

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**SAĞLIK ALANINDA X-IŞINI İLE DİJİTAL DİYAGNOSTİK
GÖRÜNTÜLEMEDE DOĞRUSAL DİZİ DEDEKTÖRÜN RADYASYON
DOZUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAYIS 2018

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**SAĞLIK ALANINDA X-IŞINI İLE DİJİTAL DİYAGNOSTİK
GÖRÜNTÜLEMEDE DOĞRUSAL DİZİ DEDEKTÖRÜN RADYASYON
DOZUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAYIS 2018

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAĞLIK ALANINDA X-IŞINI İLE DİJİTAL DİYAGNOSTİK
GÖRÜNTÜLEMEDE DOĞRUSAL DİZİ DEDEKTÖRÜN RADYASYON
DOZUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Bu tez T.C. Akdeniz Üniversitesi BAP tarafından FYL-2016-1787 nolu proje ile
desteklenmiştir.**

MAYIS 2018

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIK ALANINDA X-IŞINI İLE DİJİTAL DİYAGNOSTİK
GÖRÜNTÜLEMEDE DOĞRUSAL DİZİ DEDEKTÖRÜN RADYASYON
DOZUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 23/05/2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Nuri ÜNAL (Danışman)

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR

ÖZET

SAĞLIK ALANINDA X-IŞINI İLE DİJİTAL DİYAGNOSTİK GÖRÜNTÜLEMEDE DOĞRUSAL DİZİ DEDEKTÖRÜN RADYASYON DOZUNA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Mayıs 2018, 74 sayfa

X-Işını keşfinden günümüze kadar yaşamın her alanına girmiş, sağlık alanında ise hem görüntü kalitesinin artırılması hem de doz miktarının düşürülmesi en güncel uygulama hedefleri haline gelmiştir. Görüntüleme esnasında kaynaktan salınan fotonlar hastadan geçip dijital dedektöre ulaşır. Öte yandan özellikle kalın vücut dokularının görüntülemesinde dedektörden önce, saçılmış fotonların görüntü kalitesini düşürmelerini engellemek amacıyla saçılım önleyici kurşun ızgara gridin bulunması gerekir. Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümü imkân ve ekipmanları ile gerçekleştirilen bu araştırmada, kurşun ızgara plakaya ihtiyaç olmaksızın görüntü alabilen doğrusal dizi dedektörle, gereken doz miktarının düşürülebilmesi hedeflenmiştir.

ANAHTAR KELİMELELER: *Bilgisayarlı Radyogram (CR), Giriş Cilt Dozu (ESD), Düz Panel Dedektör (FPD), Lineer Dizilimli Dedektör (LAD), Tahribatsız Muayene (NDT)*

JÜRİ: Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR

ABSTRACT

THE SEARCH ABOUT THE AFFECT OF LINEAR ARRAY DETECTOR'S TO RADIATION DOSE IN DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Prof. Dr. Nuri ÜNAL

May 2018, 74 pages

X-Ray is being used in every aspect of life since its invention, both image quality improvement and the dose reduction have become the most recent targets in medical applications. During imaging process, photons that emitted by the source pass through the patient and reach the digital detector. On the other hand, especially for imaging the thick body tissues, the anti-scatter lead grid plate must be placed in front of the detector to prevent scattered photons from degrading the image quality. This research is performed in Akdeniz University Science Faculty Physics Department and it is aimed to evaluate the required dose by using a linear array detectors that is capable of image acquisition without the need for lead grid plate.

KEYWORDS: *computed radiography (CR), Entrance skin dose, (ESD), flat panel detector, (FPD), linear array detector, (LAD), non-destructive testing, (NDT)*

COMMITTEE: Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Asst. Prof. Dr. Tahir ÇAKIR

ÖNSÖZ

Sistemin üretiminde katkılarından dolayı Sn. Gürsel ÖZTÜRK ve Sn. Yüksel ÖZTÜRK'e teşekkür ederim.

X-ışınlı sistemler konusundaki çalışmalarında bana her türlü katkıda bulunan Sn. Bekir Sami ÖZTÜRK'e ve Sn. Ramazan AÇIK'a teşekkür ederim.

Bana her konuda katkılarından dolayı Sn. Cemil ŞAHİN'e teşekkür ederim.

Çalışmada gerekli cihazların kullanımı, gereken hesaplamaların yapılması ve bu tezin yazılımı üzerine katkılarından dolayı, Sn Prof.Dr. Nuri ÜNAL'a, Sn.Doç.Dr.Nina TUNÇEL'e teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Annem Samiye KOCAOVA'ya sabrı ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	4
2.1. Radyasyon	4
2.1.1. Elektromanyetik radyasyon	5
2.1.2. Parçacık radyasyonu	5
2.1.3. Radyasyonun maddeyle etkileşimi	5
2.1.3.1. Fotoelektrik Etki	6
2.1.3.2. Compton etkileşimi.....	7
2.1.3.3. Çift oluşumu.....	7
2.1.4. Radyasyon Dozimetrisi.....	7
2.1.4.1. Radyasyon Birimleri	7
2.1.4.2. Dozimetreler	9
2.1.4.3. Teorik olarak doz hesaplanması.....	11
2.1.4.4. Doz Hesaplama Yazılımları.....	12
2.1.5. Fantomlar	13
2.1.5.1. Fantom çeşitleri.....	13
2.1.5.2. Fantom yapımında kullanılan malzemeler ve özellikleri.....	16
2.1.6. İyonize edici radyasyonun biyolojik etkileri	18
2.2. Görüntülemeye X-ışınları.....	20
2.2.1. Röntgen tüpünde X-ışınlarının oluşumu.....	20
2.2.2. Konvansiyonel röntgen cihazı	22
2.2.3. Dijital dedektör tipleri.....	27
2.3. Diyagnostik görüntüleme	28
2.3.1. İyonize edici radyasyon ile görüntüleme.....	28

2.3.2. İyonize edici olmayan radyasyon ile görüntüleme	31
3. MATERYAL VE METOD	32
3.1. Doğrusal dizi dedektörlü radyografi sistemi	32
3.1.1. Röntgen tüpü.....	34
3.1.2. Güç kaynağı.....	36
3.1.3. Yüksek voltaj kabloları.....	38
3.1.4. Doğrusal dizi dedektör.....	39
3.1.5. Fan Beam kolimatör	41
3.1.6. Mekanik Gövde	43
3.2. Nova FAKonvansiyonel röntgen cihazı	47
3.3. Dozimetre	52
3.3.1. Best Medical TN-RD-90 MOSFET dozimetre.....	52
3.3.2. IBA CC04 iyon odası ve Dose 1 elektrometre	53
3.4. Fantomlar.....	55
3.5. METOD.....	55
4. BULGULAR.....	57
4.1. Doğrusal dizi dedektör ile antroformik fantom görüntüleme.....	59
4.2. Konvansiyonel Röntgen ile antroformik fantom görüntüleme.....	57
4.3. LAD ile konvansiyonel cihazda antromorfik fantom sonuçları kıyaslanması	60
4.4. Doz yazılımı	65
5. TARTIŞMA	67
5.1. Su fantomu ile yapılan çekimler.....	67
5.2. Magnifikasyon ESD ilişkisi.....	69
6. SONUÇLAR	71
7. KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Sağlık Alanında X-ışını ile Dijital Diyagnostik Görüntülemeye Doğrusal Dizi Dedektörün Radyasyon Dozuna Etkisinin Araştırılması” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

Tarih 23 / 05 / 2018

Hüseyin Yavuz KOCAOVA

İmzası

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

A	: Kütle numarası
A°	: Angström
Bq	: Becquerel
cGy	: SantiGray
Ci	: Curie
E	: Okunan ışınlama değeri
eV	: Elektron Volt
Gy	: Gray, SI biriminde soğurulan doz
I(0)	: X-ışınının ortama girmeden önceki ilk şiddeti
kVp	: Röntgen tüpüne uygulana potansiyel kilovolt (Kilovolt peak)
kg	: Kilogram
L	: Kalem tipi iyon odasının aktif uzunluğu
m	: Metre
mA	: Miliamper
mAs	: Miliampersaniye
N	: Radyoaktif atom sayısı
R	: Röntgen, ışınlama birimi
Rad	: Absorbe edilen dozun birimi
rem	: Eşdeğer doz
s	: Saniye
Sv	: Sievert
Z	: Atom numarası
w _R	: Radyasyon ağırlık faktörü

$a\mu$	: Atomik zayıflama sabiti
$e\mu$	: Elektronik zayıflama sabiti
μ	: Lineer zayıflama sabiti
μ_m	: Kütle zayıflama sabiti
ρ	: Maddenin yoğunluğu
μ_{tr}	: Enerji transfer sabiti
μ_{ab}	: Enerji absorpsiyon sabiti
ΔQ	: Aynı işaretli yüklerin toplamı
Δm_{air}	: Havanın kütlesi
ΔE_{ab}	: Absorbe olan enerji
Δm	: Maddenin kütlesi
λ	: Bozulma sabiti

Kısaltmalar

AAPM	: Amerikan Medikal Fizikçiler Organizasyonu
AEC	: Otomatik ışınlama kontrolü
BT	: Bilgisayarlı omografi
CR	: Bilgisayarlı radyografi
DICOM	: Medikal amaçlı dijital görüntüleme ve haberleşme
DR	:Dijital radyografi
ESD	:Giriş deri dozu
ESAK	: Giriş yüzek hava kerma
FPD	: Düz panel dedektör
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
IAEA	: Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı

INAK	: Gelen hava kerma
IMRT	: Yoğunluğu modüle radyoterapi
LAD	: Doğrusal dizi dedektör
MOSFET	: Metaloksit yarıiletken alan etkili transistör
NDT	: Tahribatsız muayene
SSD	: Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi
TLD	: Termolüminesans dozimetre
UNSCEAR	: Birleşmiş Milletler Atomsal Radyasyon Etkileri Bilimsel Komitesi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Klasik Direk Radyografi Cone Beam Işın	1
Şekil 1.2. Doğrusal dizi dedektörle radyografi	1
Şekil 2.1. Elektromanyetik radyasyon	4
Şekil 2.2. Radyasyonun maddeye olan etkilerine göre sınıflandırılması.....	6
Şekil 2.3. Fotoelektrik Etki.....	6
Şekil 2.4. Compton Etkileşimi.....	7
Şekil 2.5. İyon odası çalışma prensibi.....	10
Şekil 2.6. Mosfet içyapısı.....	10
Şekil 2.7. Mosfet dozimetrenin hastaya temsili uygulaması.....	11
Şekil 2.8 CalDoseX yazılımı menüsü.....	12
Şekil 2.9 a)Görüntüleme amaçlı göğüs fantomu b)Fantomun X-ışını görüntüsü.....	14
Şekil 2.10 a) Antroformik erkek fantomu b) Kafa bölgesi ve kesitleri c) X-ışını görüntüsü.....	15
Şekil 2.11. Su fantomu.....	16
Şekil 2.12. Radyasyonun dna ya verdiği hasar.....	18
Şekil 2.13. Radyasyonun dolaylı etkileşimi.....	19
Şekil 2.14. Röntgen tüpü iç yapısı.....	20
Şekil 2.15. Haube ve tüp.....	20
Şekil 2.16. Anot tungsten hedefte X-ışını oluşumu.....	22
Şekil 2.17. X-ışını üretici blok diyagramı.....	23
Şekil 2.18. Yüksek voltaj kabloları.....	24
Şekil 2.19. Manuel kolimatör.....	25
Şekil 2.20. Motorize iris kolimatörle pelvik bölgeden alınan görüntü.....	25
Şekil 2.21. Gridin saçılan ışınları durdurması.....	26
Şekil 2.22. a) Gridsiz Film b) Gridle çekilmiş film.....	26

Şekil 2.23. Grid-Buki.....	27
Şekil 2.24. a) İndirek DR dedektör; b) Direk DR dedektör.....	28
Şekil 2.25. Konvansiyonel radyografi cihazı.....	29
Şekil 2.26. Bilgisayarlı tomografi cihazı.....	30
Şekil 3.1. Doğrusal dizi dedektörlü Radyografi sistemi (LAD sistemi).....	32
Şekil 3.2. LAD görüntüleme sistemi.....	33
Şekil 3.3. Doğrusal dedektörlü Fan Beam Radyografi sistemi blok diyagramı.....	34
Şekil 3.4. TM80 RF güç kaynağı.....	36
Şekil 3.5. TM80 RF Kumanda Konsolu.....	36
Şekil 3.6. TM80 RF Yüksek Voltaj Tankı.....	36
Şekil 3.7. Bir adet Varex N4 X-ışını yüksek voltaj kablosu.....	38
Şekil 3.8. a) Cone beam FPD ile DR; b) Fan beam doğrusal dizi dedektörle DR.....	39
Şekil 3.9. Hamamatsu C9750 LAD.....	40
Şekil 3.10. Doğrusal Dizi Modül.....	40
Şekil 3.11. Fan beam kolimatör tasarım diyagramı.....	42
Şekil 3.12. Fan beam kolimatör.....	42
Şekil 3.13. Doğrusal hareket düzeneği.....	43
Şekil 3.14. LAD radyografi cihazı lineer yataklama.....	44
Şekil 3.15. Servo motorla doğrusal hareket düzeneği.....	44
Şekil 3.16. Demir atölyesinde mekanik aksam yapım aşamaları.....	46
Şekil 3.17. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı.....	47
Şekil 3.18 TN-RD-90 MOSFET dozimetre	52
Şekil 3.19 a) CC04 iyon odası; b) Dose 1 elektrometre.....	53
Şekil 3.20 Antroformik yetişkin erkek fantomu.....	55
Şekil 4.1 Doğrusal dizi dedektörlü röntgen cihazı ile yapılan örnek çekimler a) Kafa PA; b) Kafa Lateral c) Akciğer PA.....	57

Şekil 4.2. LAD ve Konvansiyonel sistemle Kafa PA ortalama X-ışın parametreleri.....	61
Şekil 4.3. LAD ve Konvansiyonel sistemle Kafa Lateral ortalama X-ışın parametreleri.....	61
Şekil 4.4. LAD ve Konvansiyonel sistemle Akciğer PA ortalama X-ışın parametreleri.....	62
Şekil 4.5. LAD ve Konvansiyonel sistemle Akciğer Lateral ortalama X-ışın parametreleri.....	62
Şekil 4.6. LAD ve Konvansiyonel sistemle Lomber PA ortalama X-ışın parametreleri.....	63
Şekil 4.7. LAD ve Konvansiyonel sistemle Lomber Lateral ortalama X-ışın parametreleri.....	63
Şekil 4.8. LAD ve Konvansiyonel sistemle Pelvis AP ortalama X-ışın parametreleri.....	64
Şekil 4.9. LAD ve Konvansiyonel sistemle tetkiklerin ortalama X-ışın parametreleri.....	64
Şekil 4.10. LAD ve Konvansiyonel sistemle tetkiklerin ortalama ESD değerleri.....	65
Şekil 4.11. Doz alan bölge gösterimi.....	65
Şekil 4.12. Doz yazılımı organ dozları gösterimi.....	66
Şekil 5.1. Su Fantomu.....	67
Şekil 5.2. Su fantomunda kabul edilebilir görüntü örneği.....	68
Şekil 5.3. Su Fantomuyla dozların kıyaslanması 10-30cm.....	68
Şekil 5.4. Su Fantomuyla dozların kıyaslanması 10-60cm.....	69
Şekil 5.5. Dedektörden 10cm uzakta multimetre fantom.....	69
Şekil 5.6. Dedektörden 50cm uzakta multimetre fantom.....	70

