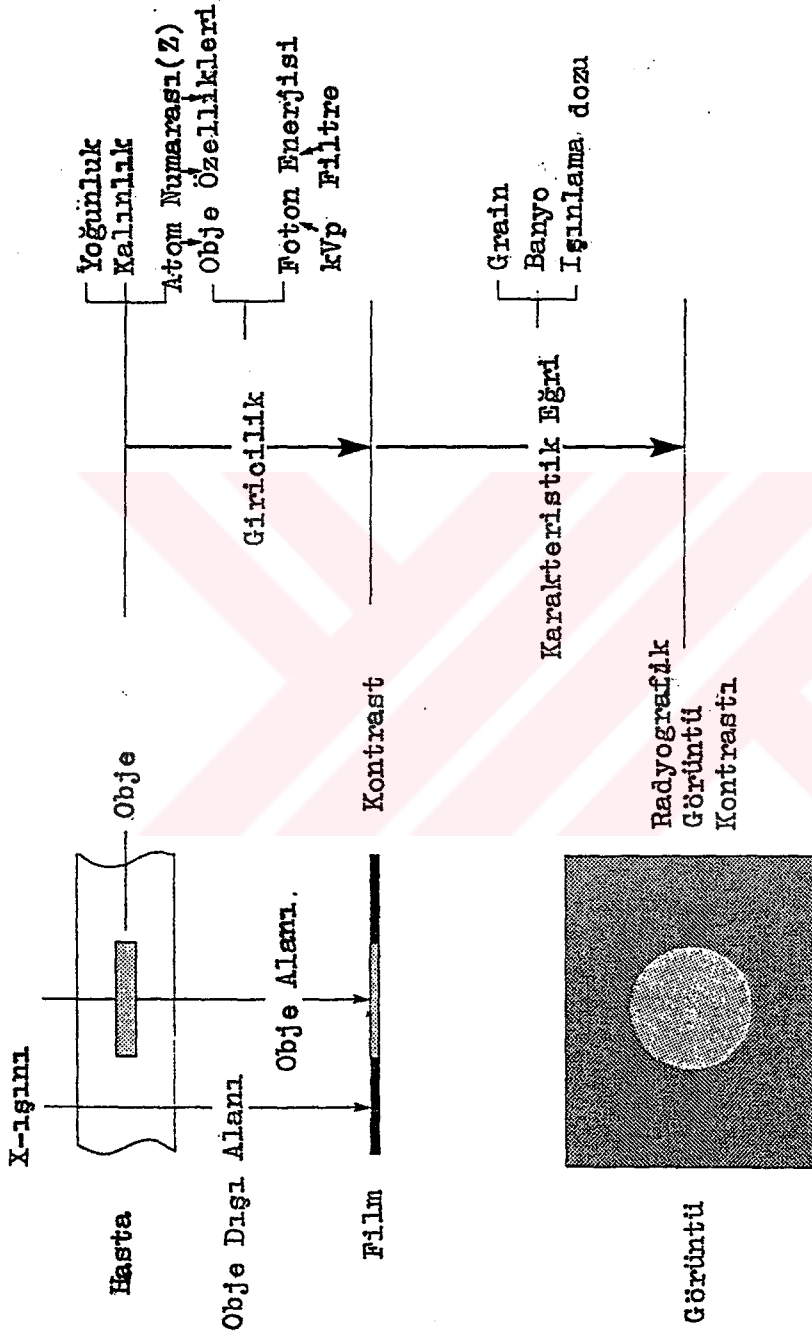
Vücut içerisinde hem yoğunluk hem de etkin atom numarası farklı olan maddeler Çizelge 4.1'de verilmiştir.

ÇİZELGE 4.1.

Madde	Etkin Atom Numarası (Z)	Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )
Su	7.42	1.0
Kas	7.46	1.0
Yağ	5.92	0.91
Hava	7.64	0.00129
Kalsiyum	20.0	1.55

Etkin atom numarası, o maddeyi oluşturan elementlerin atom numaraları, gram başına sahip oldukları elektron sayıları ve yüzdelerine göre hesaplanabilir (Johns and Cunningham, 1983).





Şekil 4.1. Görüntünün oluşması (Sprawls, 1987'den)

Objenin X-ışını filminde görülebilmesi sadece fiziksel farklılığa sahip olmasına bağlı değildir. Doku içindeki bir obje alanının ışınlama şiddeti ile obje dışında kalan alanın ışınlama şiddetinin farklı olması gerekir. Bu şiddet farklılığı hem objenin fiziksel farklılığına hem de X-ışını demetinin giricilik kabiliyetine-yani kVp'ye, dalga şekline ve filtrelemeye bağlıdır. Son olarak bu ışınlama şiddet farklılığının yeterince yükseltilerek film üzerine kararmalar şeklinde yansıtılması gerekir. Bu da filmin karakteristik eğrisine bağlıdır.

#### 4.2. Görüntü Kalitesi

Radyografik görüntünün kalitesi, sağladığı teşhis bilgisi ile belirlenir. Bu da ilgili radyolojik yapıların, detayların ve patolojik bulguların görsel olarak algılanmasına bağlıdır. Görüntünün görsel olarak algılanması da görüntünün izlendiği optik şartlara, gözlemcinin (radyolog) psikolojik şartlarına ve klinik deneyimine bağlıdır (Stender and Stieve, 1984).

Radyologların, (PA) akciğer filmini değerlendirirken kullandıkları genel kriterler; 1) Filmde her iki akciğerin de görünmesi. 2) Kürek kemiğinin akciğer alanının dışında olması. 3) Omurların ve kaburga kemiklerinin, kalbin gölgesi altında hafifce görünmesi. 5) Köprücük kemiği (klavikula) uçlarının merkezden eşit uzaklıkta olması. 6) Hastanın nefes alma (inspiration) pozisyonunda olması (Kelsey, 1979).

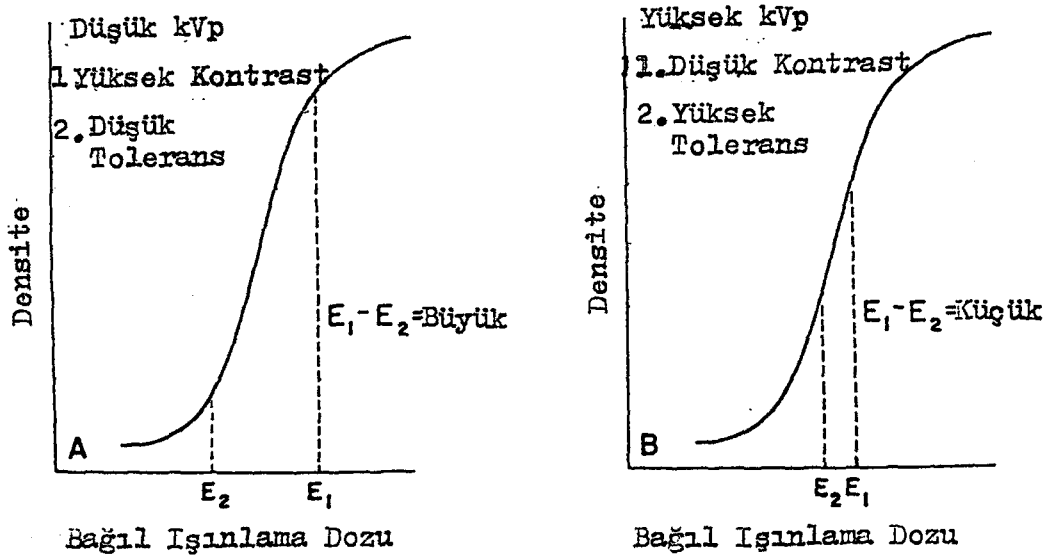
Görüntü kalitesi; kontrast, keskinlik, rezolüsyon ve gürültü fiziksel nicelikleri ile tanımlanabilir. Bu parametrelerin optimize edilmesi teşhis edilecek yapıların daha iyi görülmesini sağlar. Ancak belirli teşhis bilgilerinin tanımlanabilmesi için radyologların görsel algılamasına ihtiyaç vardır.

Görüntü kalitesini fiziksel olarak tanımlayan nicelikler:

a) Kontrast; görüntüdeki farklı yapıların optik densitelerindeki farklılıktır. Optik densitelerdeki farklılığın büyük olması kontrastın da büyük olduğunu gösterir. Kontrast; objenin atom numarası, yoğunluk ve kalınlığına bağlıdır. X-ışını tüpüne uygulanan yüksek gerilimin değişmesi de kontrastı değiştirir. Düşük kVp'lerde fotoelektrik soğurulma etkin olduğu için kemik dokusu yumuşak dokudan daha fazla miktarda X-ışını soğuracaktır. Bu da keskin gölge ve kontrast yaratacaktır. Enerjinin artması ile kemik ile yumuşak doku arasındaki soğurulma farkı azalacak ve filmin kontrastı da azalacaktır. Çok yüksek enerjide çekilen X-ışını filmlerinde (2 MeV) kemik ile yumuşak doku arasındaki fark hemen hemen kaybolur. Genelde foton enerjisinin artması ile kontrast azalır. Düşük kVp'ler de kemik yapısı daha iyi görünürken yüksek kVp'lerde hava boşlukları ve nefes borusu (trachea) daha iyi görünmektedir. Yüksek kVp'de Compton etkileşmesi etkin olduğu için atom numarası farklı olanlar değil,

yoğunlukları farklı olan objeler görünecektir. Kontrast; banyo şartlarına, filmin özelliklerine ve filmin izlendiği optik şartlara da bağlıdır (Johns and Cunningham, 1983).

Düşük kVp'lerde kontrastın yüksek olmasına karşılık ışınlama toleransı düşüktür. Işınlama toleransı, filmin hemen hemen tüm doğrusal kısmını kaplar. Dolayısıyla tüpün çıkış dozu ve/veya banyo şartlarındaki küçük bir hatada densiteler "ayak" veya "omuz" kısmına kayacağından görüntü kontrastı bozulur. Bu yüzden düşük kVp'lerde daha duyarlı mAs ayarı yapılmasını gerektirir. Yüksek kVp'lerde, düşük kVp'lere göre kontrast ve hastaya verilen doz azalır. Yüksek kVp tekniğinde ışınlama toleransı "ayak" ve "omuz" kısmından uzak olduğu için ışınlama hatalarına karşı daha toleranslıdır (Şekil 4.2). Yüksek kVp tekniğinde tüp yükü



Şekil 4.2. kVp ile ışınlama toleransının değişimi.

nün azalması ve daha kısa ışınlama zamanlarının kullanılması avantajı vardır.

Filmlerin kontrast ölçümü genellikle kontrast indeksi parametresi ile yapılmaktadır (Tyndall and Washburn, 1987).

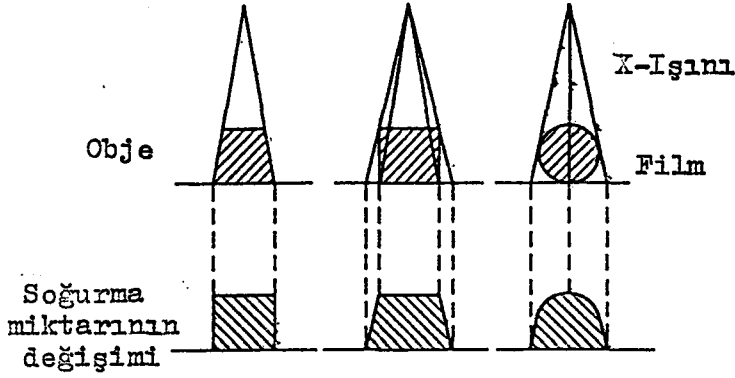
Kontrast indeksi

$$C.I. = \frac{D_a}{D_k}$$

bağıntısı ile verilir. Burada C.I. kontrast indeksi,  $D_a$  akciğer densitesi,  $D_k$  ise kemik densitesidir.

b) Keskinsizlik; keskin kenarlı bir objenin görüntüde kenarlarının ovalleşmiş olarak görülmesine keskinliğin azalması (keskinsizlik) denir. Görüntü keskinliğinin azalmasına; objenin karakteristik yapısı (obje keskinsizliği) görüntünün alınmasındaki geometri (geometrik keskinsizlik), ranfansatörün özelliği (ranfansatör keskinsizliği) ve obje veya tüpün hareketli oluşu (hareket keskinsizliği) neden olur.

Obje (soğurma) keskinsizliği, üç boyutlu yapıların belirli şekillerinden dolayı soğurmadaki farklılığın yaratmış olduğu keskinsizlikdir. Şekil 4.3'de kesik koninin, küpün ve kürenin görüntülenmesindeki farklılık gösterilmiştir. X-ışınları kesik koniğin kenarları boyunca geçtiği için görüntüsü belirgin olarak çıkar. Küpün ise kenarlarında, X-ışınları daha az maddeye rastlayacaktır. X-ışınları, kürenin tam ortasında maksimum soğurulmaya uğrarken kenarlara doğru gidildikçe azalacaktır. Bu objelerin farklı pozisyon-



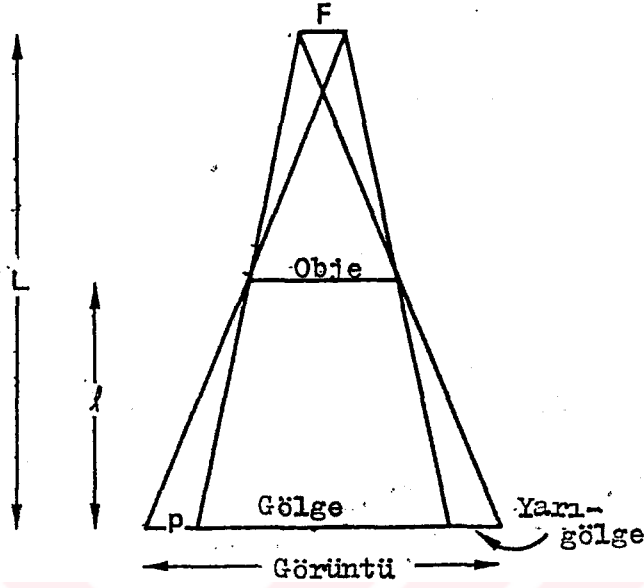
Sekil 4.3. Soğurma keskinsizliği.

da görüntülenmesinde soğurma keskinsizliği daha farklı olacaktır. Soğurma keskinsizliği hemen hemen her objede olur. Vücut içerisindeki objelerin çoğunun küresel ve silindirik yapıda olması bu etkiyi artırmaktadır.