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Dozimetri Birimleri özet tablosu.....	9
Çizelge 2.2. Akrilik, polyester, su ve kasın fiziksel özellikleri.....	17
Çizelge 3.1. Rad-60 röntgen tüpü teknik özellikleri.....	35
Çizelge 3.2. TREX CONTINENTAL TM-80 RF X-ışını üretici teknik özellikleri.....	37
Çizelge 3.3. Varex N4 X- yüksek voltaj kablosu teknik özellikleri.....	38
Çizelge 3.4. Hamamatsu C9750T model doğrusal dizin dedektör teknik özellikleri.....	41
Çizelge 3.5. Fan Beam kolimatör teknik özellikleri.....	43
Çizelge 3.6. Doğrusal hareket yatağı teknik özellikleri.....	43
Çizelge 3.7. ATO130ST servo teknik özellikleri.....	44
Çizelge 3.8. LAD mekanik gövde özellikleri.....	46
Çizelge 3.9. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı röntgen tüpü.....	48
Çizelge 3.10. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı güç kaynağı.....	49
Çizelge 3.11. Otomatik kolimatör.....	49
Çizelge 3.12. Yüksek voltaj kablosu teknik özellikleri.....	50
Çizelge 3.13. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı mekanik aksam teknik özellikleri.....	50
Çizelge 3.14. Kurşun ızgara teknik özellikleri.....	51
Çizelge 3.15. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı yüksek voltaj kablosu teknik özellikleri.....	51
Çizelge 3.16. TN-RD-90 TLD teknik özellikler.....	53
Çizelge 3.17. İba marka CC04 model iyon odası teknik özellikleri.....	54
Çizelge 3.18. İba marka Dose 1 model elektrometre odası teknik özellikleri.....	54
Çizelge 3.19. Antroformik yetişkin erkek fantomu.....	55
Çizelge 4.1. LAD cihaza ait üretici değerleri.....	57
Çizelge 4.2 LAD cihazı tetkikler esnasında X-ışını değerleri.....	58

Çizelge 4.3. LAD cihazı tetkikler esnasında X-ışını doz değerleri.....	58
Çizelge 4.4. NOVA-FA Konvansiyonel Röntgen cihazı üretici değerleri.....	59
Çizelge 4.5. NOVA-FA Konvansiyonel Röntgen cihazı X-ışını değerleri.....	59
Çizelge 4.6. NOVA-FA Konvansiyonel Röntgen cihazı X-ışını doz değerleri.....	60

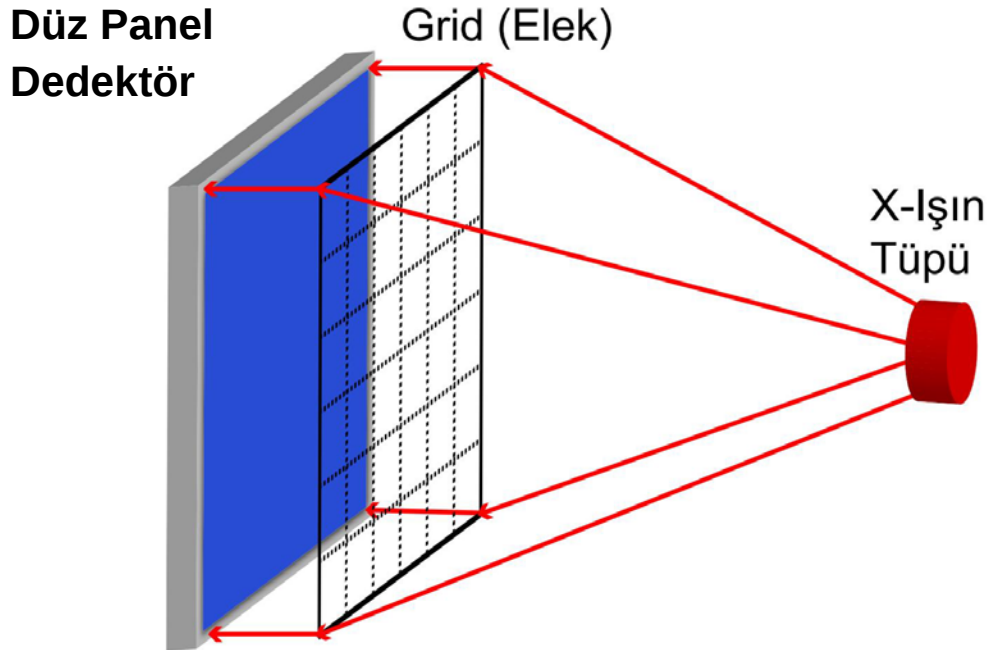


1. GİRİŞ

X-Işını ile görüntüleme, gelişen teknolojiyle birlikte yaşamın her alanına girmiş olmakla beraber, sağlık alanındaki uygulamalar başı çekmektedir. Günümüzde sağlık alanında X-Işını görüntüleme uygulamalarında görüntü kalitesinden ödün vermeden doz miktarının düşürülmesi temel hedeftir.

Sağlık fiziği alanında, radyasyon dozu, X-Işını görüntüleme cihazlarında, cilt giriş dozu , [*Entrance Skin Dose, (ESD)*] ölçülerek belirlenmektedir. Hasta doz hesaplamaları bu veriye dayanılarak yapılmaktadır.

Görüntülemelerde foton kaynağı olarak, hala X-Işını tüpü kullanılmaktadır. Buna karşın, günümüzde direk radyografide görüntünün algılanmasında alışılmış film teknolojisi yerini sayısal tabanlı algılayıcılara bırakmaktadır. Bu algılayıcılar hâlihazırda ya düz panel dedektör [*flat panel detector, (FPD)*] ile sayısal radyografi, [*digital radiography (DR)*] ya da bilgisayarlı radyografi [*computed radiography (CR)*] şeklindedir. Her iki sistemde de, özellikle kalın bölgelerin görüntülenmesinde ızgara plaka (Grid-Bucky) kullanımı gerekmektedir. Izgara plakanın kullanım amacı daha kaliteli görüntünün algılanması; işlevi de dedektöre dik gelen fotonların geçirilmesi ve istenmeyen açılarda saçılanların süzülmesidir. Fakat bu süzme işlemi aynı zamanda dik gelen fotonların bir kısmını da soğurur. Panel dedektörlerdeki bu yapısal sorunu çözmek için doğrusal dizi dedektörler önerilmiştir. Bu dedektörlerde ızgara plakalara ihtiyaç duyulmayacağından düşük foton enerjisiyle aynı kalitede görüntüleme imkanı doğmaktadır. Bu özelliğe sahip cihaz kullanılarak cilt giriş dozlarının ölçülmesi ve alışılmış yöntem sonuçlarıyla karşılaştırılması bu çalışmanın özgünlüğü olacaktır. Bu ülkemizde ilk defa yapılacaktır.

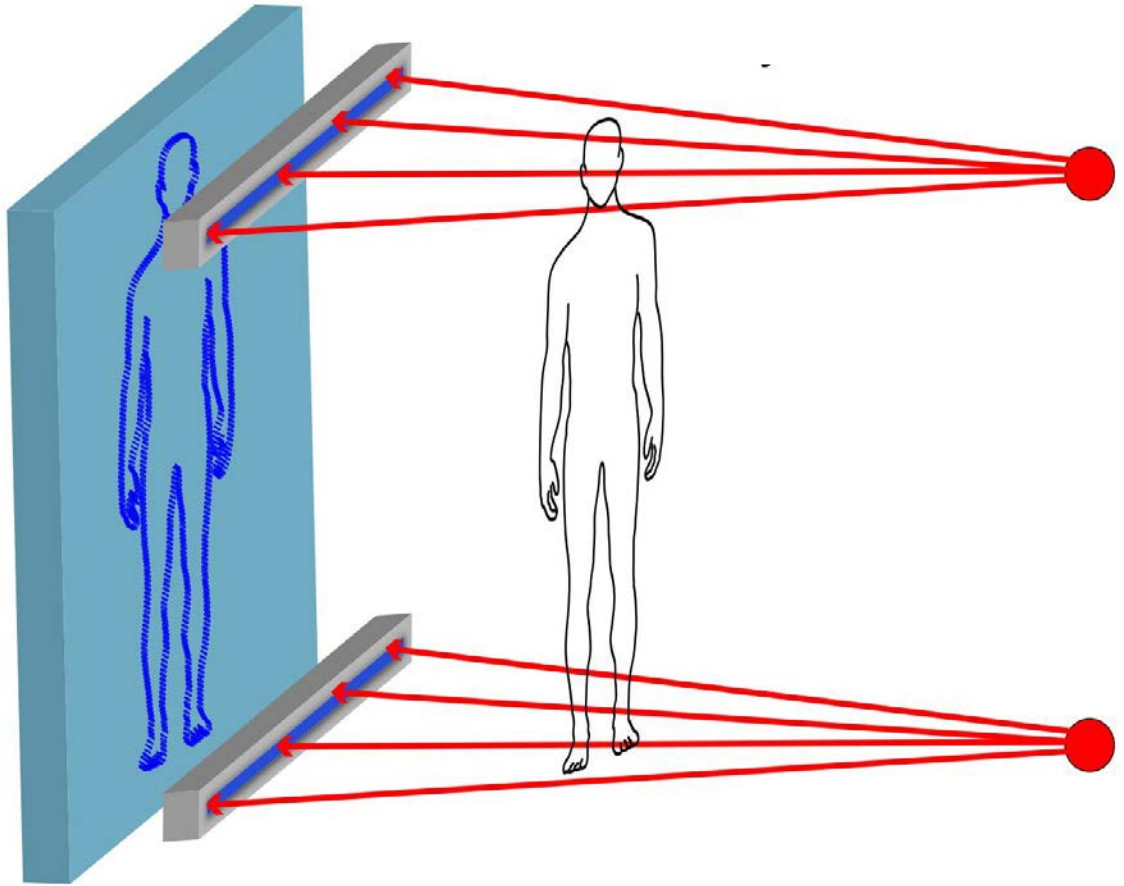


Şekil 1.1. Konvansiyonel Radyografi Cone Beam Işın

Yüzyılı aşkın süredir X-Işını görüntüleme amacıyla kullanılmaktadır. Fakat görüntüleme esnasında hasta iyonize radyasyon da almaktadır. Günlük hayatımızdaki toplam doz miktarındaki artışın önemli bir bölümü Röntgen çekimlerindeki artıştan kaynaklanmaktadır (IAEA 1996, ICRP 1996). Gelişmiş ülkelerde çekimler nedeniyle kişi başı alınan ortalama doz 0,2-2 mSv düzeyindedir. (UNSCEAR, 2000).

Sağlık alanındaki X-ışınlı görüntülemelerde eski röntgen filmi yada yeni dijital dedektörlerde, fotonlar hastanın vücudundan geçerken dokulardan yansıyacak ve saçılanlar farklı yönlerde gidecektir. Bunu gece maçlarında oyuncunun yerde pek çok gölgesinin belirmesine benzetebiliriz. Dolayısıyla görüntü netliğini sağlayabilmek için yansıyan fotonları durdurmak amacıyla kurşun elek sabit grid, ya da bu gridi sallayan buki bulunmalıdır.

Doğrusal dizi dedektör



Şekil 1.2. Doğrusal dizi dedektörle radyografi

Doğrusal dizi dedektör sisteminde yapısı gereği X-Işınları nesneye ve dedektöre aynı düzlemde gelir. X-Işını yelpaze şeklinde (Fan Beam) ve dedektör düzlemi üzerindedir. Bu durumda saçılan fotonlar dedektöre gelmediğinden grid ızgaraya ihtiyaç yoktur. (Yaffe vd.1997)

Öte yandan “doğrusal dizi ” dedektörde FPD’den farklı olarak, görüntüleme düzlemine dik yönde tarama hareketi yapar. Bu hareketten kaynaklanan olası titreşimlerden dolayı bu dedektörlerin materyal görüntüleme [*Non Destructive Testing*, (NDT)] dışında yaygın kullanımı henüz yoktur.

Çalışmamızda dörtlü doğrusal mekanik yatakta hareket edebilen aksam üzerine monte edilmiş doğrusal dizi dedektör ve Fan Beam olarak kolime edilmiş X-ışını kaynağı yardımıyla fantomlar kullanılarak konvansiyonel radyografi doz ölçümleri yapılmıştır.(Şekil 1.2) Aynı fantomlar konvansiyonel yapıdaki cihazla görüntülenmiş ve dozlar kıyaslanmıştır. (Şekil 1.1)

Konvansiyonel sistemlerde X-ışını cone beam şeklinde iken, doğrusal dizi dedektörde ise fan beam olarak uygulanır. Bu durumda farklı kolimasyon yapmak gereklidir. Burada dikkat edilmesi gereken dedektör alanını kapsayacak ve lezyonu görebilecek şekilde kolimasyon yapmaktır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Radyasyon

Kelime anlamı olarak yayılma anlamına gelen Radyasyon niteliği ve maddeyle etkileşimi açısından sınıflandırılır. Nitelik olarak elektromanyetik veya parçacık; maddeyle etkileşimi açısından da iyonize edici ve iyonize edici olmayan radyasyon olmak üzere sınıflandırılır. Gözle görülebilen ışık, kızılötesi, ultraviyole ve X ışınları elektromanyetik radyasyona örnek verilebilir.

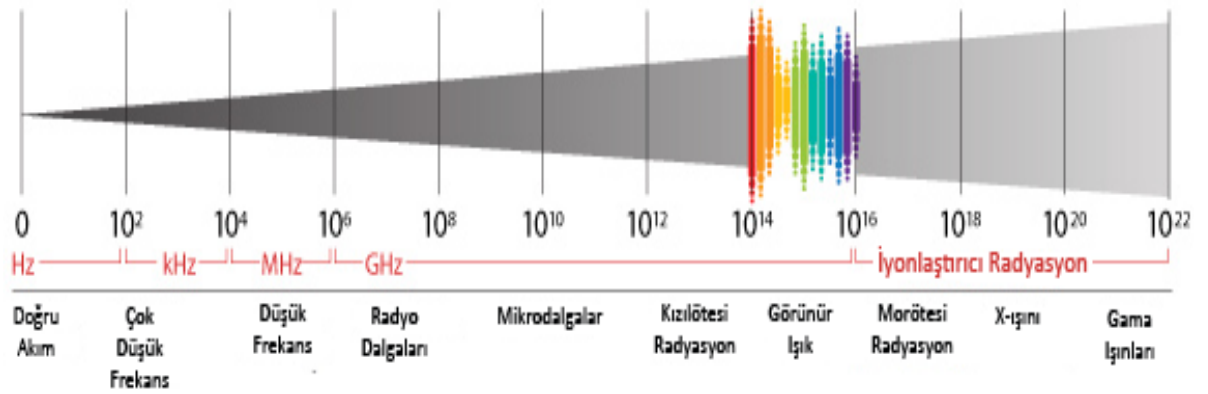
Elektronlar, pozitronlar, protonlar ve nötronların sebep olduğu radyasyona da parçacık radyasyonu denir.

2.1.1. Elektromanyetik radyasyon

Elektromanyetik spektrumda dalga boyu azalıp frekans arttıkça dalganın enerjisi artıyor demektir. Yüksek enerjili elektromanyetik dalgalar bir maddeye çarptıkları zaman önemli etkileri olabilir.

Elektromanyetik dalgalar, aynı su dalgaları gibi, genlik, dalga boyu (λ), frekans (ν) ve hızlara sahiptir. Dalga boyu, benzer noktalar arasındaki mesafedir. Bu iki tepe noktası ya da iki sönüm noktası olabilir. Frekans, tüm dalga salınımlarının birim zamandaki sayısıdır. Dalganın hızı, frekans ve dalga hızının çarpımıyla bulunur. (Dance 2014)

Frekans (Hz)



Şekil 2.1. Elektromanyetik radyasyon

Vakum bir ortamda elektromanyetik dalgaların hızı sabittir ve ışık hızına eşittir.

$$c = \lambda \nu \quad (2.1)$$

X-ışınları için dalga boyu nanometre düzeyindedir. X-ışın demetindeki her bir fotonun enerjisi:

$$E = h\nu \quad (2.2)$$

Burada h Planck sabitidir. Görüntülemeye foton enerjisi genelde keV olarak ifade edilir. 1 eV, bir elektronun 1V luk bir potansiyel tarafından ivmelenmesiyle kazandığı enerjidir.

2.1.2. Parçacık radyasyonu

Parçacık radyasyonu atom altı parçacıkların çok yüksek hızlarda yaydığı enerjidir. Parçacık radyasyonu aynı ışık ışını gibi aynı yönde giden parçacık ışını tarafından gerçekleştirilir. Protonlar, nötronlar, nötrino, meson ve muon gibi parçacıkların radyasyonu olduğu halde radyografik görüntülemeye bizi ilgilendiren sadece elektronlardır. (Sigmund 2014)

Bir elektron 9.109×10^{-31} kg kütle ve 511 keV durağan enerjiye sahiptir.

X-ışınlı görüntülemeye hızlandırılmış elektronlar fotonların üretiminde rol alsalarda doğrudan kullanılmazlar.

2.1.3. Radyasyonun maddeyle etkileşimi

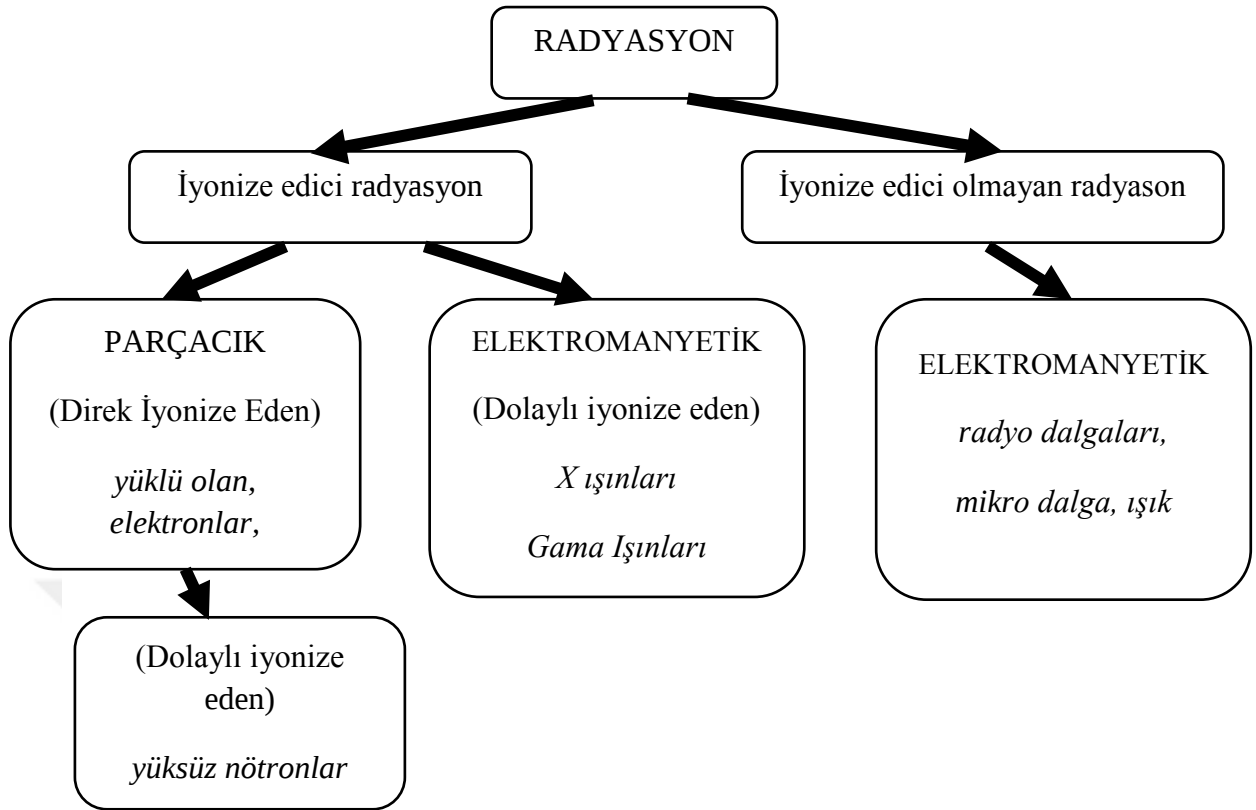
Elektromanyetik radyasyon enerjisine parçacık radyasyonu da sahip olduğu enerji ve atomik yapısına göre maddeyle etkileşir. Şekil 2.2 de gösterildiği gibi bu etkileşim açısından:

- a) **İyonize etmeyen radyasyon:** Radyo dalgaları, mikrodalgalar, infrared ve görülebilir ışık gibi elektromanyetik radyasyonların madde üzerinde iyonlaştırıcı etkisi bulunmaz
- b) **İyonize edici radyasyon:** İyonize edici radyasyon da maddeyi direk iyonize etmesi ve dolaylı olarak iyonize etmesiyle yine ikiye ayrılır

Direk iyonizasyon radyasyonu oluşturan yüklü parçacıklar tarafından maddenin yörüngesel elektronlarıyla etkileşimle oluşturulur.

Dolaylı iyonizasyon ise yüksüz nötronlar yada X-ışını radyasyonunda oluşur ve iki aşamalı olarak gerçekleşir. Yani X ışınları maddeyi dolaylı olarak iyonize eder. X ışınlı görüntülemeye dokuda oluşan iyonizasyon fotoelektrik etki veya Compton etkisi ile gerçekleşir.

Bu etkiler sonucunda X-ışını dokuda elektronları serbest bırakır. Devamında ise bu serbest bırakılan elektronlar maddenin atomlarının yörünge elektronlarıyla etkileşerek enerjilerini dokuya bırakırlar.



Şekil 2.2. Radyasyonun maddeyle etkileşimine göre sınıflandırılması

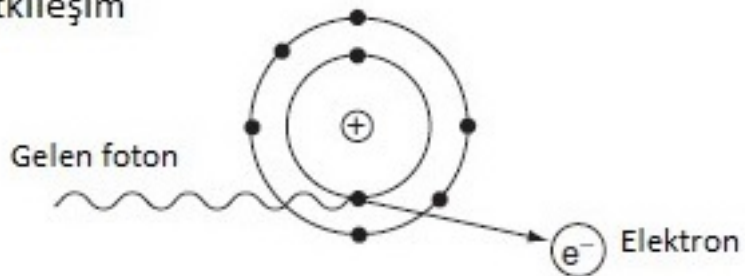
X ışını enerjisine göre maddeyle etkileşime girerek iyonize ederler. Bunlar:

2.1.3.1. Fotoelektrik Etki

X ışını soğuran maddenin dış yörüngelerindeki (K,L veya M) bir elektronla etkileşerek tüm enerjisini aktarır. Aktarılan enerji elektronun bağ enerjisini aşar ve onu kendi yörüngesinden koparır. (Şekil 2.3)

$$E_2 = h\nu_0 - E_1 \quad (2.1)$$

Fotoelektrik etkileşim

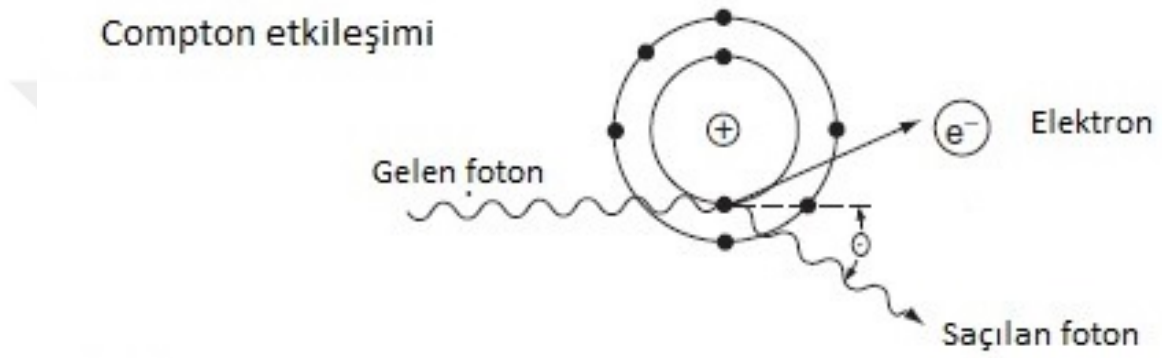


Şekil 2.3. Fotoelektrik Etki

Burada E_2 yörüngeden koparılan elektronun kinetik, $h\nu_0$ fotonun kinetik, E_1 ise elektronun bağ enerjisidir. Dolayısıyla atomun bir elektronu eksilmiş ve iyonize olmuştur. Sökülen bu elektronun yeri, bir üst yörünge elektronu tarafından doldurulurken potansiyel enerji azalır. Bu yüzden foton salınımı ile karakteristik radyasyon oluşur ve enerji dengelenir.(Dance 2014)

2.1.3.2. Compton etkileşimi

Compton olayı; orta enerjili ışının atom numarası düşük madde ile etkileşiminde görülür. Foton, atomun yörüngelerinden bir elektron söker ve enerjisi azalmış bir şekilde yön değiştirerek yoluna devam eder. (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Compton Etkileşimi

Elektrondan boşalan yer, dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulurken karakteristik radyasyon ortaya çıkar.

2.1.3.3. Çift oluşumu

Çift oluşumu için gelen foton enerjisi $h\nu_0$, $1,02 \text{ MeV} < h\nu_0 < 5 \text{ MeV}$ aralığında olduğunda gerçekleşir. Diyagnostik görüntülemelerde kullanılan X-ışını fotonlarının enerjisi Radyoterapide kullanılabilecek kadar düşük değildir. Bu yüzden çift oluşumuna diyagnostik görüntülemelerde rastlanmaz

2.1.4. Radyasyon Dozimetrisi

Radyasyon dozimetrisinde önce birimler, sonra ölçümde kullanılan dozimetre sistemleri, fantomlar ve bilgisayar yazılımları incelenecektir.

2.1.4.1. Radyasyon Birimleri

Hava Kerma

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements-Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu) radyasyon birimlerini SI sistemine göre

geliştirmiştir. SI birimleri ABD dışında kullanılmaktadır. Hava Kerma, X ışını yoğunluğunu tanımlamak için kullanılan SI birimidir. **Hava Kerma birim kütle için salınan kinetik enerji demektir.** Bu yoğunluk ışın içindeki foton sayısı ile doğru orantılıdır. Hava Kerma X-ışını fotonlarından elektronlara transfer edilen kinetik enerjidir ve J/kg ile ifade edilir. (Huda 2014) **1Jkg =1 GrayGy)**

Hava kerma değeri x_ışını kaynağından olan uzaklığa bağlı olarak ters kare yasasına uyar.

Işınlama

Işınlama, bir SI birimi olmayıp, X-ışını tarafından birim kütlece serbest bırakılan elektronların toplam yüküdür ve **X-ışın yoğunluğunu gösterir.** Birimi röntgen (R) dir. **1R= 2,58x10⁻⁴ C/kg.** 1 R, hava kerma olarak 8.7mGy eşittir ve yaklaşık 10 mGy olarak kabul edilir

Doz

Doz (D) dokuda birim kütle başına (M), alınan radyasyon enerjisidir (E).

$$D = \frac{E}{M} \quad (2.2)$$

SI sisteminde birimi **gray (Gy)** dir. Bir gray kg başına alınan 1J enerjiyi ifade eder. SI dışındaki sistemlerde **rad** ile ifade edilir. **1 Gy=100 rad ve 1 rad = 10mGy** dir.

Toplam Doz

Toplam doz hastanın (mJ) olarak aldığı toplam enerjidir. X-Işını normalde çok az bir enerji bırakır fakat bu enerji iyonize edicidir ve bu durum DNA gibi biyolojik moleküller üzerinde olumsuz etkiler yapabilmektedir.

Eşdeğer Doz

Eşdeğer doz (H) farklı tipteki radyasyonlar sonucu oluşan biyolojik hasarı gösterir. Örneğin aynı dozda alfa ışını, X-ışınına göre çok daha fazla biyolojik hasara yol açar. Eşdeğer doz matematiksel olarak

$$H = D \times w_R \quad (2.3)$$

ifade edilir. Burada D doz, w_R ise tartım faktörüdür. Eşdeğer doz birimi Sv (Sievert) dir. w_R nin burada bulunması farklı radyasyonların etkilerinin kıyaslanabilmesine imkan verir. (Huda 2014)

Çizelge 2.1 Dozimetri Birimleri özet tablosu

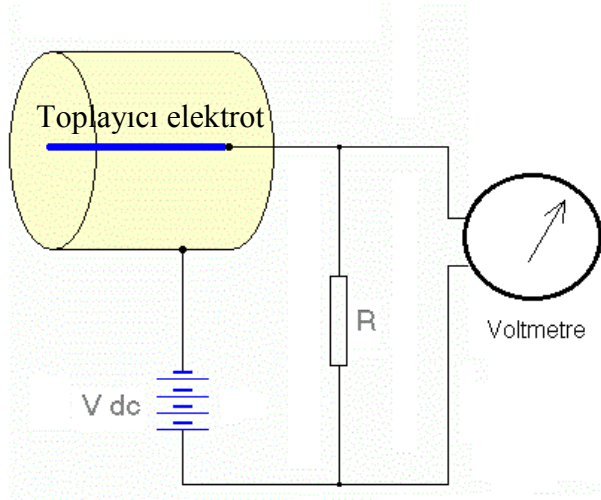
Nitelik	Birim	İçerik
Hava Kerma	mGy	$K = \frac{dE}{dm}$
Işınlama	C/kg veya röntgen	$X = -\frac{\Delta Q}{\Delta m_{air}}$
Doz	mGy veya rad	$D = -\frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$
Eşdeğer doz	mSv veya rem	$H = D \times w_R$

2.1.4.2. Dozimetreler

Doz ölçümünde kullanılan cihazlar dozimetre olarak adlandırılır. Dozimetreler, ışınların çeşitli etkilerine göre ölçüm yapar. Ayrıca, kullanım yerlerine göre de farklı dozimetreler mevcuttur.

İyon odaları

Bir iyonizasyon odası çalışma prensibi olarak, iletken silindirik bir dış duvarla çevrili ve merkezi bir toplama elektroduna sahip olan hava veya özel gaz dolu bir haznedir. Kaçak akımı oluşma ihtimalini azaltmak için duvar ve toplama elektrodu arasında yüksek seviyede bir yalıtım bulunmaktadır. (Şekil 2.5)



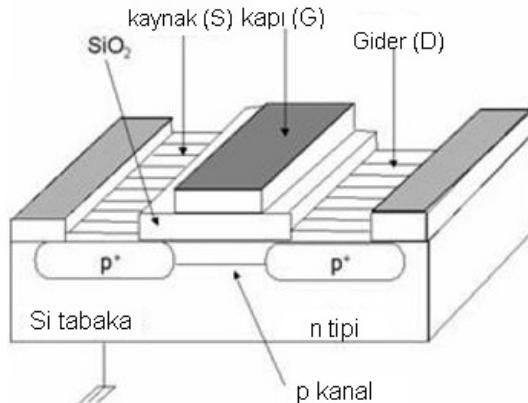
Şekil 2.5. İyon odası çalışma prensibi

Odadan gaz kaçağı olmaması için iyon odasına genellikle koruyucu bir elektrot eklenmiştir. Koruyucu elektrot kaçak akımın önünü keserek toplama elektroduna ulaşmasını engeller. Bu aynı zamanda odadaki gazın dağılımında homojenlik sağlar.

Bu yöntem, iyonize edilen gaz atomlarından serbestleşen elektronların elektrik sinyaline dönüştürülerek ölçülmesi yöntemidir. Serbestleşen elektronların, cihazın elektrotuyla teması sonucu bir elektrik sinyali oluşur. Silindir şeklindeki haznenin ortasında bulunan toplayıcı elektrotta ölçülen voltaj farkı yükseltilerek gösterilir. Dolayısıyla bu değerin doğru bir skalada gösterimi radyasyonun iyonizasyon değerini verecektir. (Izewska 2005).

Yarıiletken MOSFET dozimetreler

Yüksek algılama hassasiyetine sahip olan mosfetler, küçük boyutları ve ışıını zayıflatmamaları nedeniyle doz ölçümünde öne çıkmaktadır. Mosfet dozimetre eşik değerin soğurulan dozun doğrusal fonksiyonu olarak ifade edilmesi prensibine göre çalışır. Oksit bölgeye çarpan iyonize radyasyon bu bölgenin yüklenerek eşik voltajının değişmesine sebep olur. Toplam doz ışınlama esnasında ya da sonrasında ölçülebilir. Mosfetler ışınlama esnasında bir ön gerilime ihtiyaç duyarlar. Belirli bir kullanım ömürleri vardır. (Dance 2014)



Şekil 2.6. Mosfet içyapısı

Işınlama sırasında bias potansiyeli uygulanır.