Geometrik keskinsizlik, fokal noktanın belirli bir büyüklüğe sahip olmasından dolayı görüntülenen objelerin tam bir keskin gölge vermemesidir. Görüntüde tam gölgenin (umbra) kenarlarında yarı-gölgeler (penumbra) olacaktır (Sekil 4.4). Yarı-gölge'nin büyüklüğü sabit değildir. Yarı-gölge;

$$P = \frac{L}{L-f} F$$

formülü ile hesaplanır. Burada F fokal noktanın büyüklüğü, L fokal nokta-film uzaklığı ve  $f$  obje-film uzaklığıdır. Formülden de görüldüğü gibi fokal nokta-film uzaklığının artması yarı-gölgeyi küçültürken hasta-film uzaklığının artması da yarı-gölgeyi büyütecektir.



Sekil 4.4. Geometrik keskinsizlik

Ranfansatör keskinsizliği, ranfansatörün kalınlığına ve filmle olan temasına bağlıdır. Hareket keskinsizliği, hasta ya da X-ışını tüpünün hareketinden kaynaklanan bulanıklıktır. Hareket keskinsizliğini azaltmak için kısa ışınlama süreleri kullanılır.

c) Rezolüsyon; birbirine yakın iki objenin görüntüde ayrı ayrı olarak algılanmasının bir ölçüsüdür. Rezolüsyon genellikle mm başına çizgi çifti (lp) ile ölçülür. Teshis radyolojisinde 30 lp/mm (yüksek detaylı filmler) ile 1 lp/mm (TV sistemlerinde) 'ye kadar değişir. Rezolüsyon aynı zamanda objenin soğurulma miktarına ve izleme şartlarına bağlıdır.

d) Gürültü: Filmin ışınlanması sırasında film tek tek ışık veya X-ışını fotonları tarafından bombardıman edilmesi şeklindedir. Bu fotonlar fotoğraf filminde olduğu gibi benekli bir desen oluşturmaktadır. Filme çarpan foton sayısının artması ile filmde oluşan benekler de fazla olacağından görüntüler daha berrak görünecektir. Ölçme istatistiğinde belirli bir süre içinde N sayımını veren bir dedektörün istatistiksel hatası  $\sqrt{N}$  olacaktır. Verilen bir film alanı üzerine düşen fotonların sayısının istatistiksel hatası yada gürültü, foton sayısının kare kökü olacaktır. Sonuç olarak objeden gelen foton sayısı ne kadar fazla ise hata az olacağından gürültü de o kadar az olacaktır. Gürültü, sadece foton sayısına bağlı değildir. Film ve ranfansatrün grain büyüklüğüne de bağlıdır. Grain büyüklüğü artıkça gürültü de artacaktır. Ranfansatörsüz çekimlerde gürültünün az olmasına karşılık hasta dozu artmaktadır.

#### 4.3. Radyasyon Dozu

Radyasyonun canlı dokulara vermiş olduğu hasarı tanımlayabilmek için onun biyolojik ortamdaki etkisinin fiziksel niceliklerle ölçülmesi gereklidir. Dış ışınlamalarda bu fiziksel nicelikler: Işınlama dozu (exposure) ve Soğurulan dozdur.



#### 4.3.1. Işınlama dozu

Radyasyonun en eski niceliği olan ışınlama dozu sadece X-ışını ve gama fotonları için tanımlanır. Işınlama dozu ICRU (Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi) 'ne göre

$$X = \frac{dQ}{dM}$$

olarak tanımlanmıştır. Burada dQ, dM kütlesi kadar bir hava içerisinde fotonlar tarafından açığa çıkarılan tüm elektronların tamamen durdurulması durumunda pozitif veya negatif iyonların toplam yüküdür. Işınlama dozu kg. başına coulomb (C/kg) ile ölçülür. Özel birimi Röntgen (R) dir.

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

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

olarak tanımlanır. Işınlama dozu doğrudan serbest-hava odalı (free-air chamber) dedektörleri ile ölçülür. Bu dedektörlerin büyüklüğü nedeniyle sadece birinci derece standart laboratuvarlarda diğer iyon odalı dedektörlerin kalibrasyonunda kullanılır. Serbest-hava odalı dedektörlerin yerine ışınlama dozu ölçümlerinde yaygın olarak hava-eşdeğerli (thimble) dedektörler kullanılır (Attix and Roesch, 1966).

#### 4.3.2. Soğurulan Doz

Belirli bir zaman aralığında herhangi bir madde içinde birim kütle başına soğurulan enerji miktarıdır. Soğurulan doz

$$D = \frac{dE}{dM}$$

olarak tanımlanır. Burada  $dE$ , radyasyon tarafından  $dM$  kadarlık maddeye verilen enerji miktarıdır. Soğurulan dozun birimi Gray (Gy) dir.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$$

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

olarak tanımlanır.

Soğurulan doz ile ışınlama dozu arasındaki ilişki

$$D = 0.869 \frac{(\mu/\rho)_{\text{doku}}}{(\mu/\rho)_{\text{hava}}} X = \bar{f} \cdot X$$

olarak verilir. Burada  $D$  soğurulan doz (rad),  $X$  ışınlama dozu (Röntgen),  $(\mu/\rho)_{\text{doku}}$  dokunun kütle soğurma katsayısı ve  $(\mu/\rho)_{\text{hava}}$  havanın kütle soğurma katsayısıdır.  $\bar{f}$  ise havadan dokuya dönüşüm faktörü (rad/R) dir.  $\bar{f}$  faktörü doku için HVL değeri 1 ile 4.2 mm Al arasında 0.92 (rad/R) dir (Sinclair, 1966 ; Huda et al., 1989).

#### 4.4. Doz ölçüm Yöntemleri

##### 4.4.1. Matematiksel (Monte-Carlo) yöntem

Bu yöntem teşhis radyolojisinde yaygın olarak organ dozlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır (Rosenstein, 1976; Drexler et al, 1984; Jones and Wall, 1985; Maccia et al, 1988). Üç boyutlu matematiksel fantomda organlar eliptik

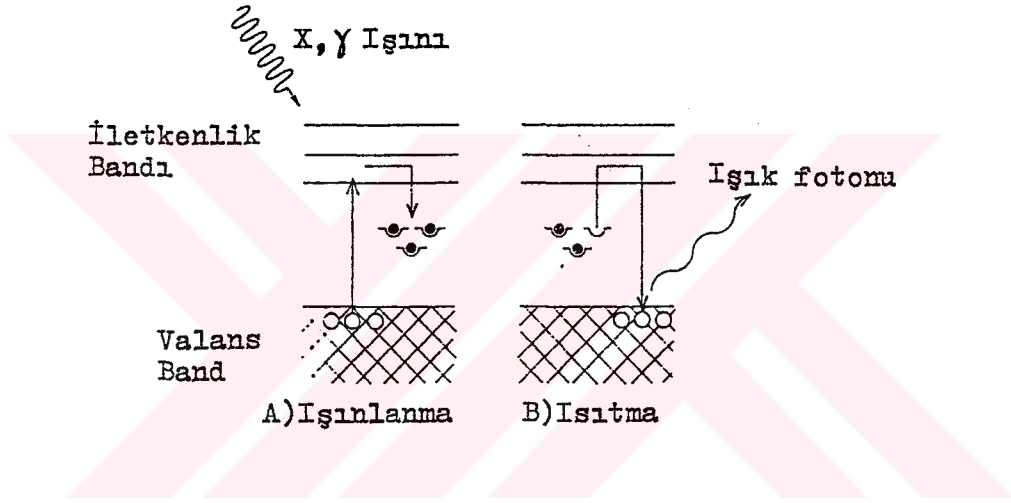
silindirler, elipsoidler ve konilerle temsil edilir. Ayrıca organların anatomik ve fiziksel özellikleri bu matematiksel fantomun içinde yer alır. Böyle bir yaklaşımla çok çeşitli çekimler yaratılarak organ doz ölçümleri yapılabilir. Bu yöntem özellikle doğrudan doz ölçümü yapılamayan organların dozunun ölçülmesinde kullanılır. Yaklaşık  $10^6$  fotonun tüm etkileşimleri bilgisayar yardımıyla hesaplanarak havada veya hasta üzerinde ölçülen ışınlama dozuna karşı gelen dönüşüm faktörleri bulunur. Verilen şartlarda havada veya hasta üzerinde ışınlama dozunu ölçmek suretiyle soğurulan doz hesaplanabilir.

#### 4.4.2. Doğrudan doz ölçüm Yöntemi

Bu yöntem hasta veya insan eşdeğerli fantom üzerinde bir ya da birkaç noktadan doz ölçümü alınmasıdır. Hasta üzerinde doğrudan doz ölçümü ancak göz, meme ve testisler gibi yüzeyle yakın organlarla sınırlıdır. Doğrudan ölçüm, derin organ dozu hesaplamalarının temelini oluşturur. Yüzeyle doz ölçümünden ve diğer yöntemlerle (matematiksel veya insan eşdeğerli fantomla) bulunan faktörlerden yararlanarak hastanın derin organ dozları hesaplanabilir. Bu yöntemin bir avantajı minimum düzeyde bilgiye ihtiyaç duymasıdır. Doz ölçümü sırasındaki parametrelerin değişimi doğrudan ölçüme dahil edilir. Doğrudan doz ölçümünde iyon odalı dedektörler veya Termoluminesans Dozimetreler (TLD) kullanılır. Özellikle derin organ doz ölçümünde en yaygın olanı TLD dir.

#### 4.3. Termoluminesans Dozimetre

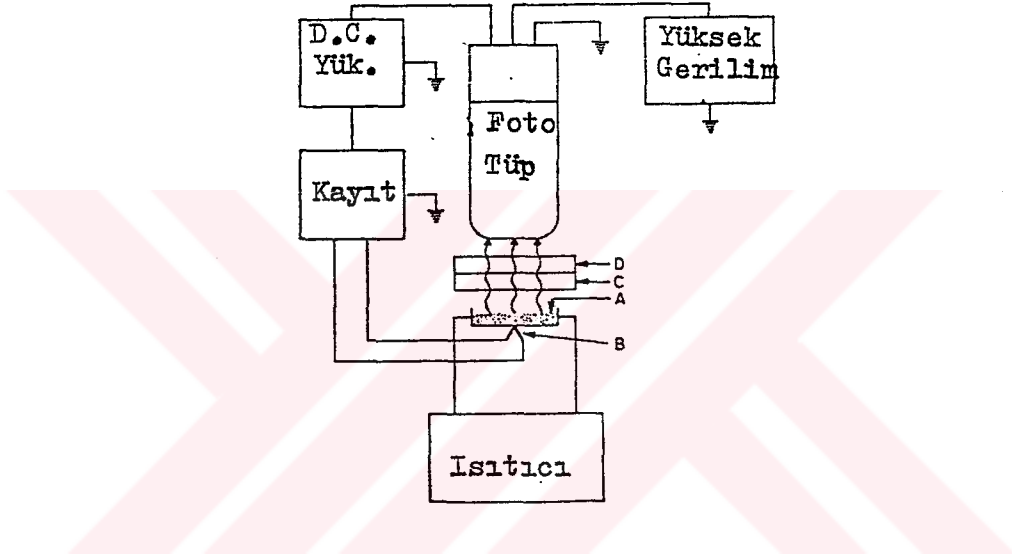
Kristal yapıdaki katı içinde kristal kusurları, elektron ya da holler için bir tuzak merkezi olabilir. Yasak banda karşı gelen enerji seviyesine sahip yabancı atomlar da katı içinde bir tuzak merkezi yaratabilirler. Uyarılmış seviyeden taban seviyesine izinli geçişi olan bir merkezde



Şekil 4.5 Termoluminesans dozimetrenin şematik gösterimi. a) Radyasyonla ışınlanan katıda serbest elektronlar tuzaklanır (siyah noktalar). b) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronlar ışık yayınımlı ile valans bandına dönerler.

elektron veya hol tuzaklanmış ise sonuçta bir foton yayınlanır. Böyle tuzaklara sahip bir katı, yeterince düşük sıcaklıklarda radyasyonla ışınlanırsa elektron (ya da holler) kristal kusurlarında tuzaklanır. Katı, düşük sıcaklıklarda kaldığı sürece elektronlar tuzaklanmış olarak kalır. Sıcaklık artırıldığı zaman elektronlar ya da holler tuzaklardan çıkarak taban seviyesine izinli geçişin olduğu

seviyeye çıkarlar. Bu seviyeden taban seviyesine de ışık fotonu yayımlayarak dönerler. Bu olaya termolüminesans olayı denir (Şekil 4.5). Kristalden yayımlanan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır. Yayınlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur. Şekil 4.6'deki gibi düzenek ile



Şekil 4.6. Termolüminesans dozimetre okuyucusu. A) Isıtıcı, B) Termocift, C) kızılötesi filtre ve D) Band-geçirim filtre.

TLD'ler ısıtılarak fotoçoğaltıcı yardımıyla ışık fotonlarının şiddeti ölçülür.