- Tek bir MOSFET dozimetre, radyasyonun düzenliliğine bağlı olarak foton ve elektronların tüm enerji aralığını ölçebilir. Ancak MV enerjili ışınlarda doğrulamaya ihtiyaç duymaz ve tek bir kalibrasyon faktörüyle kullanılabilirler.
- MOSFET'ler küçük eksenel anizotropi sergiler (360° için $\pm\% 2$) ve doz oranı düzeltmeleri ihtiyaç göstermezler.



Şekil 2.7. Mosfet dozimetrenin hastaya temsili uygulaması

- Diyotlara benzer şekilde, tekli MOSFET'ler sıcaklık bağımlılığı sergilerken, bu etki özel olarak tasarlanmış çift dedektör MOSFET sistemleri ile aşılmıştır.
- MOSFET'ler son birkaç yıldır çeşitli radyoterapi uygulamalarında rutin hasta dozu ölçümlerinde ve brakiterapi, TBI, yoğunluğu modüle radyoterapi (IMRT), intraoperatif radyoterapi ve radyocerrahi kullanılmaktadır.

İyon odaları ve Mosfet dozimetreler dışında, sıvılı, film içeren, radyolüminesans, termolüminesans, nötron ve elektron dozimetreleri de mevcuttur.

2.1.4.3 Teorik olarak doz hesaplanması

Klasik bir Röntgen sisteminde cilt giriş dozu aşağıdaki bağıntıyla hesaplanır: (Davies 1997)

$$ESD = S \cdot mAs \cdot \left(\frac{kVp}{80}\right)^2 \cdot \left(\frac{1}{d}\right)^2 \cdot B \quad (2.3)$$

Burada (bağıntı 2.3) S X-Işını tüp çıkışında tanımlanan hava dozu (uygun dozimetre cihazı ile ölçülecek) , mA tüp akımı, s şutlama süresi, kVp tüp gerilimi, d metre olarak kaynak cilt mesafesi, B geri saçılma (back scatter) faktörü, ESD ise hasta cilt giriş dozudur.

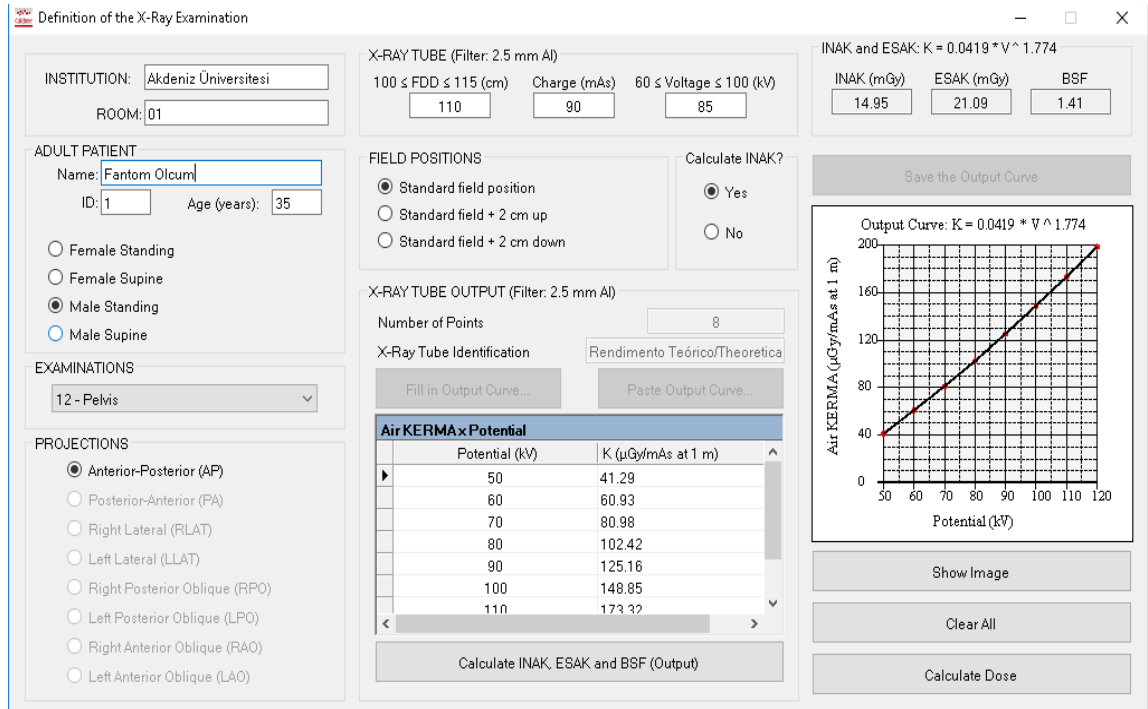
Doğrusal dizi dedektörde ise, ışınlama esnasında, tüm vücut değil, fan beam ışının geldiği bölge doz alır. Bu yüzden dedektörler, çekim bölgesinin orta noktasına yerleştirilerek çekimler yapılmalıdır.

Böylece bu bölgeye ulaşan merkez ışın haricinde saçılan fotonlar da dedektöre ulaşacak ve bütün radyasyonun ölçümü yapılmış olacaktır.

Ölçüm dışında yapılacak hesaplamada bu durum göz önüne alınacak ışınlama süresi merkez ışının bölgeden geçiş süresi esas alınarak yapılacaktır.

2.1.4.4. Doz Hesaplama Yazılımları

Radyoterapi ve bilgisayarlı tomografi dozlarında doz hesaplama yazılımları çok önemli bir yer teşkil etmektedir. Radyoterapide ışınlama planlaması bu tür yazılımlar ile yapılır. Bu yazılımlar yüzey ve organ dozlarını hesaplayarak planlamanın güvenli bir biçimde gerçekleştirilmesini sağlar. Bu yazılımlardan CalDoseX grafik özellikleri ve detaylı organ dozu analiziyle dikkat çekmektedir. (Kramer 2012)



Şekil 2.8 CalDoseX yazılımı menüsü

2.1.5. Fantomlar

Fantomlar radyolojide insan modellenmesi için kullanılan malzemelerdir. Fantomlar ile iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonla araştırmalar yapılır. Radyoloji, radyoterapide, nükleer tıpta ve radyasyondan korunmada kullanılırlar. Bunların tasarımında insan dokusuna yakın doku kullanılarak hem görüntüleme hem de tedavi amaçlı doz ölçümlerinde kullanılır, dolayısıyla radyasyon dozimetrisi çalışmalarının temel unsurlarından birini oluştururlar.

Radyasyon dozimetrisi için ilk standart fantom tasarımı Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm biriminin 1963 yılında yayınladığı 10. raporda (ICRU 1963) savunulmuş ve 23 no'lu yayınında tanımlanmıştır (ICRU 1973).

Fantomların sahip olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir:

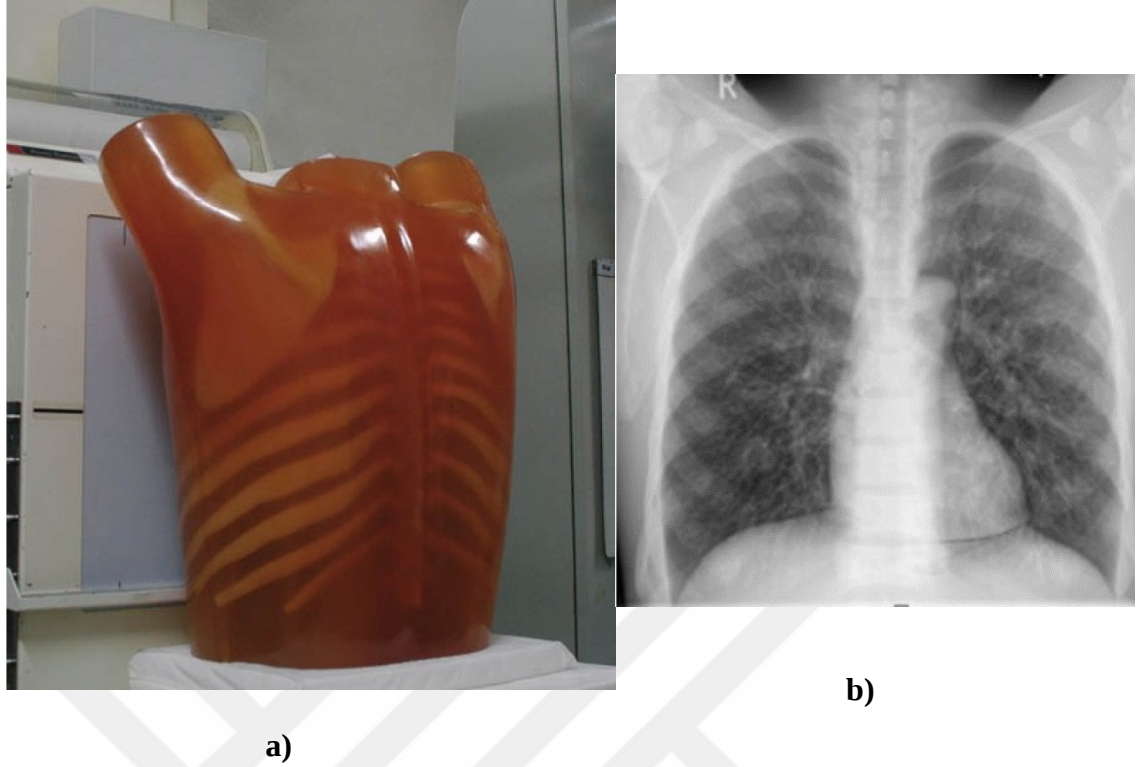
1. Fantomun geometrisi ve fiziksel ölçüleri kullanılacağı çalışma için uygun ebatta olmalıdır.
2. Fantom yapımında kullanılan malzeme, canlı dokuyu temsil edeceğinden kütle yoğunluğu, doku bileşimi ve atomik özellikleri bilinmelidir.
3. Üzerinde kullanılacak olan iyon odası dedektörleri için fantom üzerinde kavite bulunması doz ölçümlerinde avantaj sağlayacaktır.
4. Işınlamalar sonucunda dokusal deformasyona uğramaması gerekmektedir.
5. Antroformik yapı zamanla boyutsal açıdan deforme olmamalıdır.

2.1.5.1. Fantom çeşitleri

Kullanım amaçlarına bağlı olarak fantomların tasarımları ve üretildikleri malzemenin yapısı farklılık göstermektedir. Kullanım amaçlarına göre fantomlar görüntüleme, cihaz kalibrasyon ve doz ölçümü olmak üzere şöyle incelenebilirler. (ICRU 1992)

Görüntüleme amaçlı tasarlanmış fantomlar; radyolojide diyagnostik görüntü kalitesinin araştırılmasında kullanılır. Bir görüntüleme fantomu üzerinde kemik doku, dişler, organlar ve bütün dokusal detayları barındırabilir. Bu fantomlar ayrıca X-ışını özelliklerini, dedektör algılama düzeyini ölçecek yapıda tasarlanabilirler.

Görüntüleme amaçlı fantomlar eğer insan yapısında üretilmişlerse buna insana benzer anlamında antroformik fantom denir. Bunlar, yetişkin erkek, yetişkin kadın ya da çocuk yapısında üretilirler. Bu sayede hem doz ölçüm ve X-ışını parametrelerinin ayarlanmasında hem de dedektör kalibrasyonu yapılmasında kullanılabilirler.



Şekil 2.9. a)Görüntüleme amaçlı göğüs fantomu ; b)Fantomun X-ışını görüntüsü

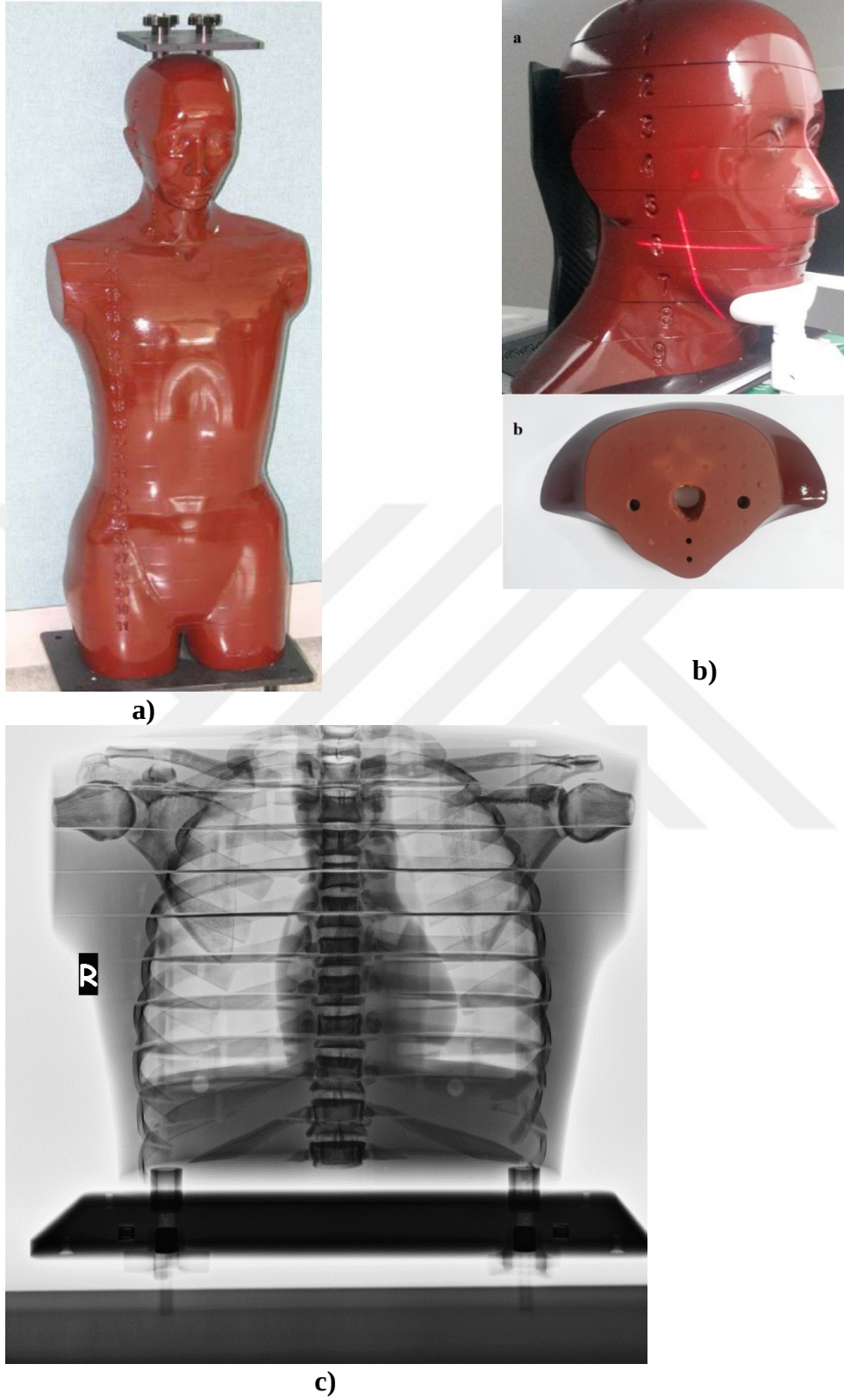
Bu şekilde anatomik özelliğe uygun olarak gerekli farklar ve görüntü kontrastı test edilir (DeWerd 2014).

Kalibrasyon fantomu; radyasyon detektörlerinin yanıtının ve dijital görüntülerden elde edilen sayısal bilgilerin değerlendirilmesinde kullanılır. Aktif ve aktif olmayan olmak üzere iki çeşidi vardır. Aktif kalibrasyon fantomları bilinen miktarlarda belirlenmiş radyonüklid madde içerirler. Aktif olmayan fantomların ise sadece radyasyon etkileşim özellikleri vardır.

Dozimetrik Fantomlar; yine insan bedeninin tümü ya da bir bölümünü modelleyen bir geometride soğrulan doz ölçümleri için kullanılır. İnsan vücudunda doz ölçümü yapmak, fantom dedektörlerini yerleştirmek problem yaratacağından fantomda belirlenmiş bir noktadaki soğrulan doz radyasyon detektörleri ile ölçülür (ICRU 1992).

Antroformik (insan biçiminde) fantomlar hem doz ölçümleme hem de görüntüleme amaçlı kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Burada yetişkin erkek, kadın veya çocuk anatomisinde üretilen fantomların içyapılarında da kemik ve yumuşak doku, dişler, hatta damarlara ait detaylar X-ışını ile görüntülenebilecek şekilde tasarlanmıştır.

BT veya AEC ayarlamalarında kullanılan su fantomu veya akrilik fantomlar X-ışını ve dedektörü kalibre etmek amacıyla kullanılırlar. Bunlar yekpare yapıda olabildikleri gibi monte edilebilen katlı yapıda da olabilirler.



Şekil 2.10. a) Antroformik erkek fantomu; b) Kafa bölgesi ve kesitleri; c) X-ışını görüntüsü

Şekil 2.10.a da yetişkin erkek fantomu görülmektedir. 2.10.b kesitlerin üst üste konularak birleştiğinde oluşan kafa bölgesi ve 2.10.c de ise fantomun X-ışını görüntüsü görülmektedir.

2.10.b deki erkek antropomik fantom aslında ayrı ayrı 1 inç kalınlığında parçalardan oluşur. Ortada görülen boşluğa dozimetre dedektörleri yerleştirilebilir.

2.1.5.2. Fantom yapımında kullanılan malzemeler ve özellikleri

Fantomların kullanımı sırasında önemli bir konu da fantomun yapımında kullanılan malzemelerin özellikleridir. Fantom ile gerçekleştirilecek olan gerçeğe en yakın görüntü ve doz değerlendirmesi, fantomda insan yapısı ve dokusuna en yakın benzeşime sahip olan malzemelerin kullanılması ile mümkün olur. Ayrıca insan dokuları arasında da X-ışına gösterdiği tepki açısından da önemli farklılıklar bulunur. Eğer fantom çoğunlukla incelenen dokuların atomik bileşenine ve kütle yoğunluğuna benzer değerlere sahipse, doz transferindeki belirsizlik de en aza indirilebilir. İnsan vücudunun %80 e yakını sudan oluşur dolayısıyla ortalama yoğunluğu, 1 g/cm^3 'ün altında ama 1 g/cm^3 'e çok yakındır. Bu durum bu yoğunluğa sahip dolgu elemanların fantom malzemesi olarak kullanılmasının tercih edilmesine neden olmuştur.



Şekil 2.11. Su fantomu

Temel dozimetre protokollerinde dozimetri fantomu için materyal olarak su önerilir ve doz kalibrasyonu için referans olarak alınır. Şekil 2.11 de görülen fantomda suya ek olarak akrilik ve polyeater plastiğin de kullanıldığı görülmektedir. Fakat bunlar suyu istenilen doku kalınlığında konumlandırabilmek için kullanılır, çünkü asıl fantom ürünü sudur.

Fantom yapımında kullanılan malzemelerde bulunması gereken özellikler; fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler olmak üzere üç gruba ayrılabilir.

• Fiziksel Özellikler

Fantomun imal edileceği malzemelerin özellikleri, kütle yoğunluğu (g/cm^3), ortalama efektif atom sayısı (Z_{ef}), elektron yoğunluğu (e^-/g), kütle – enerji soğurma katsayısıdır (μ/ρ) (Çizelge 2.3). Bu özellikler radyasyonun soğurulması ve saçılmasında etkili olan faktörlerdir.

Fiziksel yoğunluk ve ortalama atom sayısı malzemenin doku eşdeğerliliğinin kaba bir değerlendirmesini yapar. Bunlar ortamla ilgili parametrelerdir ve atomik etkileşimler ile çekirdek etkileşimlerini belirlerler. Bu parametreler malzemenin fiziksel özelliklerini verirler fakat radyolojik özellikleri hakkında çok az bilgi verirler. Elektron yoğunluğu malzemenin radyasyonla etkileşmelerinin nasıl olacağı konusunda daha detaylı bilgi verir. Doku eşdeğerliliğini ölçmek için daha yaygın olarak kullanılan parametre kütle – enerji soğurma katsayısıdır. Bu katsayı enerjinin ne kadar dokuyu iyonize edeceğini gösterir. (Shikhaliev 2012)

Çizelge 2.2. Akrilik, polyester, su ve kasın fiziksel özellikleri.

Madde Özellikleri	Akrilik	Polyester	Su	Kas
Yoğunluk	1.17	1.04	1.00	1.00
Efektif. Atom Sayısı	6.24	5.62	7.22	7.10
Elektron yoğunluğu	3.253×10^{23}	3.243×10^{23}	3.346×10^{23}	3.32×10^{23}

• Kimyasal Özellikler

Malzemenin kimyasal özelliklerinden biri homojen yapıdaki bozulmadır. Fantomların üretimi esnasında kullanılan malzemede, kalan hava kabarcıklarından dolayı homojen yapıdaki bozulma en fazla %1' i olabilir. Bu yüzden uçucu solventler içeren plastikler yapımda kullanılmaz. Eğer fantomda birden fazla doku eşdeğeri madde kullanılıyorsa bu maddeler arasında kimyasal reaksiyon meydana gelmeyecek biçimde tasarlanır. Sürekli ışınlamalar sonucunda malzemeler bozulmayacak ve fantom boyutsal yapısını kaybetmeyecek şekilde üretilir. (ICRU 1992)

• Biyolojik Özellikler

Fantomun yapıldığı malzemeler hem üretim hem de kullanım şartları göz önüne alındığında biyolojik açıdan toksik, kanserojen veya alerjen içeriğe sahip olmamalıdır. Zaman içerisinde yapısında bakteri ürememesi açısından gereken bir bakteri önleyici ile temizlenmelidir. Su fantomunda dezenfektan ürünlerin suyun iyonize radyasyona karşı yapısal özelliklerini değiştirebileceğinden, her gün suyun değiştirilmesi gereklidir. Doz ölçüm işlemlerinin bitmesiyle fantom haznesinin boşaltılarak kurulması ve kuru bir şekilde saklanması gerekmektedir. (ICRU 1992)

2.1.6. İyonize edici radyasyonun biyolojik etkileri

İyonize radyasyon atomların, moleküllerin, hücrelerin, dokuların, organların ve tüm vücut ve dolayısıyla sağlığın genel durumunu olumsuz etkileyebilir. Her ne kadar radyasyonun canlı hücreler üzerindeki etkisi açısından biyolojik etkiyi düşünmeye eğilimliyse de gerçekte, iyonlaştırıcı radyasyon, tanım olarak, sadece atomlarla iyonlaşma adı verilen bir işlemle etkileşir. Böylece, tüm biyolojik hasar etkileri, hücreleri oluşturan atomlarla radyasyon etkileşimlerinin sonucuyla başlar.

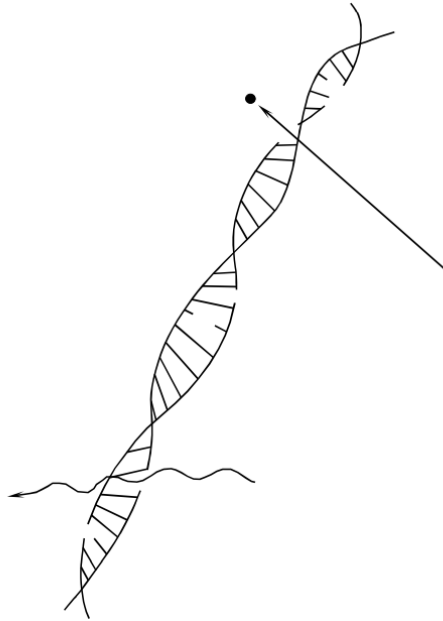
Sonuç olarak, insanlar üzerindeki radyasyon etkileri en düşükten en yüksek seviyelere doğru ilerler, atomun iyonizasyonu genel sağlığın bozulması hatta ölüme kadar gidebilir. Her ne kadar gözlenen bütün biyolojik sorunlar radyasyonun atomlarla etkileşimi ile oluyorsa da radyasyonun nihayetinde hücreleri etkilediği iki mekanizma vardır. Bunlar:

Radyasyonun direk etkileri,

Radyasyonun dolaylı etkileri

olarak adlandırılır.

-Radyasyonun direk etkileri

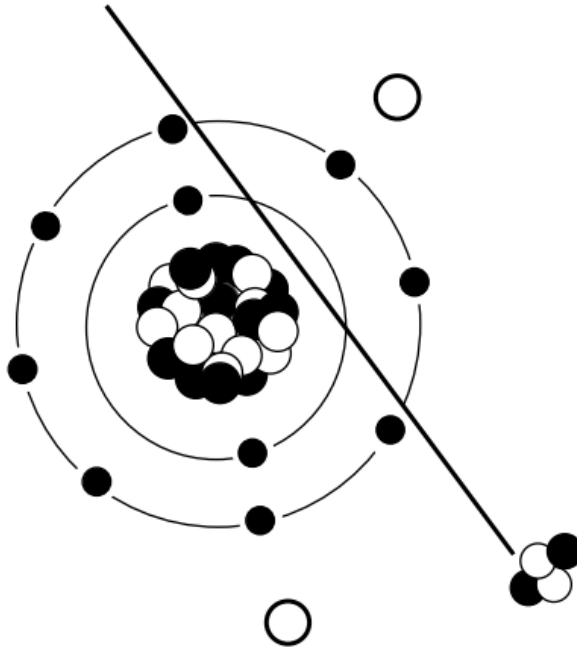


Şekil 2.12. Radyasyonun dna ya verdiği hasar

Eğer radyasyon DNA (deoksiribo nükleit asit) molekülünün atomları dolayısıyla hücrenin hayati bileşenleri ile etkileşirse bu iyonizasyon doğrudan bir etki olarak adlandırılır. Bunun neticesinde hücre DNA'sında tahribat olabilmektedir. DNA tahribatı ise günümüzün en önemli sağlık problemlerinden biri olan kanserin sebepleri arasında sayılmaktadır.(Şekil 2.12)

Böyle bir etkileşim hücre içi mekanizmaları dolayısıyla da hayatta kalabilmesini etkileyebilir. Eğer etkilenen atom sayısı belli bir düzeyin üzerine çıkar ve kromozomlar düzgün bir biçimde tekrarlanamazsa veya DNA molekülünün taşıdığı bilgide önemli bir değişiklik olursa, hücre hayatta kalma yeteneğini kaybederek direk iyonizasyon sonucunda ölür. (Adhikari 2012)

-Radyasyonun dolaylı etkileri:



Şekil 2.13. Radyasyonun dolaylı etkileşimi

Bir hücre radyasyona maruz kalırsa, radyasyonun DNA molekülü ile etkileşime girme dolayısıyla direk etkileşim olasılığı, DNA'nın hücre içinde çok küçük bir hacimde olması nedeniyle çok düşüktür. Ancak, her bir hücre, insan vücudunun genelinde olduğu gibi, çoğunlukla sudan oluşur. Bu nedenle, radyasyonun su ile etkileşime girmesi daha yüksek bir olasılıktır.

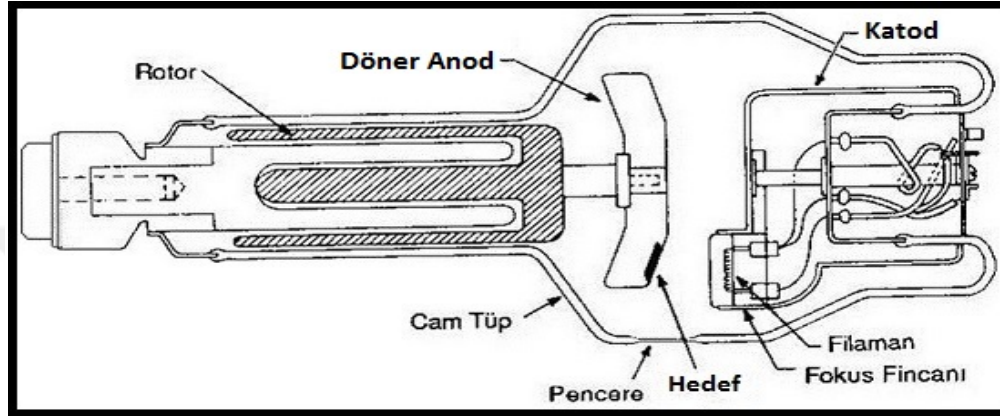
Radyasyon su ile etkileşime girdiğinde, su molekülünü bir arada tutan bağları kırabilir, bunun sonucunda hidrojen (H) ve hidroksiller (OH) ortama salınır. Bunlar yeniden birleşebilir. Bu durum hücreye zarar vermeyecek su oluşturacak diğer parçacıklar veya iyonlarla etkileşime girer. Bununla birlikte, hidrojen peroksit (H_2O_2) gibi canlı için toksik maddeler de oluşturabilirler. Bu durum hücrenin yıkımına neden olur.

Tüm canlı hücreler radyasyona eşit derecede hassas değildir. Aktif olarak bölünen hücreler daha hassastır. Bunun nedeni, bölünen hücrelerin doğru DNA bilgisi gerektirmesidir. (Adhikari 2012)

2.2.Görüntüleme X-ışınları

2.2.1.Röntgen tüpünde X-ışınlarının oluşumu

X-ışınlarının uygulama olarak ilk kez 1785 yılında William Morgan tarafından bilinmeden üretildiği düşünülse de, bir tür deşarj tüpü olan Crookes tüpünü kullanırken 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmiştir.



Şekil 2.14. Röntgen tüpü iç yapısı

X-ışını tüpünün parçaları 1/1000mm Hg ya kadar vakum edilmiş camdan imal edilmiş bir haznenin içindedir. Haznenin içindeki vakum ortamda katot bölümünü oluşturan filamanlar ve fokus haznesi ve hedefi içeren anot bulunur. (Şekil 2.14)



Şekil 2.15. Haube ve tüp

Bu t p, haube denilen için kur unla kaplanmış, metal haznenin içinde bulunur. Sadece hedefin X-ışını y n  tarafında bir pencere vardır ve kolimatör bu pencere önüne monte edilir ( ekil 2.15)

Röntgen tüpünde sırasıyla aşağıdaki olaylar gerçekleşir:

-Termoiyonik emisyon:

Tüpün filaman devresince filaman uygulanan AC potansiyel sonucu filaman akımı oluşur. Bu akım nedeniyle ısınan filaman vakum ortamda elektron salınımı ba lar. Bu olaya termoiyonik emisyon denir. Filaman devresinde geçen akıma miktarına göre bu salınım da de i ir. Akım arttıkça bu emisyonda artar.

-Katot ışını

Isınan filamanca salınan elektronlar, filaman çevresini saran molibden odaklama penceresinde toplanır. Vakum ortam içerisinde herhangi bir etki olmaksızın durağanlığını koruyacak olan elektronlar, katot anot arasına bir potansiyel fark uygulandığında kinetik enerji kazanırlar. Bu potansiyel fark nedeniyle katottan anoda akan elektron demetine t p akımı ya da katot ışını denir.