Radyasyon dozu ölçümünde en yaygın kullanılan termolüminesans madde lityum florür-LiF'dür. LiF'ün etkin atom numarası dokununkine oldukça yakındır. Dokunun etkin atom numarası 7.42 iken LiF'ünki 8.14 dür ve 10 mR ile 1000 R arasında ışınlama dozuna olan cevabı doğrusaldır. Enerjiye bağlılığı azdır ve 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona

verdiği cevap arasındaki fark 1.25 dir. LiF'ın yaydığı termoluminesans ışığın dalga boyu, 3500 Å ile 6000 Å arasındadır. Oda sıcaklığında kalması durumunda yayınladığı ışık şiddetinde yılda %5 'lik bir azalma görülür (Cameron et al., 1968).



## 5. YÖNTEM VE CİHAZLAR

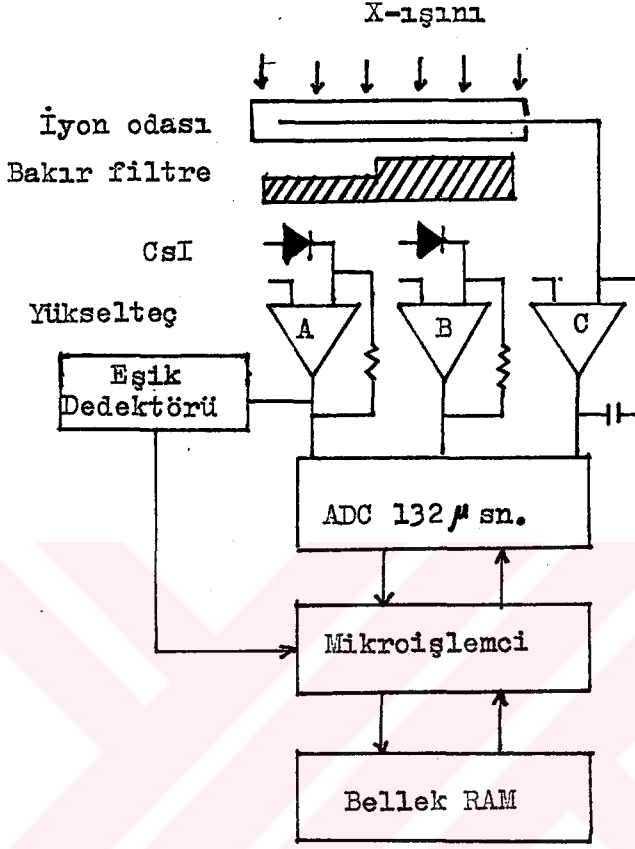
Akciğer film çekimleri yapılmadan önce kullanılacak X-ışını sisteminin performans ölçümleri yapılmıştır. Rando fantom üzerindeki dozimetrik ölçümleri yapabilmek için TLD'ler üreticilerin önerileri doğrultusunda hazırlanmış ve kalibrasyonları yapılmıştır. Daha sonra klinik çalışmalarda kullanılan yöntemler yardımıyla (PA) akciğer pozisyonundaki Alderson Kadın-Rando fantomunda film çekimleri ve dozimetrik ölçümler yapılmıştır.

### 5.1. X-ışını Sisteminin Performansının Ölçülmesi

X-ışını sisteminin performansı Victoreen marka NERO 6000A Kalite Kontrol Cihazı ile ölçülmüştür. NERO (Noninvasive Evaluator of Radiation Output) cihazı (Şekil 5.1) tüp gerilimini, ışınlama dozunu ve süresini tek bir ışınlamada



Şekil 5.1 NERO kalite kontrol cihazı.



Sekil 5.2. NERO cihazının şematik yapısı (Simon'dan, 1985).

ölçebilir. Demetin önüne konulan bir filtre ile yapılan ikinci bir ışınlamada da demetin HVL değeri belirlenebilir. Sekil 5.2'de NERO cihazının şematik yapısı görülmektedir.

Dedektör kısmı; iyon odası, bakır (Cu) filtreler, CsI-fotodiyot dedektörleri ve sinyal yükselteçlerinden oluşmuştur. X-ışınları, iyon odasını takiben bakır filtreden geçer. CsI dedektörleri aracılığı ile A ve B yükselteçlerine gelen X-ışınlarının oranı kVp'ye bağlıdır.



Işınlama başladığı anda eşik dedektörü, A yükselteci üzerindeki gerilim yükselmesini görür ve mikroişlemciye bir sinyal gönderir. Mikroişlemci, A ve B yükselteçlerinden gelen analog sinyaller Analog/Digital (ADC) Dönüştürücü'de sayısal sinyale dönüştürdükten sonra bellekte saklar. Her bir sinyal çifti 132  $\mu$ s. de bir sayısal sinyale dönüştürülür. A yükseltecinden gelen sinyal, 20 ms. süresince eşik değerinin altına düşünceye kadar veri toplama işi devam eder. Veri toplama işi bittikten sonra C yükselteci üzerindeki iyon odası çıkışı okunduktan sonra tüm ölçümler tamamlanmış olur (Simon, 1985).

NERD cihazının dedektörü, fokal noktadan 90 cm. uzaklığa yerleştirilmiş ve 100 mA de, değişik kVp değerlerinde jeneratörün kVp'si ölçülmüştür. Çizelge 5.1 'de görüldüğü gibi ölçülen kVp değerleri  $\pm 5$  kV. kabul sınırları içindedir.

ÇİZELGE 5.1

Kurulan kVp (kV)	100 mA'de ölçülen kVp (kV)
60	61.7
70	71.4
81	81.9
102	100.3
115	112.1

60 ve 81 kVp'de tüp akımı-mA'e göre kVp'nin değişimi kontrol edilmiştir (Çizelge 5.2).

ÇİZELGE 5.2

mA	60 kVp'de	81 kVp'de
	Ölçülen kVp (kV)	Ölçülen kVp (kV)
100	61.7	81.9
200	61.1	81.5
250	61.0	81.7
320	60.6	81.7
400	60.4	81.6

Jeneratörün zaman testi, 3.2 ms. ile 320 ms. arasında çeşitli ışınlama süreleri ölçülerek yapılmıştır. Ölçülen tüm ışınlama sürelerinin, kabul sınırları içinde olduğu gözlenmiştir. Çizelge 5.3'de çeşitli jeneratör zamanlarında ölçülen ışınlama süreleri verilmiştir.

ÇİZELGE 5.3

Kurulan Zaman (ms.)	Ölçülen Zaman (ms.)
3.2	3.8
25	25.4
32	32.2
40	40.4
50	50.5
80	80.3
100	100.5
125	124.3
160	159.0
200	198.6
320	318.0

Jeneratörün tekraredilebilirlik ölçümleri Çizelge 5.4'de verilmiştir. Alınan sonuçların % 5 kabul sınırı altında olduğu görülmüştür.

ÇİZELGE 5.4

kVp	mAs	Işınlama Dozu (mR)			%T
		X1	X2	X3	
60	40	114.3	115.6	113.1	1
70	40	36.8	36.9	36.3	1
81	20	109.7	109.7	108.9	0.4
81	40	227.0	226.0	226.0	0.2

Lineerite ölçümleri, 60 kVp-40 mAs ve 80 kVp-10 mAs 'da yapılmıştır. Sonuçlar % 10 kabul sınırı altında; 60 kV. 40 mAs için %2 ve 81 kV. 10 mAs için de %1 olduğu görülmüştür (Çizelge 5.5).

ÇİZELGE 5.5

kVp	mAs	Işınlama Dozu (mR/mAs)			
		mA x s Çarpımları			
		400x0.1	320x0.125	250x160	200x0.2
60	40	2.88	2.79	2.89	2.90
		200x0.5	250x.04	320x0.032	400x0.025
81	10	5.45	5.50	5.55	5.50

X-ışını tüpünün fokal noktası pin-hole kamera ile ölçülmüştür. Büyük fokal nokta (1.0mm.), 81 kVp 500 mA'de küçük fokal nokta (0.6mm.) ise 81 kVp 100 mA'de ölçülmüştür. Çizelge 5.7'de fokal noktaların ölçüm sonuçları ve kabul sınırları verilmiştir. Parantez içindeki değerler fokal noktanın kabul sınırlarını göstermektedir. Ölçülen fokal nokta değerleri kabul sınırları içinde kalmaktadır.

ÇİZELGE 5.6

Nominal Fokal Nokta (mm)	Ölçülen fokal nokta boyutu	
	En (mm)	Boy (mm)
0.6	0.9 (0.6-0.9)	0.9 (0.9-1.3)
1.0	1.2 (1.0-1.4)	1.7 (1.4-2.0)

Kolimatörün ve merkezi demetin dikliğinin kontrolü, RMI test cihazı ile yapılmıştır. Fokal nokta-film uzaklığı 90 cm. iken 18x24 cm. boyutlarında kaset kullanarak test cihazının filmi çekilmiştir. Anod-katod eksenine paralel kolimatörlerin X-ışını ile ışık alanı arasındaki farkı 1.5 cm. ve anod-katod eksenine dik kolimatörlerin ki ise 1.0 cm. olarak ölçülmüştür. X-ışını ile ışık alanı arasındaki maksimum fark fokal nokta-film uzaklığının %2'sinden (1.8 cm.) küçük olmalıdır.

Merkezi demetin dikliği  $1^\circ$  olarak ölçülmüştür. Kabul sınırı  $2^\circ$  dir. X-ışını alanının merkezi ile ışık alanının merkezi arasındaki fark 1 cm. olarak ölçülmüştür. Bunun kabul sınırı ise fokal nokta-film uzaklığının %2'si (1.8 cm.) dir.

## 5.2 Dozimetrelerin Hazırlanması ve Kalibrasyonu

Bu çalışmada doz ölçümleri için iki çeşit lityum florür (LiF) TLD kullanılmıştır. Bunlar; (1) 1x1x6 mm. boyutlarında-çubuk "TLD-100" ve (2) doğal LiF'den (%7.5 Li6, %92.5 Li7) yapılmış 4 mm. çapında 2 mm. kalınlığında "LiF-N

pellet" dir. Her iki çeşit dozimetre de %99.9 saflıkta kloroform ( $\text{CH}_2\text{Cl}_3$ ) içinde ultrasonik temizleyicide temizlenmiştir. Temizlenen dozimetreler porselen kap içinde; TLD-100 dozimetreleri  $400\text{ C}^\circ$  de 1 saat ve  $100\text{ C}^\circ$  de 2 saat, LiF-N pellet'ler ise  $300\text{ C}^\circ$  de 1 saat ve  $100\text{ C}^\circ$  de 15 dakika süre ile fırınlanmıştır. Fırınlama işlemi "Nifos Precision Dual Annealing" fırınında yapılmıştır. Dozimetreler "Vinten 623 Dosemeter" ışınlayıcıda (Şekil 5.3)  $2 \times 1\text{ mCi}$ 'lik Sr-90/Y-90 radyoaktif kaynağı ile yaklaşık  $100\text{mR}$  ( $2.58 \times 10^{-5}\text{ C/kg}$ ) doza eşdeğer bir dozla ışınlanarak "Vinten 680 Solaro" okuyucusunda (Şekil 5.4)  $500\text{ ml./dakika}$  sabit azot ( $\text{N}_2$ ) gazı akışında okunmuştur.



Şekil 5.3. Vinten 623 Dozimetre Işınlayıcısı.

Dozimetreler her okumada  $150\text{ C}^\circ$  de 12 s. ön ısıtma,  $300\text{ C}^\circ$  de 14 s. okuma ve son olarak da  $300\text{ C}^\circ$  de 10 s. fırınlama işlemlerinden geçirilir.



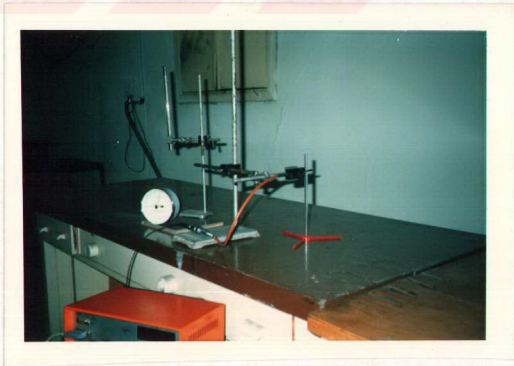
Sekil 5.4. Vinten Solaro 680 TLD Okuyucusu.

Dozimetreler üç defa ışınlanıp okunduktan sonra her bir dozimetrenin tekraredilebilirliği ölçülmüştür. Tekraredilebilirliği, %5'in altında olan dozimetreler kullanılmamıştır. 50 adet TLD-100 dozimetrelerden yakın duyarlılıkta olanlar, çevre etkilerinden korumak için ikişer ikişer 4 mm. çapında 25 mm. uzunluğunda plastik kapsüller içine konmuştur. Bu kapsüller tek tek numaralanmıştır. Kapsüllerin duyarlılıkları farklıdır. Bu farklılığı gidermek için kapsüller birbirlerine göre normalize edilmiştir. LiF-N pellet' ler ise tek tek plastik koruyucu içine konmuştur. Plastik koruyucular numaralandıktan sonra TLD-100 dozimetrelerinde olduğu gibi normalize edilmiştir.

Her iki çeşit TLD' de, teşhis amacıyla kullanılan X-ışını cihazında havada "uç-uca koyma" yöntemi ile kalibrasyonu yapılmıştır (IAEA, 1987). Kalibrasyon için İstanbul Çekmece İkinci Derece Standard Laboratuvarı'nda kalibrasyonu yapılmış (1988) PTW Frieburg DL4/DI4 cihazı ve düşük enerjili X-ışınlarını ölçebilen (0.2 cm<sup>3</sup> M23344) iyon odası kullanılmıştır (Şekil 5.5). İyon odası ile alınan ölçümler normal sıcaklık ve basınca (20 C°, 1 atm.) göre normalize edilmiştir. Basınc ve sıcaklık düzeltme faktörü

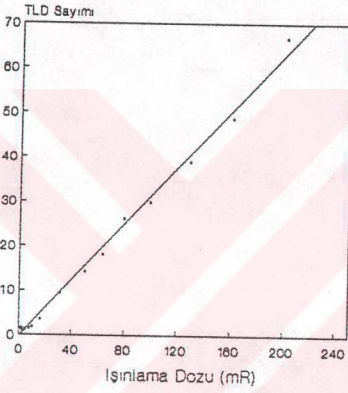
$$C_{tp} = \frac{P_0}{P} \frac{273.2+T}{273.2+T_0}$$

formülü ile hesaplanmıştır. Burada p<sub>0</sub>, normal şartlardaki hava basıncı (1 atm. ) T<sub>0</sub>, normal şartlardaki sıcaklık p, ölçümün alındığı ortamın hava basıncı ve T, ölçümün alındığı ortamın sıcaklığıdır.