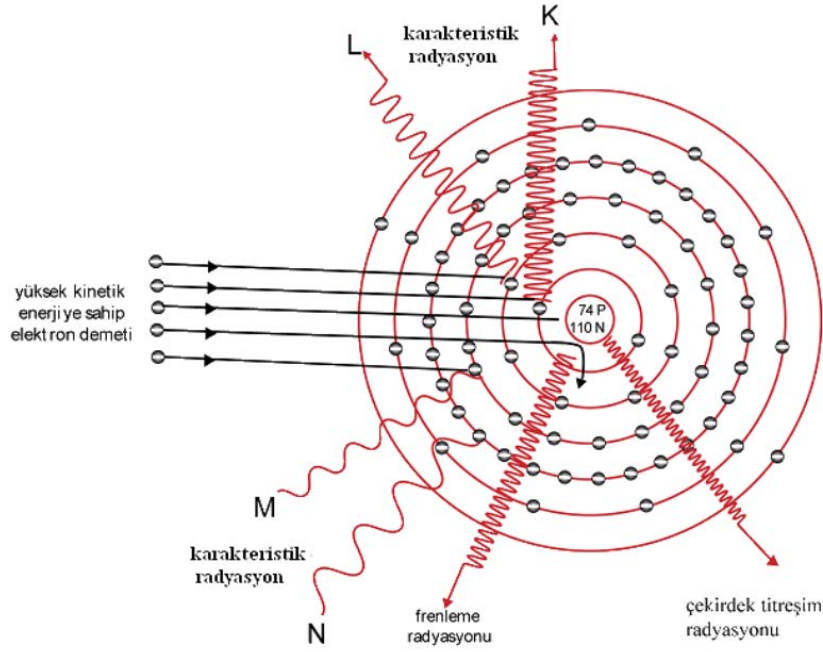
-Elektron bombardımanı

Katot-anot arasın g   kaynağınca uygulanan kVp düzeyindeki potansiyel fark nedeniyle filamandan salınan elektronlar anoda doğru kinetik enerji kazanır. Anottaki pozitif potansiyele doğru ivmelenen elektronlar anottaki tungsten hedefin negatif yüklü elektrik alanıyla kar ıla ır. Bu negatif yüklü alanla hızlandırılmış elektronların çarpışması sonucunda bir elektron bombardımanı oluşur. Bu esnada gelen elektronların %99'u hız kaybına uğrar ve kinetik enerjileri ısı enerjisine dönüşür. Bu yüzden anot hedef maddesinin soğutulması büyük önem taşır. Bunun için düşük güçlü tüpler sabit anotlu ve bakır soğutma bloklu iken, genelde 1 kW üzerindeki güçlerdeki tüpler döner anotlu olarak üretilir. Bu esnada asenkron bir motor yapısında olan döner anot devresi de anodu normal şartlarda 3000dev/dak, yüksek hızlı tüplerde 9000dev/dak ile d nd r erek, hedefin tek noktadan salınım yaparak zarar görmesini engeller. Daha yüksek g  lerde hava, ya da ya  soğutması ile hedefin ömrü uzatılmaya çalışılır.

-X-ışını oluşumu:

Elektron bombardımanında %99 oranında kinetik enerjileri ısıya d n   en elektronlardan kalan %1 oranındaki elektron demeti tungsten hedefin atomuyla etkileşime girer. ( ekil 2.16) Böylece tungsten atomunun elektronlarıyla katottan gelen elektronlar etkileşir, dolayısıyla yörüngelerinde duramayıp daha üst enerjili yörüngelere geçer. Bu geçiş esnasında X-ışını salınır.

Bu salınım hedeften yayılan ışınların tamamı olmayıp büyük bir bölümünü olu urmaktadır. Filamandan gelen elektronların hedefteki atomun yörünge elektronları ve  ekirde iyle olan etkileşimine göre oluşan radyasyon aşağıda açıklanmıştır.



Şekil 2.16. Anot tungsten hedefte X-ışını oluşumu

Anot hedefteki tungsten atomunun içten dışa doğru K, L, M ve N yörüngelerinde karakteristik X-ışını oluşur. Yani hedef atomun dış yörüngelerinden çekirdeğe yaklaştıkça dalga boyu kısalır, enerjileri ve dokuyu deliciliği artar. İç yörüngelerden sökülen hedef elektronların yerleri dış yörünge elektronlarınca doldurulurken oluşan X-ışınına **karakteristik radyasyon** denir.

Anoda gelen elektronların enerjileri birbirine eşit olduğu halde oluşan X-ışınlarının enerjileri eşit değildir. Bunun nedeni frenleme X-ışınlarıdır. Filamanca üretilerek hızlandırılmış elektronların bir kısmı tungsten hedef atomun yörünge elektronlarıyla karşılaşmadan çekirdeğe yaklaşır. Çekirdekte protonlardan kaynaklanan pozitif elektrostatik alan tarafından yavaşlatıldığından, bu frenleme enerjisi de X-ışını oluşumuyla sonuçlanır. Buna da **frenleme (Bremsstrahlung) radyasyonu** denir.

Elektron bombardımanından geçerek hedef Tungsten atomuna ulaşan elektronların dalga boyları etkileştiği yörüngelerin çekirdeğe yakınlığına göre de sınıflandırılır. Dış yörüngelerle etkileşen elektronlar **0,8 Å^o den (Angström) büyük** dalga boylarına sahip olup **yumuşak X-ışınlarını**, aksine çekirdek ve çekirdeğe yakın yörüngelerle etkileşen elektronlar ve **0,8 Å^o den küçük** dalga boylarındaki **da sert X-ışınlarını** oluşturur.

2.2.2. Konvansiyonel Röntgen Cihazı

Konvansiyonel röntgen cihazıyla vücut dokularının iki boyutlu görüntülemesi yapılır. Dünya genelinde en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemidir. Röntgen tüpü için gerekli olan potansiyel ve kontrollerin yapılmasını sağlayan diğer ekipmanlar aşağıda bulunmaktadır:

Güç kaynağı

Kolimatör

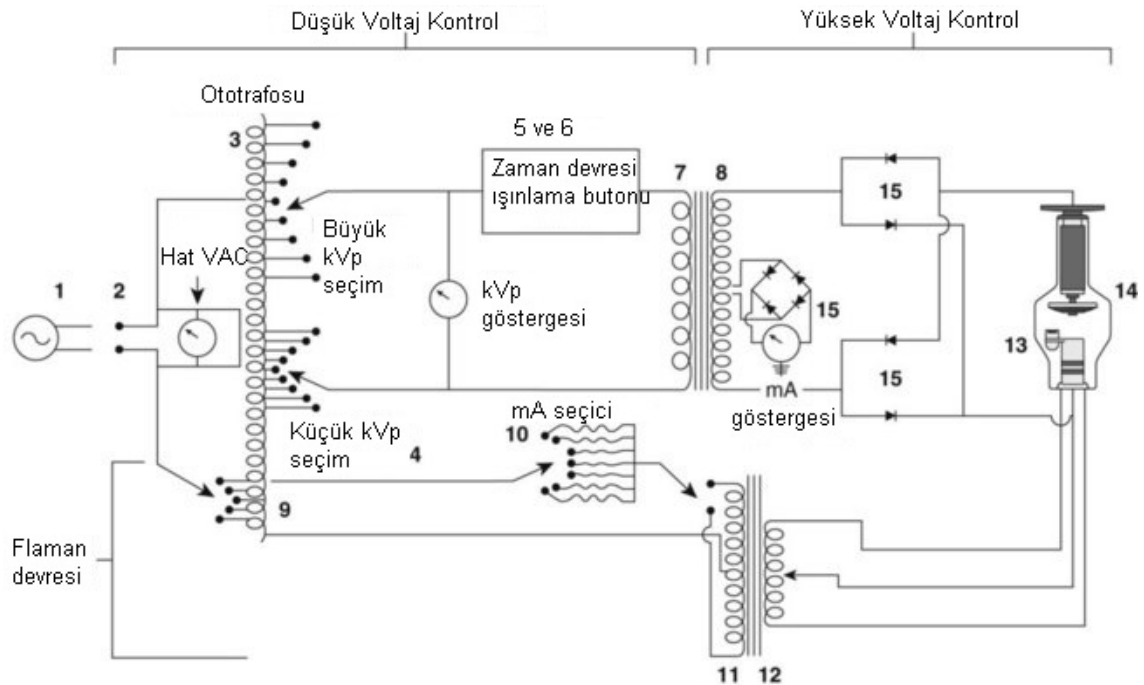
Yüksek voltaj kablosu

Mekanik Aksam

Kurşun Izgara (sabit grid, hareketli buki)

Dedektör (önceleri kaset film, günümüzde dijital dedektörler)

Güç Kaynağı:



Şekil 2.17. X-ışını üretici blok diyagramı

Şekil 2.2 de görüntüleme amaçlı bir X-ışını jeneratörü ve tüpüne ait temel şema bulunmaktadır. Jeneratör elektrik-elektronik aksam ve yüksek voltaj trafosu olmak üzere iki kısımdan oluşur.

Burada röntgen tüpü flaman gerilim, flaman oto trafosu (9) ve mA seçici (10) ile, yüksek voltaj trafosunda yalıtım içinde bulunan flaman trafosuna iletilir. Flaman trafosundan, küçük ve büyük tüp odakları için ısıtma voltajı alternatif gerilim olarak yine yüksek voltaj kablosu içinden ayrı ayrı odak seçimine göre gönderilir.

Öte yandan ototrafosu (3) tarafından seçilen (4) alternatif gerilim yüksek voltaj trafosunun yalıtım içindeki primer sargılarına uygulanır (7). Yüksek voltaj trafosunun sekonder sargılarında (8) kVp düzeyinde indüklenen alternatif gerilim silikon köprü

diyotlar (15) aracılığıyla doğrultularak kVp düzeyinde doğru akım potansiyeli elde edilir. Bu potansiyel yüksek voltaj trafosunun soketlerinden, kapasitif yüksek voltaj kablosuyla, aslen bir diyot lamba olan röntgen tüpünün anot ve katot uçlarına iletilir.

Cihazda X-ışını, ışınlama butonuna basılarak üretilir. Işınlama butonu 1-hazırlık, 2-X-ışını olmak üzere 2 kademelidir.

1-hazırlık aşamasında, flaman devresi çalışır ve tüpün flamanına mA seçimine göre trafoca üretilen flaman akımı uygulanır. Bu aşamada flaman elektron salınımı olduğu görsel olarak ışımayla anlaşılır.

2-X-ışını aşamasında ise flaman ısınmış ve elektron emisyonu başlamışken kVp devresince röntgen tüpünün anot-katoduna uygulanmış doğrultulmuş potansiyel uygulanır. Vakum ortamda katot üzerinde bulunan flamandan saçılan bu serbest elektronlar, anot-katot arasındaki potansiyel fark nedeniyle hızlandırılarak anoda çarparlar. Böylece X-ışını hedef anotta üretilir.

Yüksek Voltaj Kablosu:

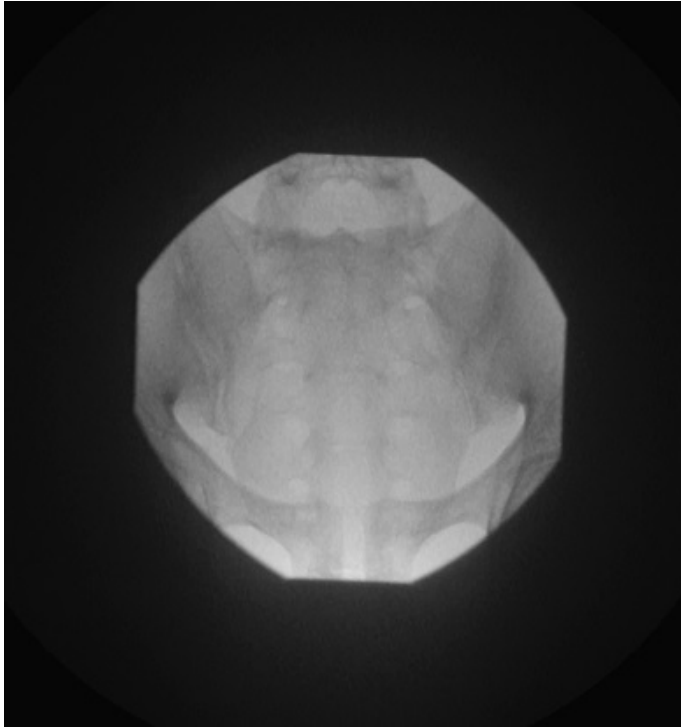


Şekil 2.18. Yüksek voltaj kabloları

Diyagnostik X-ışını üretmek için kullanılan yüksek voltaj kablosu, tüplerde çift foküs kullanıldığından, büyük, küçük ve ortak uç olmak üzere üç uçludur. Bu yapıya katot tarafında ihtiyaç olmakla beraber, anot tarafında ise üç uçta ortak kullanılır.

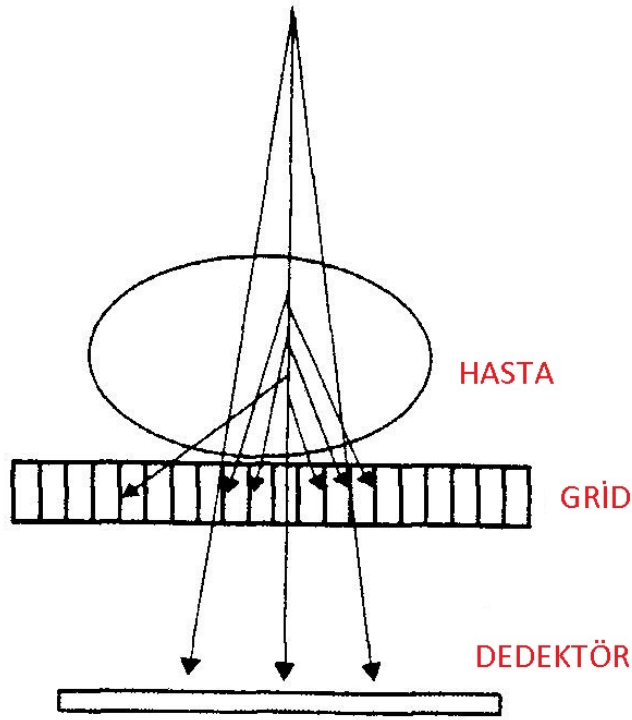
Kolimatör:**Şekil 2.19.** Manuel kolimatör

Konvansiyonel Radyografide manuel kolimatör kullanılır. Kolimatör içindeki, X-ışınını tutan kurşun yapraklar, x ve y doğrultularında aydınlatma ışığı kılavuz alınarak ışın alacak alan belirlenir. Şekil 2.6 da elle ayarlanan manuel kolimatör görülmektedir.

**Şekil 2.20.** Motorize iris kolimatörle pelvik bölgeden alınan görüntü

Hem manuel hem de özellikle floroskopi de kullanılan iris kolimatörler geniş alanlı “cone beam” X-ışını kolimasyonunda kullanılır.” Fan beam” içinse özel tasarlanmış fan beam kolimatör kullanılır. Şekil 2.20 de ise iris kolimasyon yapılmış bir pelvis skopi kaydı bulunmaktadır.

Kurşun elek “grid” ve “grid-bucky”:



Şekil 2.21. Gridin saçılan ışınları durdurması

Grid hasta ile dedektör arasında gelen ışınlardan saçılan fotonları durdurarak görüntü kalitesini yükseltmek amacıyla kullanılan zar yapısındaki kurşun bölümlere sahip bir levhadır (Şekil 2.21). Özellikle doku kalınlığı arttığında grid kullanımı zorunludur.



Şekil 2.22 a) Gridsiz Film

b) Gridle çekilmiş film

Aksi halde görüntüde Şekil 2.22 a) da olduğu gibi kontrast kaybolur ve doğru teşhis koyabilme şansı da azalmış olur.b) de ise grid kullanılmış ve kontrast artırılmıştır.



Şekil 2.23. Grid-Buki

Şekil 2.8 de buki mekanizması görülmektedir. Tepsinin içine kaset-film ya da CR dedektörü konur. Üstte görülen çerçeveye grid monte edilir, X-ışını ışınlama esnasında grid, buki tarafından motorize olarak hareket ettirilir. Bu şekilde saçılan fotonların filme ulaşma ihtimali daha da düşürülerek en net görüntünün alınması sağlanır.