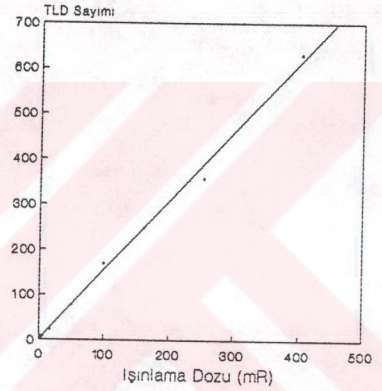


Şekil 5.5 TLD'lerin iyon odası ile kalibrasyonu.

Bu ölçümler sonucu TLD-100 dozimetrelerinin TLD okumasına karşılık kalibrasyon faktörü 3.175 mR/TLD okuması ve "LiF-N pellet" lerinki ise 0.619 mR/TLD okuması olarak bulunmuştur (Sekil 5.6).



TLD-100



LiF-N pellet

Sekil 5.6 TLD-100 ve LiF-N pellet'lerin kalibrasyon grafiği.

Ayrıca TLD'ler, dozimetrik ölçümlerde kullanılan X-ışını enerjilerinde (50 ile 117 kVp) ışınlanarak enerjiye bağlılığı ölçülmüştür. Her iki dozimetrenin enerjiye bağlılığı %5 ' den küçük olarak bulunmuştur.



### 5.3. X-ışını Filmi Çekim Şartları

Akciğer film çekimleri ve dozimetrik ölçümler için Philips Compact DIAGNOST 1 X-ışını sistemi kullanılmıştır. Sistemin jeneratörü (MEDIO 50 CP) üçfaz, 6 puls ve 50 kW gücündedir. X-ışını tüpü, döner anodlu (ROTALIX SRO 25 50) ve çift fokal noktalıdır. Anodun dönme hızı 9.000 devir/dak.'dir. Fokal noktaların biri 0.6 mm. diğeri 1.0 mm. nominal değerindedir. X-ışını tüpünün öz filtresi 0.8 mm Al eşdeğerlidir. Öz filtreleme ile beraber toplam filtreleme 2.5 mm Al eşdeğerlidir. Maksimum kVp'si 125 kV. maksimum tüp akımı 600 mA. dir.

Akciğer çekimi için oranı 12:1 ( $f_0=130$  cm.  $N=36$  lp/cm.) olan grid ve otomatik ışınlama kontrolünde kullanılan (AMLIMAT) 8mm. kalınlığında üç iyon odası kullanılmıştır.

Görüntü kalitesi ve dozimetrik ölçümler, insan eşdeğerli Rando fantom üzerinde yapılmıştır. 2.5 cm. kalınlığında 33 kesitten oluşan Kadın-Rando fantom, yumuşak doku eşdeğerli etkin atom numarası  $7.30 \pm \%0.25$ , yoğunluğu  $0.985 \pm \%1.25$  g/cm<sup>3</sup> olan plastik maddeden yapılmıştır. Bu plastik madde içine gerçek insan kemikleri yerleştirilmiştir. Rando fantomun akciğerleri atom numarası 7.30 yoğunluğu 0.32 g/cm<sup>3</sup> olan farklı bir plastik maddeden yapılmıştır. Fantomun her kesitinde 3x3 cm. aralıklarla 4 mm. çapında delikler açılmıştır. Bu delikler içine 4mm. çapında doku eşdeğerli Mix-D (%60.8 parafin, %30.4 polietilen ve %6.4 MgO), adı verilen plastik maddeler doldurulmuştur (Lanzl, 1973). Doz ölçümü

yapılacak organda Mix-D çubukları çıkartılarak yerine içinde TLD-100 bulunan kapsüller yerleştirilmiştir.

Dozimetrik ölçümler için; (1) derin organ doz ölçümü için çubuk şeklinde "TLD-100" ve (2) yüzey doz ölçümü için "LiF-N pellet" kullanılmıştır. Troid dozu, fantomun 9 no'lu kesitinden, akciğer dozu 15 no'lu kesitinden ve gonad dozu ise 29 no'lu kesitden ölçülmüştür. Her bir organ doz ölçümü için iki kapsül (yani 4 adet TLD-100) kullanılmıştır. Giriş ve çıkış dozları 15 no'lu kesit üzerinden "LiF-N pellet" dozimetreleri ile ölçülmüştür. Dozimetrik ölçümler 5 ışınlama sonucu alınmıştır.

5 ışınlama sonucu gonadların alacağı doz miktarı TLD-100'lerin fon (background) seviyesinde olduğu için giriş dozundan gonad dozuna yüzde olarak dönüşüm faktörleri hesaplanmıştır. Fantomun 29'uncu kesit üzerindeki giriş dozu "LiF pellet" TLD'leri ile ölçülmüş ve dönüşüm faktörleri ile çarpılarak gonad dozu hesaplanmıştır. Çizelge 5.7'de giriş dozundan gonad dozuna yüzde dönüşüm faktörleri verilmiştir. Parantez içindeki değerler Yülek and Soydan'dan (1979) alınmıştır.

ÇİZELGE 5.7

kVp	Giriş Dozundan Gonad Dozuna Dönüşüm Faktörü (mrad/mrad)	
	50	0.07
70	0.10	(0.13)
90	0.18	(0.11)
117	0.22	( - )

Fokal nokta-film uzaklığı 150 cm. iken fantom PA pozisyonunda klinik uygulamalarda kullanılan metodlardan yararlanarak X-ışını alanı içine yerleştirilmiştir (Şekil 5.7).



Şekil 5.7. Kadın-Rando fantomun (PA) akciğer pozisyonunda X-ışını alanı içine yerleştirilmesi.

Film çekimlerine başlamadan önce bütün çalışmalarda kullanılan kasete (PHILIPS Universal Screen No:0284178) film-ranfansatör testi uygulanmıştır. X-ışını filmi olarak KONICA (Medical X-Ray AX9-13 35x35 cm.) filmi kullanılmıştır. Filmler 21 basamaklı Dual Color Elektronik Sensitometresi (model 07-417) ile ışınlanarak banyo şartlarındaki değişimler sensitometik olarak takip edilmiştir. Bu işlemden minimum densite ( $D_{min}$ ), orta densiteye karşı gelen 12'inci basamak ve densite farkı için 10'uncu ve 14'üncü basamaklar Transmisyon DI4 densitometresi (Şekil 5.8) ile ölçülmüştür. Bu densite ölçümleri sonucu her bir film için minimum densite ( $D_{min}$ ), orta densite (MD) ve densite farkı



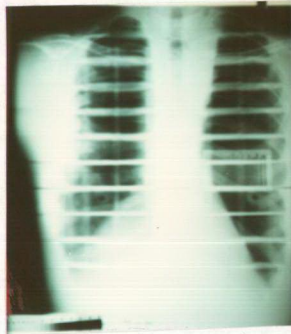
Sekil 5.8 DI-4 Transmisyon Densitometresi.

(DD) hesaplanmıştır. Bu değerlerin  $\pm 0.1$  densite kabul sınırları dışına çıkması durumunda film değerlendirme dışı bırakılmıştır.

## 6. GENEL SONUÇLAR

### 6.1. mAs Değişimi

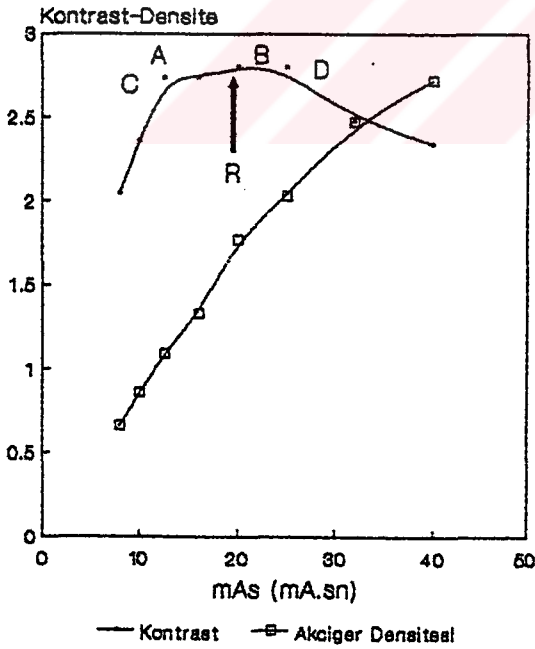
Bu çalışmada düşük ve yüksek kVp değerlerini temsil eden iki ayrı kVp seçilmiştir. Bunlar 70 ile 117 kVp dir. 70 ve 117 kVp de ideal mAs değerini bulmak için akciğer densitesini 0.60 O.D. veren mAs değerinden başlayarak akciğer densitesini 3.00 O.D. veren mAs değerine kadar bir dizi akciğer filmleri çekilmiştir (Şekil 6.1). Akciğer densitesi sağ akciğer üzerinde IV. ve V. kaburga kemikleri arasından ve kemik densitesi de V. kaburga kemiği üzerinden ölçülmüştür. Bu densite ölçümlerinden, her filmin kontrast indeksi hesaplanmıştır. Her iki kVp için mAs değerlerine karşılık akciğer densitesi ve kontrast indeksi grafikleri çizilmiştir (Şekil 6.2). Ayrıca Radyoloji uzmanları tarafından filmlerin nitel (subjectif) değerlendirilmesi yapılmıştır.



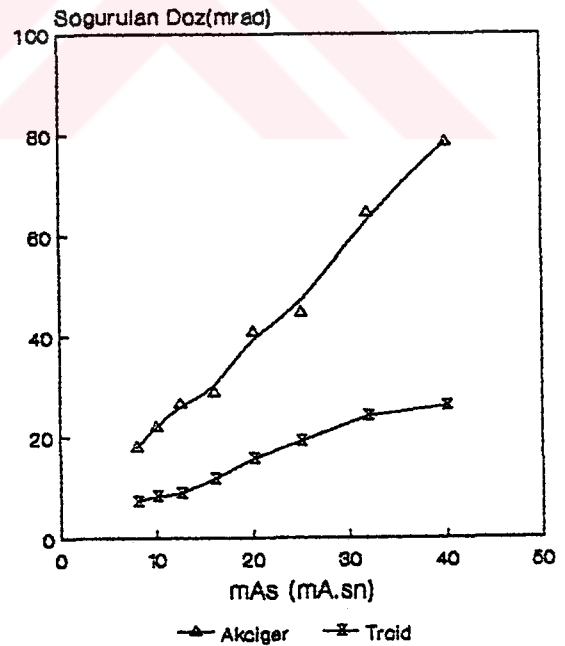
Şekil 6.1. Rando fantomun akciğer filmi.

70 kVp için doğrusal bölgenin ortasınının 19 mAs olduğu görülmektedir (Şekil 6.2a). 70 kVp için 12.5 mAs ile 25 mAs arasında çekilen filmlerin kontrast indeksleri aynı ve maksimumdur.

Klinik çalışmada 70 kVp ve normal kalınlıkta olan bir hasta için seçilen mAs değeri, kontrast eğrisinde A ve B noktaları arasında olmalıdır. Operatör tarafından seçilen bu mAs değeri (12.5 mAs) A noktasında olursa; tüp çıkışının %10 azalması (lineerite veya tekraredilebilirliğin %10 olması) sonucunda (Şekil 6.2a'da C noktası) kontrast %6 ve akciğer dozu %9 azalacaktır.



(a)

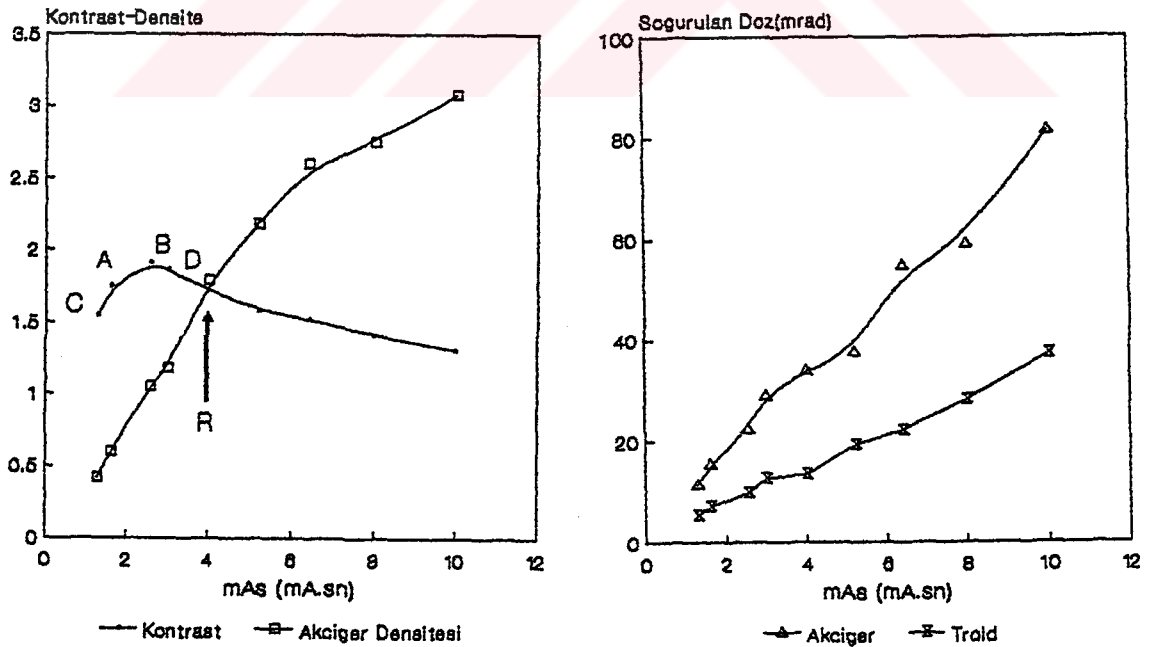


(b)

Şekil 6.2. 70 kVp'de mAs'a karşı a) kontrast ve b) organ dozlarının değişimi. "R" Radyologların seçimini gösterir.

mAs değerinin B noktası (25 mAs) gibi gene kritik değerde seçilmesi durumunda tüp çıkışının %10 artması ile (Şekil 6.2a'da D noktası) kontrast %6 azalırken akciğer dozu % 14 artacaktır.

117 kVp için doğrusal bölge sınırlarınının 1.6 mAs ile 3.2mAs arasında ve ortasınının 3 mAs'da olduğu görülmektedir (Şekil 6.3a). Bu bölgede çekilen filmlerin kontrastı maksimum olduğu için 117 kVp'de yapılacak mAs seçimlerinin A ve B noktaları arasında kalması gerekir. mAs seçiminin A noktasında (1.6 mAs) olması durumunda; eğer tüp çıkışı %10 azalır (Şekil 6.3a'da C noktası) kontrast %5 ve akciğer dozu %8 azalacaktır. mAs'ın B noktasında (3.2 mAs) olması



(a)

(b)

Şekil 6.3. 117 kVp'de mAs'a karşı a) kontrastın ve b) organ dozlarının değişimi. "R" Radyologların seçimini gösterir.

durumunda; tüp çıkışının %10 artması ile D noktasına gelir ve kontrast %5 azalırken akciğer dozu %14 artacaktır.

Işınlama şartlarından herhangi birinin değişmesi ile X-ışını çıkış dozu değişecek ve elde edilen optimum densiteden sapmalar olacaktır. Bu durumda lineer bölgenin dışına çıkılacak ve kontrast azalacaktır. İdeal olarak ışınlama şartlarının sabit olması ve her ışınlamada aynı doz miktarının elde edilmesi istenir. (X-ışınındaki istatistikî farklılıklar hariç). Herhangi bir şekilde tüp çıkışının değişmesi durumunda görüntü kalitesinde bozulmalar olacaktır. Tüp çıkışındaki bu değişmeler performans ölçüm parametrelerine yansiyacaktır.

70 ve 117 kVp'de gridsiz akciğer çekiminde organ dozu ve kontrast ölçümleri Çizelge 6.1'de gridli çekim ile karşılaştırılmıştır. 70 ve 117 kVp'de organ dozları gridsiz çekimde daha düşüktür. Buna karşılık gridli çekimde kontrast daha büyüktür. Radyologlar da gridli çekimlerdeki akciğer filmlerini daha iyi olarak değerlendirmişlerdir.

ÇİZELGE 6.1

kVp=70 kV. (mrad)	Gridli -----	Gridsiz -----	Doz Azalımı -----
Giriş Dozu	60.94	26.35	2.31
Akciğer Dozu	22.69	9.98	2.27
Troid Dozu	8.97	3.42	2.62
Gonad Dozu	0.40	0.18	2.22
Kontrast	2.53	1.43	



## ÇİZELGE 6.1'in devamı

kVp= 117 kV.

(mrad)	Gridli -----	Gridsiz -----	Doz Azalımı -----
Giriş Dozu	38.43	18.14	2.12
Akciğer Dozu	18.18	9.55	1.90
Troid Dozu	8.57	3.33	2.57
Gonad Dozu	0.57	0.30	1.90
Kontrast	1.79	1.32	

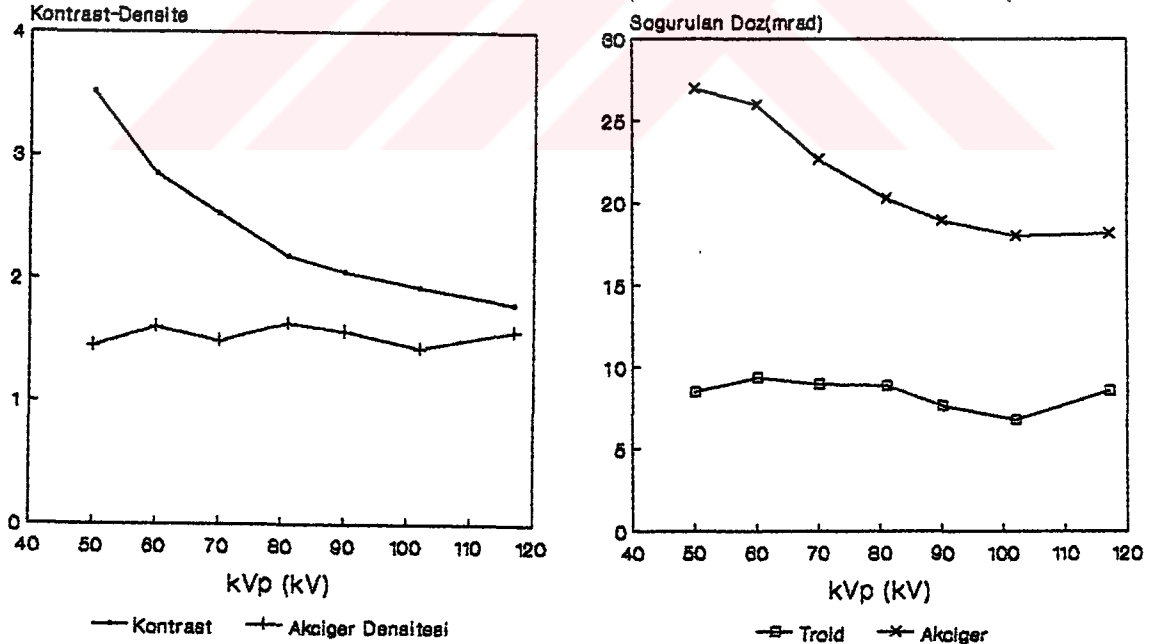
Birinci banyo sıcaklığının 1 C° artması veya azalması film kontrastını değiştirecektir. KONICA film için banyo sıcaklığının 33 C°'den 34 C°'ye çıkması kontrast indeksinin 2.85'den 2.76 düşmesine ve akciğer densitesinin ise 0.43 artmasına neden olacaktır. Sıcaklığın 1 C° azalması ise kontrast indeksini 2.85'den 2.79'a düşürürken akciğer densitesini de 0.40 azaltacaktır.

Eğer banyo sıcaklığı 33 C° yerine 34 C° seçilirse filmin hızı artacaktır. Yani 1.0 optik densite, daha düşük ışınlama şartlarında elde edilecektir. Bu durumda 70 ve 117 kVp'de giriş dozunun %25 azalmasına karşılık görüntü kalitesinde bozulma olacaktır. Sıcaklığın 33 C° yerine 32 C° seçilmesi durumunda sonuçlar daha dramatik olacaktır. Sıcaklığın azalması ile hem görüntü kalitesi bozulacak hem de 1.0 optik densiteyi elde etmek için gerekli ışınlama dozları %25 oranında artacaktır.

## 6.2. kVp'nin Değişimi

50 kVp'den 117 kVp'ye kadar çeşitli kVp değerleri için akciğer densitesini yaklaşık 1.50 O.D. yapacak mAs değerlerinde akciğer filmi çekilmiştir.

Filmlerin densiteleri ölçülerek, kontrast indeksleri hesaplanmıştır. Kontrastın, beklendiği gibi artan kVp ile azaldığı gözlenmektedir (Şekil 6.4). kVp'nin artması ile saçılan radyasyon fazla olacağından gonad dozu kVp artışı ile artmaktadır. 117 kVp'deki gonad dozu 50 kVp'deki gonad dozunun iki katıdır (Şekil 6.5).



a)

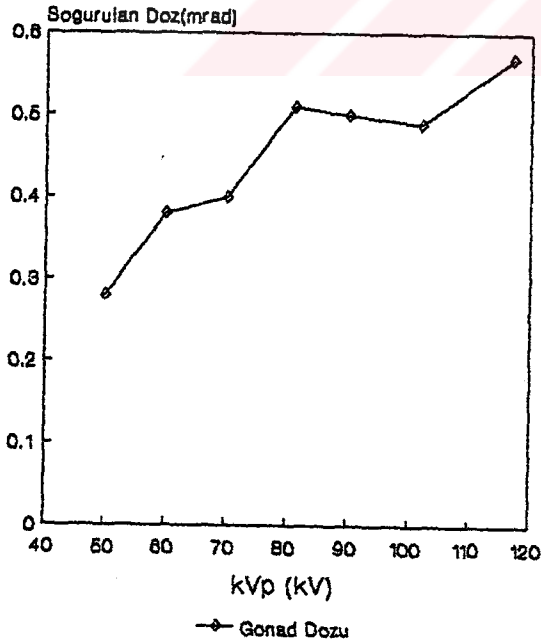
b)

Şekil 6.4. kVp ile a) kontrastın, b) Troid ve akciğer dozunun değişimi.

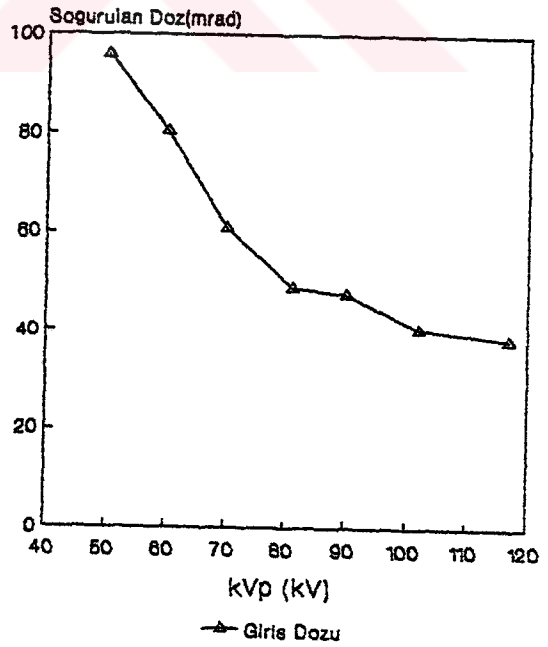
Jeneratörün kVp'sinde meydana gelebilecek ayar hatalarının doz ve kontrastı nasıl etkilediği  $\pm 5$  kV için şöyle ifade edilebilir; 70 kVp de, kVp'nin 5 kV'luk değişimi kontrastın %7'lik değişimine neden olur. Akciğer dozu, kVp'nin  $\pm 5$  kV değişimi ile %7 değişir. Giriş dozu, kVp'nin 5 kV artması ile %10 azalırken 5 kV azalması ile de %16 artar (Şekil 6.5). Troid ve gonad dozlarındaki değişim oldukça küçüktür.

117 kVp'de 5 kV'luk değişim, kontrastın, akciğer ve giriş dozunun %2 değişmesine neden olur. Troid ve gonad dozlarındaki değişim 70 kVp de olduğu gibi oldukça küçüktür.

Radyologlar, kontrast yönünden 80 kVp'deki akciğer filmini en iyi film olarak değerlendirmişlerdir. 50 kVp'de



a)



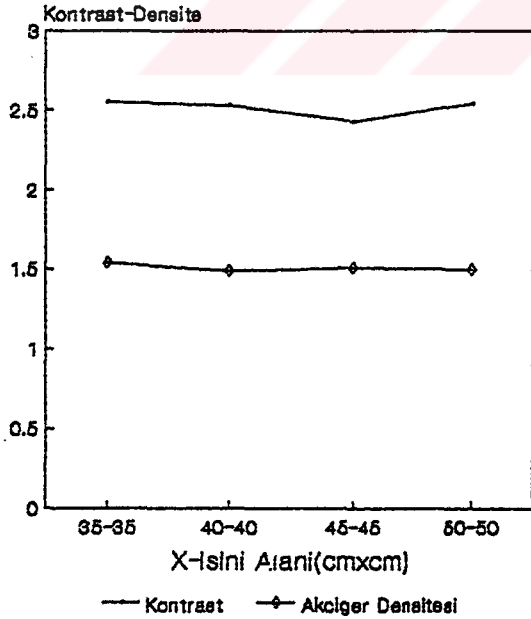
b)

Şekil 6.5 kVp ile a) gonad ve b) giriş dozunun değişimi.

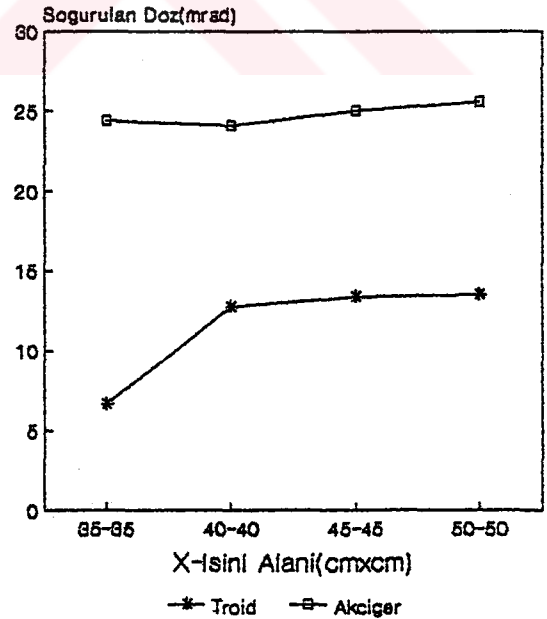
kontrastın fazla olması nedeniyle akciğer dokusuna ait teşhis bilgilerinin kaybolduğunu belirtmişlerdir. 102 ve 117 kVp'de ise kontrastın, 80 kVp'ye göre düşük olmasına karşılık, "akciğer parankim" dokusunun incelenmesi durumunda daha fazla bilgi vereceğini belirtmişlerdir.