2.2.3. Dijital dedektör tipleri

1990 lara kadar içerisinde ranfansatör (forsfor levha) bulunan kasete yerleştirilmiş Röntgen filmleri yerini günümüzde bilgisayarlı radyografi [*computed radiography* (CR)] veya düz panel dedektör [*digital radiography* (DR)] lere bırakmıştır. Her iki dedektör yapısında da grid bulunması gerekmektedir. (Sheridan 2016)

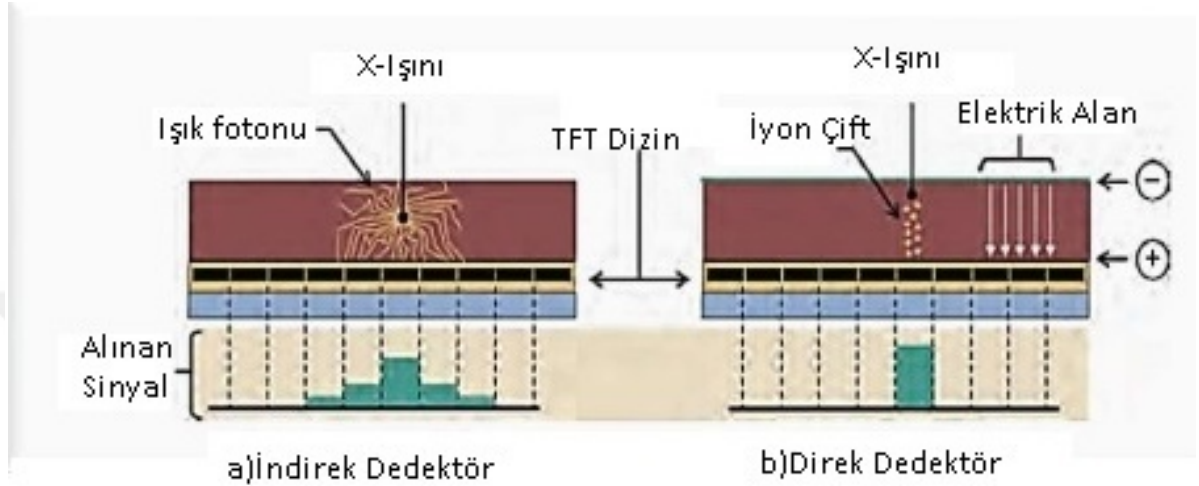
CR (bilgisayarlı radyografi)

CR teknolojisi kısaca klasik röntgen filminin dijitalle uyarlanmış hali şeklinde açıklanabilir. Klasik film kaseti gibi, X-ışını geçirgen bir kasetin içinde 0,1-0,3mm kalınlığında foto uyarımlı fosfor bir tabaka yer alır. Bu tabaka X-ışınına maruz kalınca üzerinde doku görüntüsü oluşur. Bu görüntü uyarıcı lazer ve PMT (foto güçlendirici tüp) ve ADC (analog dijital dönüştürücü) bulunan bir tarayıcıdan geçirilerek görüntü dijital olarak kaydedilir. Tarayıcı kaseti okumayla birlikte tabakadaki görüntüyü de silerek bir sonraki ışınlamaya hazır hale getirir. CR sistemi klasik filminden tamamen dijital DR sistemine geçişte ara basamak olarak yer almaktadır.

DR (dijital radyografi):

a) İndirek DR (a-Si)

İndirek dedektörler en üstte Sezyum Iodid (CsI) ya da Gadolinyumoksisülfid (Gd_2O_2S) sintilatör katman bulunur. Bu sayede X-ışını, ışık fotonuna dönüştürülür. Bu katmanın altında bulunan Amorfus Silicon (a-Si) fotodiyot dedektörler TFT (thin-film transistor) dizini cam bir yüzey üzerinde yer alır. Elde edilen sinyal Şekil 2.24 a) daki gibidir.



Şekil 2.24 a) İndirek DR dedektör; b) Direk DR dedektör

b) Direk DR (a-Se)

Direk dedektörde en dışta dipol yapılı amorfus selenyum (a-Se) bir katman bulunur. Gelen X-ışını direk olarak elektrik yüküne dönüşür. Gelen X-ışını a-Se katman içinde fotoelektrik etkileşim sonucu elektron-boşluk iyon çifti oluşturur ve elektrik alanında bir akım yaratır. Bu akım fotonun enerjisiyle orantılı olarak TFT dizini tarafından algılanarak görüntüye dönüştürülür. Şekil 2.24 b)

2.3.Diyagnostik Görüntüleme

Diyagnostik görüntüleme sağlık alanında en dıştaki deri ve çevre yapılardan dolayı görülemeyen doku ve organların gerektiğinde çeşitli vasıtalarla görüntülenmesidir. Böylece dokuların yapısal veya işlevsel durumu hakkında bilgi alınır. Hızlı ve doğru teşhis konulabilmesi amacıyla farklı yöntemler denenmekte ve araştırmalar sürmektedir.

2.3.1. İyonize Edici Radyasyon ile Görüntüleme

a) X-Işınlı Görüntüleme

Halen tartışılan olası yan etkilerine rağmen X-ışınları görüntüleme amaçlı en yaygın kullanılan yöntemdir. Gerekli enerjiye sahip X-ışını yumuşak dokudan kolaylıkla geçtiğinden özellikle kemik dokuda oluşan lezyonlarda en çabuk ve kesin sonucu verir. Ayrıca çeşitli algılayıcıların kullanılmasıyla da gri tonlama farklılıkları değerlendirilerek, yumuşak doku görüntülenmesi de gerçekleştirilebilir. Damar veya kanallara da kontrast madde verilerek görüntüleme yapılabilir.

Konvansiyonel Radyografi



Şekil 2.25 Konvansiyonel radyografi cihazı

Konvansiyonel grafide görüntü 2 boyutlu olarak farklı algılayıcılar üzerinde oluşur. Özellikle kalsiyumca zengin kemik dokuya tutulan X-ışını algılayıcı üzerinde kemik dokunun gölgesini oluşturur. Konvansiyonel grafi özellikle kemik doku ve ilintili eklem ve dokuların görüntülenmesinde uygulanır. Görüntü duran bir fotoğraf karesi gibi alınır.

Radyoskopi

Radyoskopi, radyografiden farklı olarak yine 2 boyutlu olarak fakat bir süreç boyunca görüntüleme yapılması, dolayısıyla bu süreç boyunca X-ışınının devamlılığı ile gerçekleşir. Thomas Edison X-ışınlarıyla çalışırken flouresan bir ekran kullandığından, bu teknik floroskopi olarak ta anılır. Radyoskopi esnasında görüntü süreç boyunca bir

film gibi kaydedilebilir. Kısaca grafiyi fotoya skopiye video filme benzetebiliriz. Teşhis işlemindeki ihtiyaca göre bu yöntemlerden biri ya da her ikisi birlikte kullanılabilir.

Kontrast Radyografi

Hem grafi hem de skopi görüntülemeye lezyonu daha iyi görebilmek amacıyla vücudun ilgili bölümüne radyokontrast bir ajan enjekte edilerek yapılan görüntülemeye kontrast grafi ya da skopi denir.

Bu şekilde atar damarların görüntülenmesine **Anjiyografi**, toplardamarların görüntülenmesine **Venografi**, böbreklerin görüntülenmesine **IVP** (Intravenöz Pyelografi) sık kullanılan kontrast radyografi yöntemleridir.

Bilgisayarlı Tomografi



Şekil 2.26 Bilgisayarlı tomografi cihazı

Tomo dilim demektir, bilgisayarlı tomografi sanki bir havucu bıçakla dilimler gibi hastayı lezyonun araştırıldığı bölge boyunca masa üzerinde ilerletirken X-ışını kaynağı ve dedektörüyle etrafında dönerek görüntü dilimlerine ayırır. Bu görüntülerin bilgisayarda işlenmesiyle 3 boyutlu görüntü de elde edilebilir. Aynı şekilde işlem esnasında radyokontrast madde verilerek radyokontrast BT görüntüleme yapılabilir. BT ünitesi X-ışını üreteç ve dedektörünün bulunduğu gantri ve gantri içine hastayı taşımaya yarayan hasta yatağı olma üzere iki kısımdan oluşur Şekil 2.26

DEXA

Çift enerji X-ışını soğurma (Dual Energy X-ray absorptiometry) açılımı olan teknik kemik yoğunluğu ölçümü amacıyla uygulanır. Genellikle Samarium filtrasyonla iki farklı enerji sahip fotonlar ile femur, lomber vertebra ve topuk gibi kemik dokunun iki farklı enerjideki X-ışınına gösterdiği etkileşim ölçümü ve hesaplaması yapılır.

Dexa cihazlarda da, dedektörün yapısına göre kalem ışın (pencil beam) veya yelpaze ışın (fan beam) şeklinde kolime edilmiş X-ışını kullanılır. Dedektör olarak sintilatöre entegre CCD veya PMT kullanılır.

Diğer Görüntüleme yöntemler

Nükleer Tıp :Nükleer tıpta hem teşhis hem de tedavi amaçlı yöntemler bulunmaktadır. Thallium TI, Technetium Tc, Iodine I, and Gallium Ga gibi kısa yarı ömürlü radyoizotoplar oral yolla enjeksiyonla alınır.

Sintigrafi: Genelde ağızdan alınan Tecnetium izotopları akabinde gamma kamera ile izlenir. Kalp ve benzeri yumuşak dokunun ya da kemik dokunun 2 boyutlu görüntülenmesi yapılır.

SPECT (Single Photon Emmission Computed Tomography): Gama kameranın CT geometrisinde olan yapıdadır. Vücuda enjekte edilen Radyoizotoplar bu CT ile görüntülenerek hem kesit hem de 3 boyutlu görüntüleme yapılabilir. Burada radyoizotoplar nedeniyle vücut yarılanma ömrüyle ilintili olarak radyasyon kaynağına dönüşmüş ve bu şekilde görüntülenmesi yapılmış olur.

PET (Pozitron Emmission Tomography): Vücutta hızlı büyüyen, doku, tümör ve enfeksiyon gibi bazı metabolik aktiviteleri görüntülemek amacıyla hastaya örneğin kısa ömürlü F18'e glikoz eklenerek F18- florodeoksiglikoz verilir. Elde edilen pet görüntüsü anatomik kıyaslama yapmak üzere alınan BT görüntüsüyle kıyaslanarak teşhis konur.

2.3.2. İyonize Edici Olmayan Radyasyon ile Görüntüleme

UltraSonografi: Transducer olarak anılan alıcı verici ile yüksek frekanslı ses dalgaları aracılığıyla, bir yan etki beklenmeksizin yapılan görüntülemedir. Ana karnındaki bebek görüntüleri ile özdeşleşen bu yöntemle özellikle yumuşak doku görüntüleme yapılır. Ses dalgalarıyla kalp bölgesinin ve damarlarının izlenmesine ekoardiyoğrafi denir. Bu sistem kanın akış parametrelerini ölçen doppler tekniğini de kullanarak iki ya da üç boyutlu görüntüleme yapabilir.

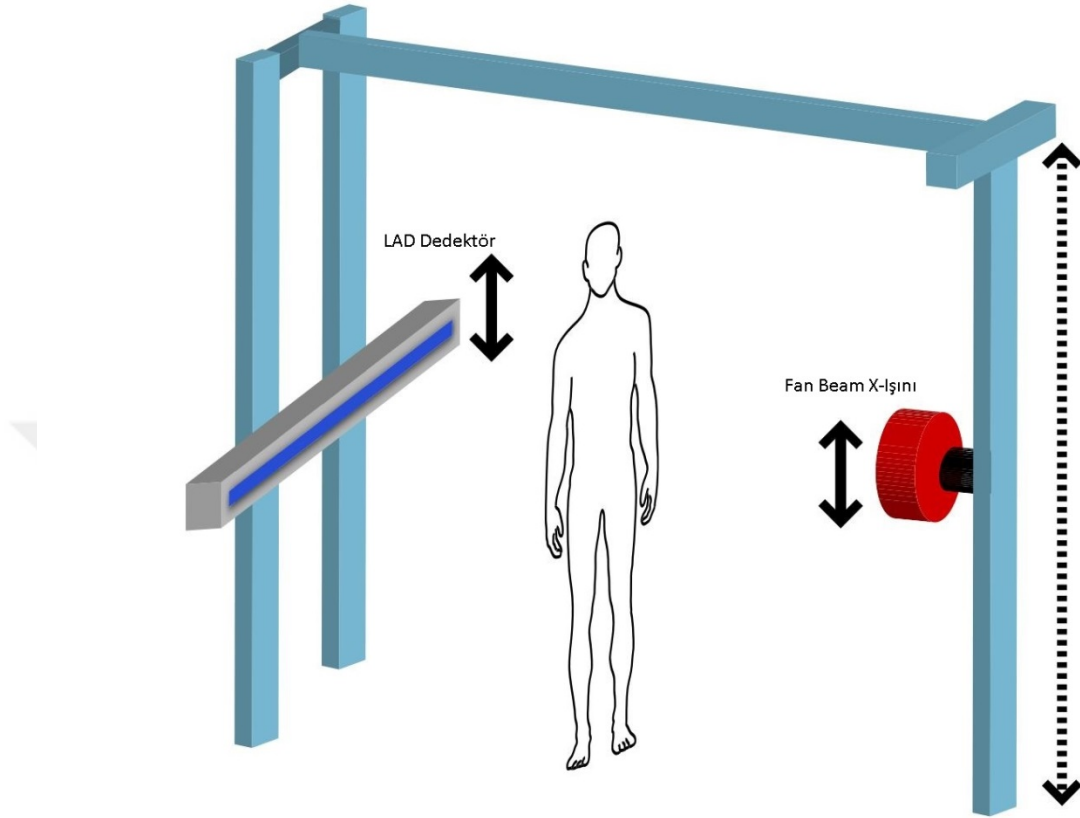
Manyetik rezonans Görüntüleme: Manyetik rezonans görüntüleme dönüş özelliğine dayanmaktadır. Atomu oluşturan elektron ve çekirdekdeki proton ve nötronlar bir eksen etrafında dönerler. Hidrojen gibi atom çekirdekleri küçük bir manyetik alan yaratır. Bu manyetik moment olarak adlandırılır ve dışarıdan bir manyetik alana maruz kaldığında uyarılabilir. MRI 1,5 Tesla gibi yüksek bir manyetik alan içerisinde vücutta bulunan Hidrojen atomlarının bu manyetik alanla etkileşimi üzerine kurulmuş bir görüntüleme yöntemidir. Manyetik alan gantri içerisinde bulunan magnet tarafından oluşturulur.

Hasta, hareketli masa ile gantrideki manyetik alan içerisine doğru konumlandırılır. Bu esnada vücutta bulunan hidrojen atomlarının etkileşimiyle incelenen bölge görüntülenir.

Yukarıda sözü edilen yaygın yöntemlerin yanısıra, Termografi (ısı görüntüleme), NIRS (yakın infrared spektroskopisi), MPI (magnetik parçacık görüntüleme) gibi tekniklerle de teşhis amaçlı görüntüleme yapılabilmektedir.