### 6.3. Kolimatör

70 ve 117 kVp de X-ışını alanının artması ile kontrastın ve gonad dozunun değişimi incelenmiştir. Akciğer çekiminde kullanılan filmin boyutu 35x35 cm. olduğu için seçilebilecek en küçük X-ışını alanı 35x35 cm. dir. X-ışını alanı 35x35 cm.'den başlayarak çeşitli X-ışını alanı büyük-



a)



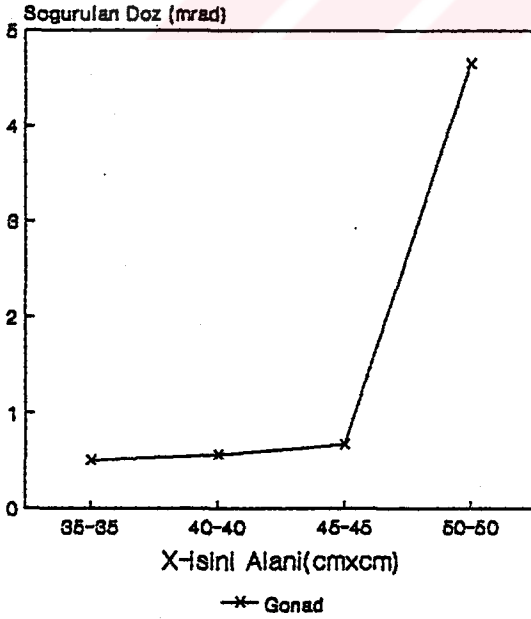
b)

Şekil 6.6 70 kVp'de X-ışını alanı ile a) kontrastın b) Troid ve akciğer dozunun değişimi.

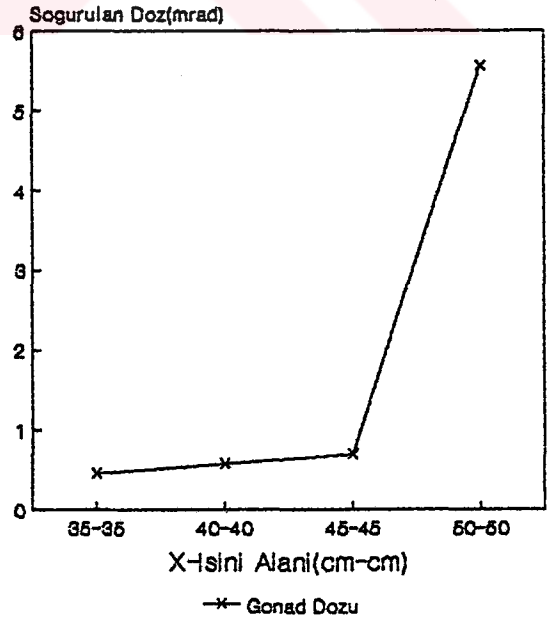
lüklerinde akciğer filmi çekimleri ile dozimetrik ölçümler yapılmıştır. 50x50 cm de kolimatörler tam olarak açık durumdadır.

İdeal durumda film üzerindeki X-ışını alanı filmin boyutlarından büyük olmamalıdır. Pozitif demet sınırlama devresine sahip sistemlerde, bu geometri kolaylıkla sağlanır. Pozitif demet sınırlama devresi olmayan sistemlerde kolimatörler elle kontrol edildiği için X-ışını alanını bu kadar küçük seçmek oldukça güçtür.

70 kVp için X-ışını alanınının 35x35 cm durumunda alanın 5 cm. artırılması (X-ışını ile ışık alanı arasında 5 cm. fark olması) ile troid primer demet içinde olduğu için troid dozu iki kat artmaktadır (Şekil 6.6). 45x45 ve 50x50 cm.'de



a)

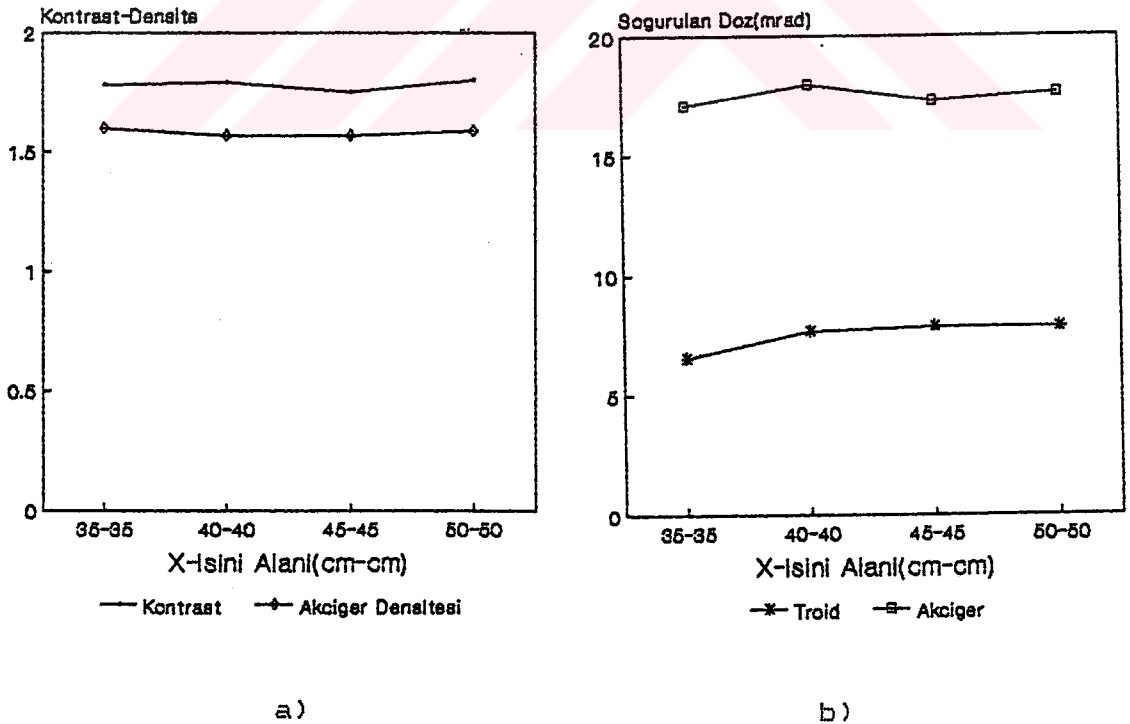


b)

Şekil 6.7. (a) 70 ve (b) 117 kVp'de X-ışını alanı ile gonad dozunun değişimi.

primer alan içinde kaldığı için troid dozu değişmemektedir. Akciğer dozunun X-ışını alanı ile değişmediği görülmektedir. Gonadlar 45x45 cm'e kadar primer demetin dışındadır. Bu durumda gonadların almış olduğu doz 0.5 mrad iken, 50x50 cm. de ise 4.65 mrad'a ulaşmaktadır (Şekil 6.7).

117 kVp'de X-ışını alanı 35x35 cm'den 40x40 cm'e artırıldığında troid dozu 1.2 kat artmaktadır. 70 kVp'de olduğu gibi akciğer dozu X-ışını alanı ile değişmemektedir (Şekil 6.8). Gonad dozu, gonadların primer demetin dışında olduğu durumda 0.6 mrad olurken primer demetin içinde olduğu durumda 5.5 mrad'a çıkmaktadır (Şekil 6.7).

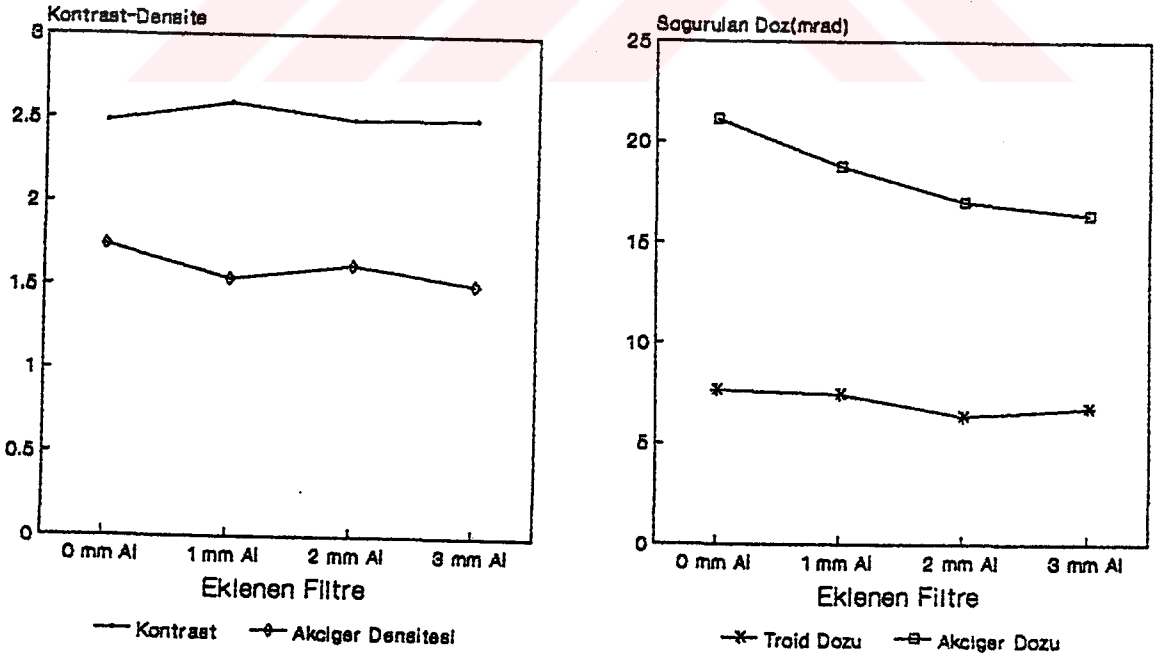


Şekil 6.8. 117 kVp'de X-ışını alanı ile a) kontrastın b) akciğer ve troid dozunun değişimi.

Her iki kVp'de de kontrast değişmemektedir. X-ışını alanının artması saçılan radyasyonu artıracak, fakat saçılan radyasyonun artmasının filmin kararmasına olan katkısı küçük olacaktır. Radyologlar ise her iki kVp'de 35x35 cm'de çekilen filmleri en iyi film olarak değerlendirmişlerdir.

#### 6.4. Filtre

70 ve 117 kVp'de X-ışını tüpünün filtrelemesi ile organ dozunun değişimi incelenmiştir. X-ışını tüpünün öz filtresine eklenen filtrelerin çıkartılması mümkün olmadığı için toplam 2.5 mm Al olan filtrelemeye 1, 2 ve 3 mm kalınlığında alüminyum filtreler ekleyerek kontrast ve organ



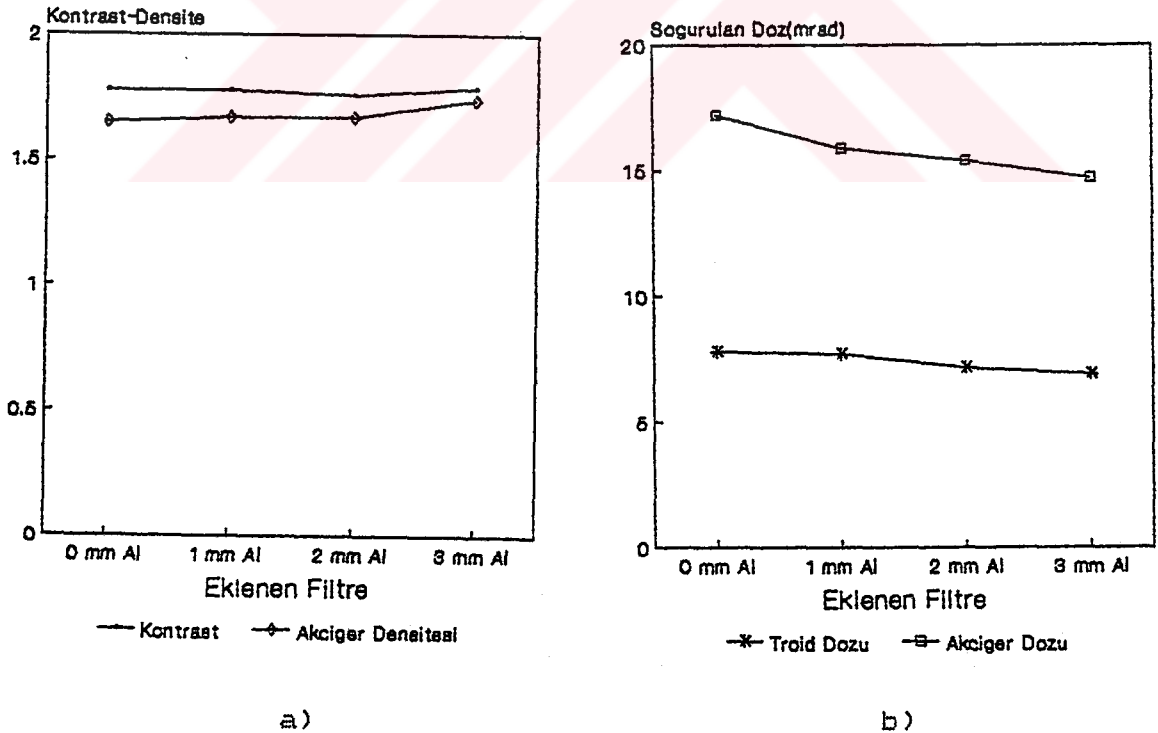
a)

b)

Sekil 6.9. 70 kVp'de filtre ile a) kontrastın, b) troid ve akciğer dozunun değişimi.

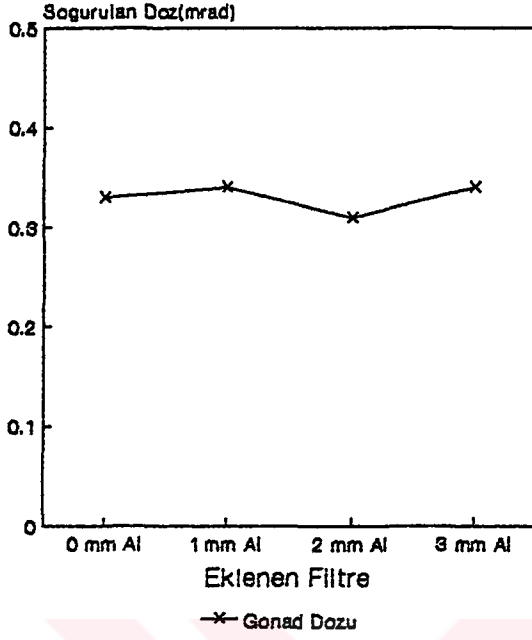
dozları ölçülmüştür. Toplam filtrelemeye eklenen 1 mm kalınlığındaki Al filtreler küçük mAs değişimleri yaptığı için her iki kVp'de akciğer çekimleri otomatik ışınlamada (AEC) yapılmıştır.

70 kVp'de artan filtre ile akciğer ve troid dozunda azalma görülmektedir. Eklenen 1mm. Al için troid dozu %2 akciğer dozu %10 azalmaktadır. 117 kVp'de artan filtre ile akciğer ve troid dozunda azalma gözlenmiştir. Eklenen 1mm. Al için troid dozu %2 akciğer dozu %8 azalmaktadır. Gonad dozu X-ışını alanı dışında kaldığı için iki kVp'de de artan filtre ile değişmemektedir (Şekil 6.11).

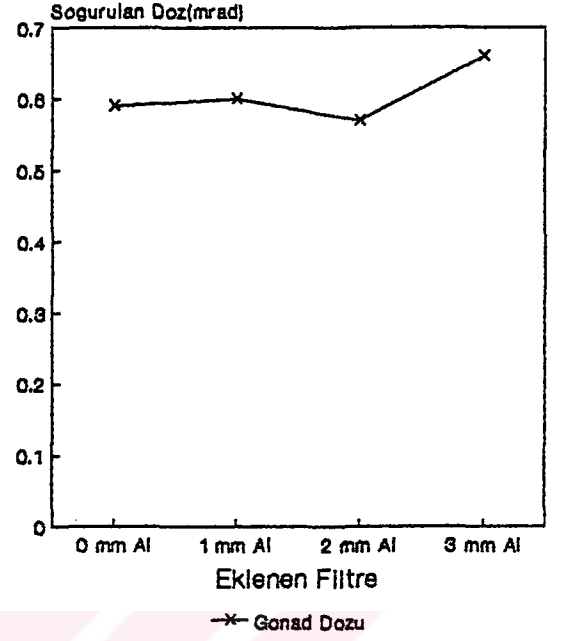


Şekil 6.10. 117 kVp'de filtre ile a) kontrastın, b) troid ve akciğer dozunun değişimi.





a)



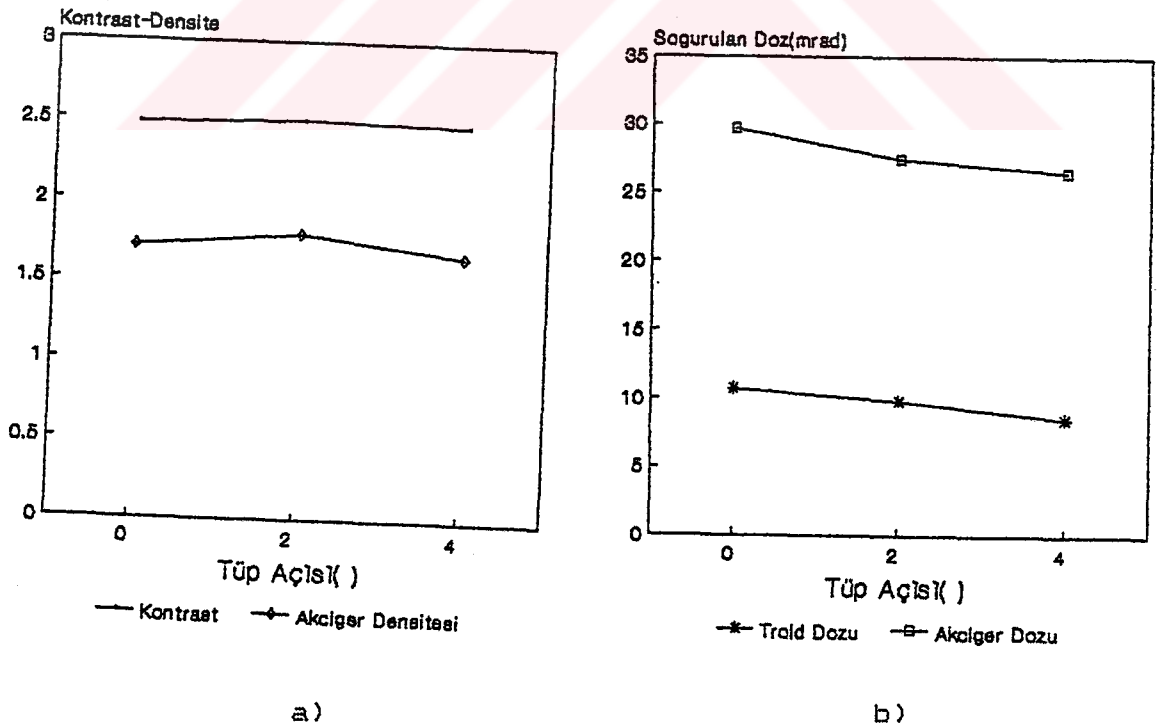
b)

Sekil 6.11. 70 (a) ve 117 (b) kVp'de eklenen filtre ile gonad dozunun değişimi.

Her iki kVp'de artan filtre ile kontrastın değişmediği görülmüştür. Radyologlar ise 70 kVp'de filtresiz çekilen filmi en iyi kalitede diğerlerini düşük kalitede bulmuşlardır. 117 kVp'de ise filtresiz çekilen akciğer filmi yerine 1 mm Al filtre ile çekilen filmin en iyi kalitede olduğunu belirtmişlerdir.

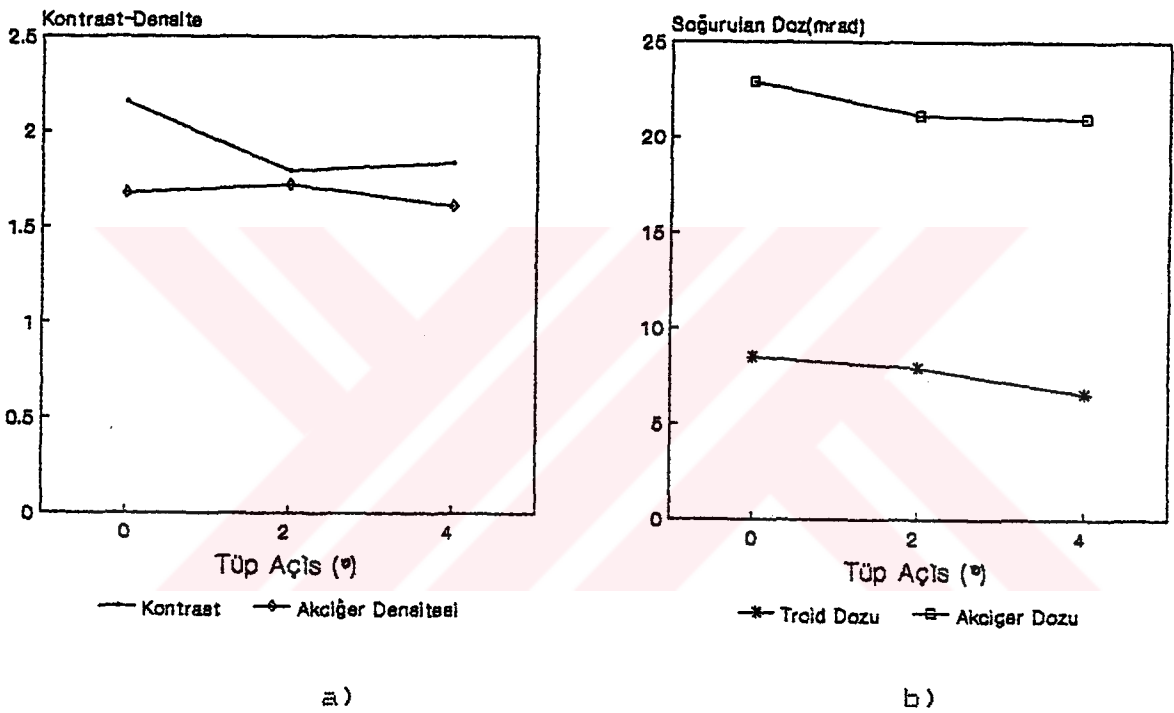
### 6.5. Tüp Çıkış Açısı

Görüntü üzerindeki bulanıklığı minimum düzeye indirmek için merkezi ışın demetinin film üzerine dik olarak gelmesi gerekmektedir. X-ışını tüpünün koruyucu kılıf içine uygun yerleştirilmemesi durumunda tüp çıkış açısı değişecektir. Bu durumda X-ışını odağı, kolimatörlerin sınırladığı alanın merkezinde olmayacaktır. X-ışını tüpüne verilen 2° ve 4°'lik çıkış açıları, demetin merkezinin kolimatörlerle sınırlanan alanın merkezinden olan sapmalara karşı gelmektedir. 2° ve 4°'lik değişik tüp çıkış açılarında 70 ve 117 kVp'de akciğer filmleri çekilerek organ dozları ve kontrast ölçümleri yapılmıştır.



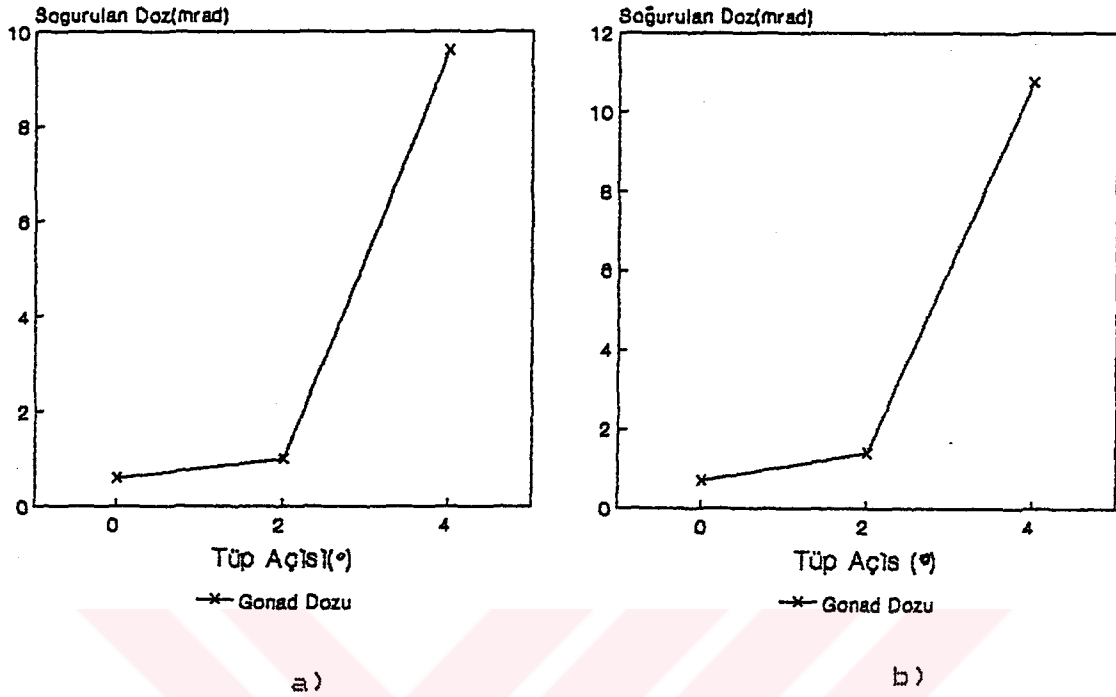
Şekil 6.12. 70 kVp'de tüp çıkış açısı ile a) kontrastın, b) troid ve akciğer dozunun değişimi.

70 kVp'de troid ve akciğer dozu artan tüp çıkış açısı ile azalmaktadır. Gonadlar tüp çıkış açısının  $4^\circ$ 'lik değişimi sonucu primer demet içinde kaldığı için gonad dozunda 10 kat bir artış gözlenmektedir.  $2^\circ$ 'lik tüp çıkış açısının değişmesi ile troid dozu %8 azalırken akciğer dozu %7 azalmaktadır.



Sekil 6.13.117 kVp'de tüp çıkış açısı ile a) kontrastın, b) troid ve akciğer dozunun değişimi.

117 kVp'de 70 kVp'de olduğu gibi troid ve akciğer dozları artan tüp çıkış açısı ile azalmaktadır. Gonad dozu  $4^\circ$ 'lik çıkış açısında 10 kat artmaktadır.  $2^\circ$ 'lik tüp çıkış açısında troid dozu %6 azalırken akciğer dozu %8 azalmaktadır.



Sekil 6.14. (a) 70 ve (b) 117 kVp'de tüp çıkış açısı ile gonad dozunun değişimi.

70 kVp'de kontrastın değişmediği 117 kVp'de ise 2 ve 4°'lik çıkış açılarında kontrastın azaldığı görülmektedir. Radyologlar ise 70 kVp'de çekilen filmlerin kalitelerinin hemen hemen aynı olduğunu fakat 0°'de çekilen filmin, diğerlerine göre biraz daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. 117 kVp'de 0°'deki filmin kalitesini diğerlerine göre daha iyi olarak değerlendirmişlerdir.

## 7. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı; X-ışını teşhis cihazlarının herhangi bir kısmındaki kalibrasyon bozukluklarının hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerindeki etkilerinin araştırılmasıdır.

Uygun yerleştirme ve geometri seçildikten sonra iki kVp için uygun mAs seçimi kontrast indeksi eğrisinden yapılmıştır. Bu egride sabit olan kısım kontrastın maksimum olduğu bölgeye düşmektedir. Tüp çıkış dozunda veya banyo şartlarındaki değişiklikler densitelerin eğri üzerinde sola veya sağa (H-D eğrisinde ayak veya omuz kısmına) kaymasına neden olacaktır. Kontrast eğrisinden bulunan mAs değerleri ile radyologların önerileri genelde uyum içerisindedir. Ortaya çıkan farklılıkların nedeni ise fantomun kesitli yapıda olmasıdır. Fantomun akciğerlerinin nefes alma (inspiration) durumunda olmaması ve kürek kemiğinin akciğer alanında olması, radyologların akciğer filmlerini değerlendirmede kullandıkları sınırlar dışındadır.

Tüp çıkış dozundaki farklılıkları veren iki önemli kalite kontrol parametresi tekraredilebilirlik ve lineeritedir. Örneğin radyolog, çocuk akciğerine ait filmde hareket nedeni ile bulanıklık görüp filmin tekrarını isteyebilir. Bu durumda teknisyen ışınlama süresini azaltıp, tüp akımını bir önceki çalışmadaki mAs değerini verecek şekilde artıracaktır. (Örneğin ilk çekim 0.4 s. 100 mA-40 mAs'da ise ikincisini 0.1 s. 400 mA-40 mAs da yapacaktır). Sabit mAs

itibarı ile değişmemesi gereken doz miktarının ışınlama süresi veya mA basamağındaki hata nedeni ile değişmesi sonucu bir tekrar çalışmasını gerektirecektir.

Örneğin ışınlama süresinin 25 ms. yerine 20 ms'de kurulması (kabul sınırlarının üstünde bir ışınlama zaman problemi) kontrastı %7 azaltacak tüp çıkışında ise %25'lik farklılığa yol açacaktır.

Görüntü kontrastı ve hasta dozunu etkileyen esas parametre kVp'dir. Görüntü kontrastı ve hasta dozu birbirleri ile ters orantılıdır. Düşük kVp'lerde dozun artmasının bir nedeni de grid kullanılmasıdır.

Fratikte kVp ile ilgili problemlerden bir tanesi tüpün X-ışını veriminde zaman içerisinde görülen düşüştür. Bu durumda istenilen doz değerlerinin elde edilmesi için mA ve ışınlama süresi artırılır. Yüksek mA'ler de ise küçük fokal noktanın kullanılamayacağı göz önüne alındığında görüntü kalitesinde bozulmalar ortaya çıkacaktır.

Yüksek kVp tekniğinde film üzerindeki yeterli kararma küçük fokal nokta kullanarak birçok hasta vücut kalınlığı için sağlanabilir ve görüntü kalitesi artırılmış olur. Ancak bu tekniğin en önemli avantajlarından bir tanesi hiç şüphesiz ışınlama toleransının genişliğidir. Yüksek kVp durumunda kemik ve yumuşak dokuya karşı gelen densiteler filmin H-D eğrisinde doğrusal kısmın dar bölgesinde kalmaktadır. Işınlama şartlarındaki değişimlerde densite farklılığı gene doğrusal bölgede kalacaktır.

Kolimatörlerin iyi ayarlanmaması veya X-ışını alanı ile ışık alanının uyum içinde olmaması durumunda akciğer çekiminde hedef olmayan gonadlar ayarlı duruma göre 10 katı fazla doz almaktadır.

Alçak enerjili fotonların X-ışını demetinden ayrılmasındaki en önemli uygulamalardan birisi tüpe ilave filtre konulmasıdır. Eklenen her mm Al için akciğer dozunda %8'lik azalma sağlanmaktadır. 3 mm. Al'a kadar kontrastta bir azalma görülmemiştir. Ancak film üzerinde belirli bir kararmanın sağlanması için gerekli mAs değerinin artması, ilave filtrelemeye kısıtlama getirmektedir. Tüpün gereğinden fazla yüklenmeyeceği durumlarda bilhassa çocuklarda kontrastı değiştirmeden dozu azalttığı için avantaj sağlamaktadır.

Görüntüde yeterli keskinliğin sağlanabilmesi için merkezi demetin film düzlemine dik gelmesi gerekir. Tüp çıkış açında yapılacak 4°'lik hata gonad dozunu 10 kat artırmaktadır. 1°'lik açı hataları doz artışına neden olmamaktadır.

## 8. ÖNERİLER

TLD'lerin kısıtlı sayıda olması, doz ölçümlerinin sınırlı kalmasına neden olmuştur. Bu çalışmaya nadir toprak elementlerinden yapılan filtreler ve ranfansatörler ile değişik grid oranlarının doz ve görüntü kalitesine olan etkisi dahil edilmemiştir. Ülke çapında yapılacak NEXT (Ulusal X-ışını çekimlerinin Değerlendirmesi-Nationwide Evaluation of X-ray Trends) çalışması sonucu Türkiye'de birey başına X-ışını çekimlerinden dolayı alınan ortalama doz ve cihaz performans ölçümleri sonucunda da bu dozun ne kadarının cihazların performans düşüklüğünden kaynaklandığı bulunacaktır.

Diğer bir doz ölçüm yöntemi olan Monte-Carlo'nun kullanılması durumunda ise hem radyolojik çekimler hem de araştırılan kalite kontrol parameterleri daha geniş kapsamlı olacaktır. Bu yöntemin diğer bir avantajı da bilgisayar yardımıyla soğurulan doz ile birlikte görüntü kontrastının hesaplanmasına olanak sağlamasıdır (Nagel, 1989).



## DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ

- Adran, G.M. and Crooks, H.E., 1968, Checking diagnostic X-ray beam quality: *British Jour. of Radiology*, 41, 193-198.
- Adran, G.M. and Crooks, H.E., 1972, The measurement of inherent filtration in diagnostic X-ray tubes and effect on target angle on X-ray quality: *British Jour. of Radiology*, 45, 599-602.
- Attix, F.H. and Roesch, W.C., 1966, Radiation dosimetry: 2. ed. Vol. 2, Instrumentation. Academic press.
- Bor, D., 1988a, Medikal radyolojide film seçimi: *Doğa Tıp ve Eczacılık Dergisi*, 2, 3, 10.
- Bor, D., 1988b, Physical fundamentals of medical X-ray diagnosis and quality control/quality assurance in medical X-ray diagnosis: Workshop/Seminar for Europe, Middle East and Africa on calibration procedures in secondary standard dosimetry laboratories (SSDLs), 17 Oct.-5 Nov. 1988, Istanbul Turkey (unpublished).
- Bor, D., 1989, Diagnostik X-ışını sistemlerinin kalite kontrolünün ilk sonuçları: 2. Medikal Fizik Kongresi, tebliğ., (yayınlanmamış).
- Cameron, J., Suntharalingam, N. and Kenney, G.N., 1968, Thermoluminescent dosimetry: The University of Wisconsin Press, Madison.
- Cameron, J. and Skofronick, J.G., 1978, Medical physics: John Wiley&Sons.
- Christensen, E.E., Curry, T.S. and Dowdey, J.E., 1978, Introduction to the physics of diagnostic radiology: 2nd. Ed. Leager&Febier Press.
- Drexler, G., Panzer, W., Widenmann, L., Williams, G. and Zankl, M., 1984, The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part 3, Organ doses in X-ray diagnosis, GSF.
- Goldman, L.W. and Beech, S., 1979, Analysis of retakes: HEW Pub., (FDA) 79-8097, BRH, Maryland.

## DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ (devam ediyor)

- Goldman, L.W., 1981, Radiographic film processing Q.A.; a self-teaching workbook: HEW Pub., (FDA) 81-8146, BRH, Maryland.
- Gray, J.E. 1976, Photographic quality assurance in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiation therapy Vol. 1: HEW Pub., (FDA) 76-8043, BRH, Maryland.
- Gray, J.E., Winkler, N.T., Stears, J. and Frank, E., 1983, Quality kontrol in diagnostic imaging: Aspen Pub., Maryland.
- Hall, C.L., 1977, Economic analysis of a quality control program, Application of optical instrumentation in medicine, VI. Proceedings of the Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 127, 271.
- Harold, L.K., 1979, Images, image quality and observer performance: Radiology, 32, 265-271.
- Hoxter, E.A., 1982, Pratical radiography: Siemens and Aktiengesellschaft, Heyden.
- HPA, 1976, Hospital Physicists' Association, The physics of radiodiagnosis, London, Scientific Report Series, No. 6.
- Huda, W., Sandison, G.A., Falser, R.F. and Savoie, D., 1989, Radiation dose and detriment from chest X-ray examination: Phys. in Med. and Bio., 34, 10, 1477-1492.
- IAEA, 1987, Handbook on calibration of radiation protection monitoring instruments: IAEA, Technical Series no. 133.
- Johns, H.E. and Cunningham, J.R., 1983, The physics of radiology: Charles C. Thomas Pub. 4th ed.
- Johnson, D.W. and Goetz, W.A., 1986, Patient exposure trends in medical and dental radiography: Health Physics, 50, 107-116.

## DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ (devam ediyor)

- Jones, D.G. and Wall, B.F., 1985, Organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques: National Radiological Protection Board report, R-186.
- Keane, B.E. and Tikhonov, K.B., 1975, Manual on radiation protection in hospitals and general practice: Vol.3, WHO, Geneva.
- Kelsey, C.A., 1979, Techniques for chest radiography: The physics of medical imaging; Recording system measurement and techniques, A.G. Haus (ed.) A.A.P.M.
- Kodak, 1980, Fundamentals of radiography: M1-18, Kodak Pub.
- Kunio, D., Loo, L.N. and Chan, H.P., 1982, X-ray tube focal spot sizes; comprehensive studies of thier measurement and effect of measured size in angiography: Radiology, 144, 383-393.
- Lamel, D.A., 1981, The correlated lecture lab. series in diagnostic radiological physics: U.S. Dept. of Health and Human Service, HHS Pub., (FDA) 81-8150, BRH, Maryland.
- Lanzl, L.H., 1973, The Rando phantom and its medical application: Dep. of Radiology, The University of Chicago, Illinois.
- Maccia, C., Benedittini, M., Lefaure, C. and Fagnani, F., 1988, Doses to patients from diagnostic radiology in France: Health Phys., 54, 397-408.
- Nagel, H.G., 1989, Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology: Physics in Medicine and Biology, 34, 1269-1287.
- NCRP, 1977, Medical X-ray and gamma-ray protection for energies up to 10 MeV: National Council on Radiation Proction and Measurement, no. 33.
- NEMA, 1974, Measurement of dimension of focal spot of diagnostic X-ray tubes: National Electrical Manufactures Association, NEMA Standart Pub. 1, no. XR5-1.

## DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ (devam ediyor)

- Raymond, P.R., 1980, Acceptance testing of radiographic X-ray generators: Acceptance testing of radiological imaging equipment, P.P. Lin (Ed.), A.A.P.M.
- Robinson, A. and Grimshaw, G.M., 1975, Measurement of focal spot size X-ray tubes-a comparison of pinhole and resolution methods: British Jour. of Radiology, 48, 572-580.
- Rosenstein, M., 1976, Organ doses in diagnostic radiology: HEW Pub., (FDA) 76-8081, BRH, Maryland.
- Silini, G., 1984, Basic facts about medical exposure: British Jour. of Radiology, Supp., 18.
- Simon, W.E., 1985, Noninvasive evaluation of diagnostic X-ray machine using the Victoreen Model 6000A NERO: British Jour. of Radiology, Supp., no.18.
- Sinclair, W.K., 1966, Radiobiological dosimetry: Radiation dosimetry, F.H. Attix and E. Tochilini (Eds.), Vol. 3, 627 p.
- Sprawls, P.Jr., 1987, Physical principles of medical imaging: Aspen Pub., Maryland.
- Stender, H.S. and Stieve, F.E., 1984, Image quality physical and diagnostic parameters: British Jour. Radiology, Supp. no. 18.
- Trout, E.D., Jacobson, G., Moore, R.T. and Shoub, E.P., 1973, Analysis of the rejection rate of chest radiographs obtained during the coal mine black lung problem: Radiology, 109, 25.
- Tydall, D.A. and Washburn, D.B. 1987, The effect of rare earth filtration on patient exposure, dose reduction, and image quality in oral panoramic radiology: Health Physics, 52, 17-29.
- UNSCEAR, 1977, Source and effects of ionizing radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, U.N. New York.

## DEĞİNİLEN BELGELER DİZİNİ (devam ediyor)

- Webster, D.J., 1984, An evaluation of the use of K-edge filtration for dose reduction in paediatric radiology: Dose reduction in diagnostic radiology, S.E. Brenen and R.G. Putney (Eds.), CRS-42, H.P.A.
- Wheatherburn, G.C., 1984, The radiographer's contribution to dose reduction in diagnostic radiology: Dose reduction in diagnostic radiology, S.E. Brenen and R.G. Putney (Eds.), CRS-42, H.P.A.
- WHO, 1982, Quality assurance in diagnostic radiology: World Health Organization, Geneva.
- Yülek, G. and Soydan, E., 1979, Determination of gonadal dose in diagnostic radiology in Turkey, Health Physics 36, 695-689.