3. MATERYAL

3.1. Doğrusal dizi dedektörlü radyografi sistemi



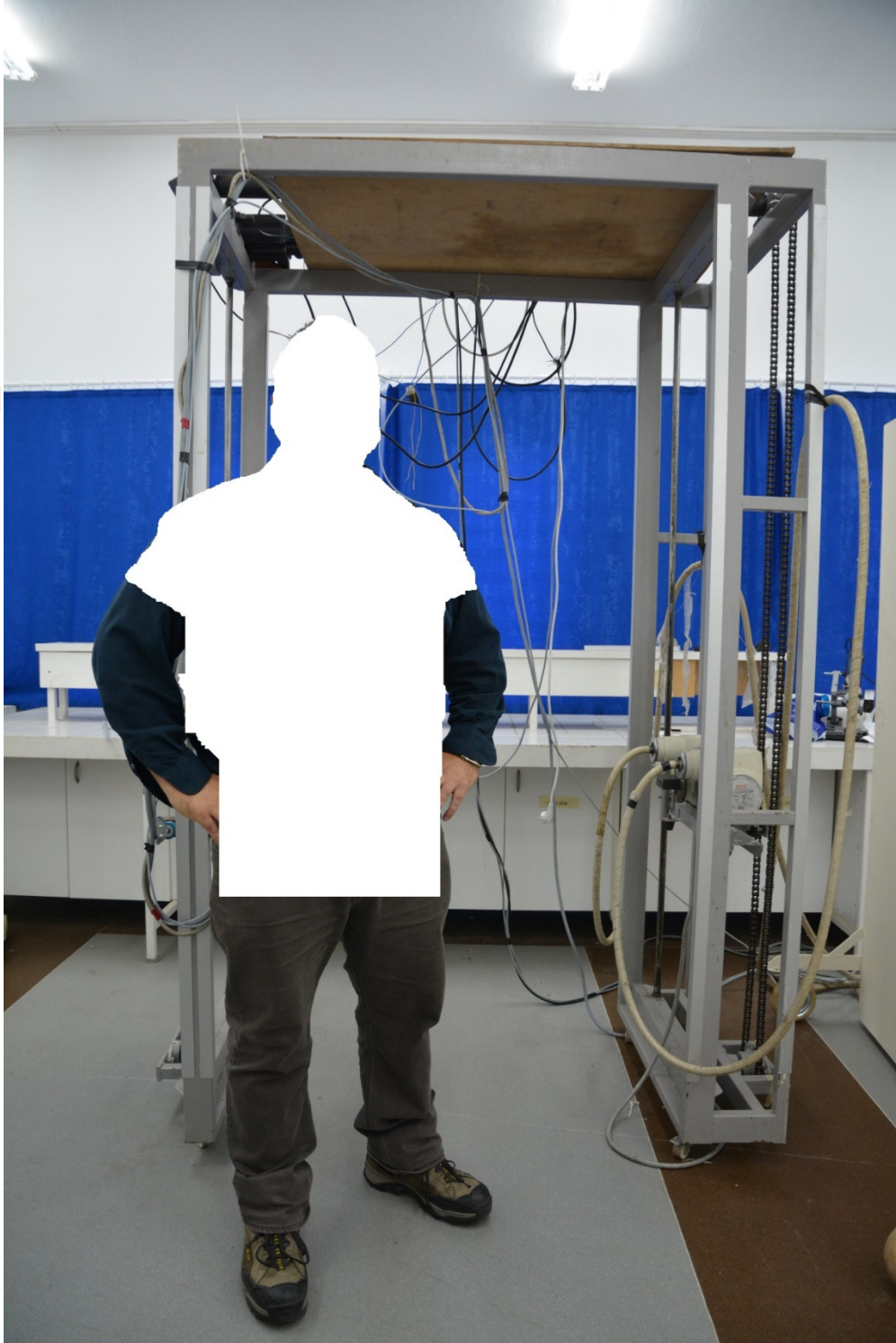
Şekil 3.1. Doğrusal dizi dedektörlü radyografi sistemi (LAD sistemi)

Tezin konusu olan çalışmalar Akdeniz Üniversitesi’nde doğrusal dizi dedektörlü konvansiyonel radyografi sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sistem mekanik aksam üzerinde eşzamanlı olarak vertikal hareket yapan röntgen tüpü ve LAD den oluşmaktadır. (Şekil 3.1) Sistem ayakta duran bir insanı da görüntüleyebilecek şekilde tasarlanmıştır. (Şekil 3.2)

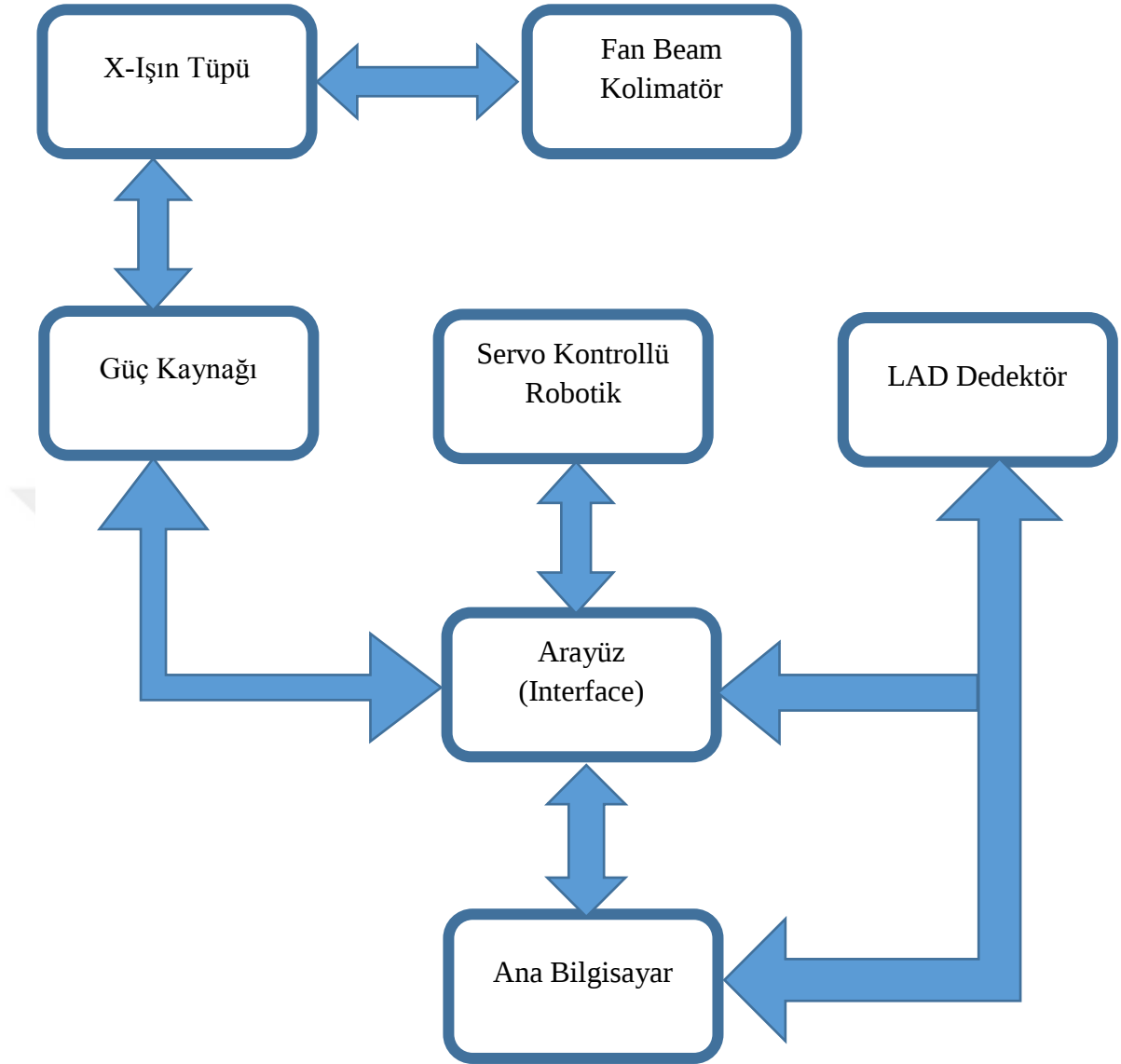
Mekanik aksam hareket ederken, ışınlama ve LAD görüntü kaydı yapılır ve ana bilgisayar kontrolünde işlem bitince görüntü otomatik olarak DICOM terminaline düşer. DICOM, görüntülemeye artık dünya genelinde kabul görmüş bir iletişim ve arşivleme protokolüdür.

Bütün görüntüleme cihazlarının DICOM özelliği olması durumunda hastanın her türlü görüntüleme tetkikinin arşivlenebilmesi ve gerektiğinde görüntülenebilmesi mümkün olmaktadır. Halen geliştirilmekte olan protokolle bu kayıtların uzmana kolaylıkla iletimi teşhis ve tedavi amaçlı adımların atılması kolaylaştırmaktadır.

Sistem ana bilgisayar ünitesine bağılı olarak, bütün birimlerin kontrol ve veri akışını sağlayan bir arayüze sahiptir. Bu arayüz hem donanım hem de yazılım içermektedir.



Şekil 3.2. LAD görüntüleme sistemi



Şekil 3.3. Doğrusal dedektörlü fan beam radyografi (LAD)sistemi blok diyagramı

Sistem robotik tasarlanmış olup, sistemi oluşturan ana üniteler şunlardır:

3.1.1. Röntgen Tüpü:

X-ışını kaynağı SAPPHIRE haube içinde RAD-60 Röntgen tüpüdür. Hedef materyali RTM (Renyum Tungsten Molibdenum). Döner anot devresi 50Hz de 3000 dev/dak 150 Hz de 9000 dev/dak hedef dönüşü sağlayabilir. Çalışmalar esnasında 50 Hz, 3000 dev/dak olarak kullanılmıştır.

Haube, 0° açılı olup yüksek voltaj kabloları X-ışın pencere yönünden çıkmaktadır. Böylece mobil yapıda olan cihazın dış kısmına taşmayacak ve kabloların kullanım ömrünün uzun olması sağlanacaktır. Teknik özellikleri aşağıdaki gibidir. (Varian, Sapphire)

Çizelge 3.1. Rad-60 röntgen tüpü teknik özellikleri

İç tüp	
Tüp tipi	Rad-60
Hedef materyali	Renyum tungsten molibdenum alaşım
Foküs adedi	2
Foküs boyutları	0.6mm/1.2mm
Foküs güçleri	40kW/100kW
Hedef açısı	12°
Haube	
Haube tibi	Sapphire
Ağırlık	18.9 kg (41.6 lbs)
Maksimum potansiyel fark	150kVp
Katottan toprağa	82.5kVp
Anottan toprağa	82.5kVp
Maksimum Isı kapasitesi	1,111 kJ (1,500 kHU)
Maksimum ısı atımı (hava soğutmasız)	216 W (300 HU/sec)
Maksimum ısı atımı (hava soğutmalı)	432 W (600 HU/sec)
Sabit Filitrasyon	0.7mm Al/75kVp IEC 60522
Kaçak radyasyon yük faktörleri	150 kVp, 4.0 mA
Nem	+10% to +90%
Taşıma ve depolama sıcaklık limitleri	-20°C to +75°C
Atmosferik basınç aralığı	70 kPa to 106 kPa

Termal anahtar	Normalde kapalı
Anahtarın açılması	85°C $\pm$ 3.9°C (185°F $\pm$ 7°F)
Federal standart yüksek voltaj kablosu	IEC 60526 standartlarında
Haube güvenlik standardı	IEC 60601-2-28

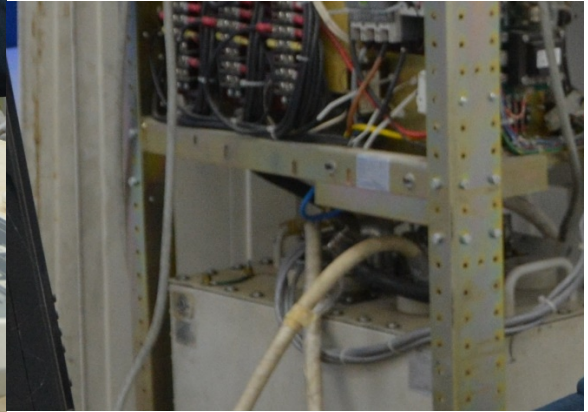
3.1.2 Güç Kaynağı



Şekil 3.4. TM80 RF güç kaynağı



Şekil 3.5TM80 RF Kumanda Konsolu



Şekil 3.6. TM80 RF Yüksek Voltaj Tankı

TREX CONTINENTAL TM-80 RF güç kaynağı 20 kHz HF yüksek frekanslı 80 kW, 1000mA çift çıkışlı Radyografik/Floroskopik bir yapıdadır. (Şekil 3.4) 380 VAC 50Hz sanayi elektriğiyle beslenir, direk topraklamaya ihtiyaç duyar.

Güç kaynağına ait kumanda konsolu (Şekil 3.5) yüksek voltaj tankı (Şekil3.6) görülmektedir. Güç ünitesi kısa devre koruma (Pulse Width Modulation) özelliğine sahiptir. Bu şekilde olası aşırı güç tüketimi, kısa devre ya da yüksek voltaj devresinde bir atlama durumunda, sistem bu durumu 10 milisaniye den az zamanda algılayacak ve ışınlamayı durduracaktır. Böylece hem güç kaynağı hem de yüksek voltaj devre elemanları aşırı akım veya ısınarak deforme olmaya karşı konurmuş olacaktır. Sistem detaylı arıza tesbit donanım ve yazılımına sahiptir. Sistemin diğer teknik özellikleri şöyledir:

Çizelge 3.2. TREX CONTINENTAL TM-80 RF X-ışını üretici teknik özellikleri

Besleme Gerilimi	3x380VAC $\pm$ %15
Nominal güç	80kW
Yüksek frekans değeri	20 kHz etkin, 40 kHz
Radyografik, floroskopik tüp çıkışı	2
Radyografi	
kVp	40-150 kVp
mA	1-1,000 mA
İşinlama süresi	1ms-10s
mAs	0,1-10,000 mAs
Floroskopi	
kVp	40-125 kVp
mA	0,1-10 mA
İşinlama süresi	0,1-120s (kullanıcı kontrollü devam)
Florography	
kVp	40-125 kVp
mA	1,000mA 12 darbe/s
Güvenlik Standartları	
Röntgen Tüpü:	Aşırı akım Anot dönüş kontrol

	Isı kontrol Kaçak akım kontrol
ABD	AAMI ES 60601-1 & IEC 60601-2-2-54
Avrupa	EN 60601-1 & IEC 60601
Uluslararası	IEC 60601-1 & IEC 60601-2-54

3.1.3. Yüksek Voltaj Kabloları

Yüksek Voltaj Kablolarının her bir 3 canlı uç ve kafes uç taşıyan 20m uzunluğunda soketleri bulunan ve 160 kVp yalıtımlı yapıdadır.



Şekil 3.7. Bir adet Varex N4 X-ışını yüksek voltaj kablosu

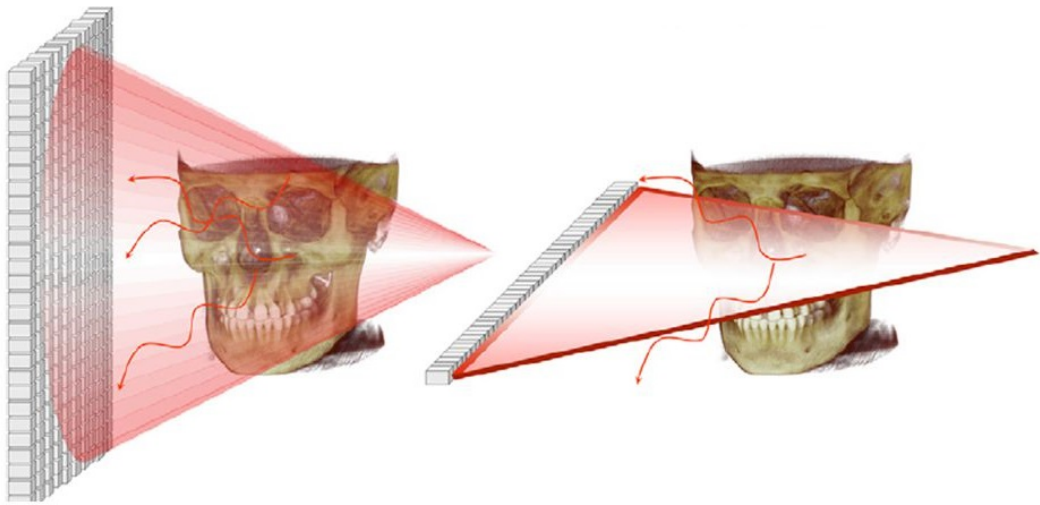
20 m konvansiyonel radyografi uygulamaları için biraz uzun gibi görünse de, kablolar tüple birlikte hareket edeceğinden bu şekilde seçilmiş, ve kapasitif dielektrik katsayıları jeneratör kurulumunda göz önüne alınarak ayarlanmıştır.

Çizelge 3.3. Varex N4 X- yüksek voltaj kablosu teknik özellikleri

Kablo uzunluğu	20m
Test gerilimi	220kVpDC / 10 dakika
Gerilim	160kVpDC

İletken yalıtımı	750VACrms/1000VDC
Maksimum iletim akımı	1,5 mm ² ;16A;3.75mm ² ;32A
Kabuk seviyesi @ 160 kVpDC	≤10 pC
Nominal dış çap	28 3 ±1 5 mm / 1 114 ±0 059 in
Merkezden dışa yalıtım direnci @ 20°C	≥1x10 ¹² Ω·m / ≥3x10 ¹² Ω·f
İletkenler arası çıplak direnç @ 20°C	Max 8 6 mΩ/m / 2 6 mΩ/f
İletkenler arası yalıtım @ 20°C	Max 19 8 mΩ/m / 6 0 mΩ/f
Koruma direnci @ 20°C	6 3 mΩ/m / 1 91 mΩ/f ±10%
İletkenlerle koruma arası kapasitans	136 pF/m / 41 pF/f / ±10%
Kablo min. bükülme yarıçapı (statik)	57 mm / 2 24 in
Kablo min. bükülme yarıçapı (dinamik)	113 mm / 4 45 in
Çalışma sıcaklığı	-10/+70°C / +14/+158°F
Depolama sıcaklığı	-40/+70°C / -40/+158°F
Net ağırlık	1020 kg/km

3.1.4. Doğrusal Dizi Dedektör (Linear Array Detector-LAD):



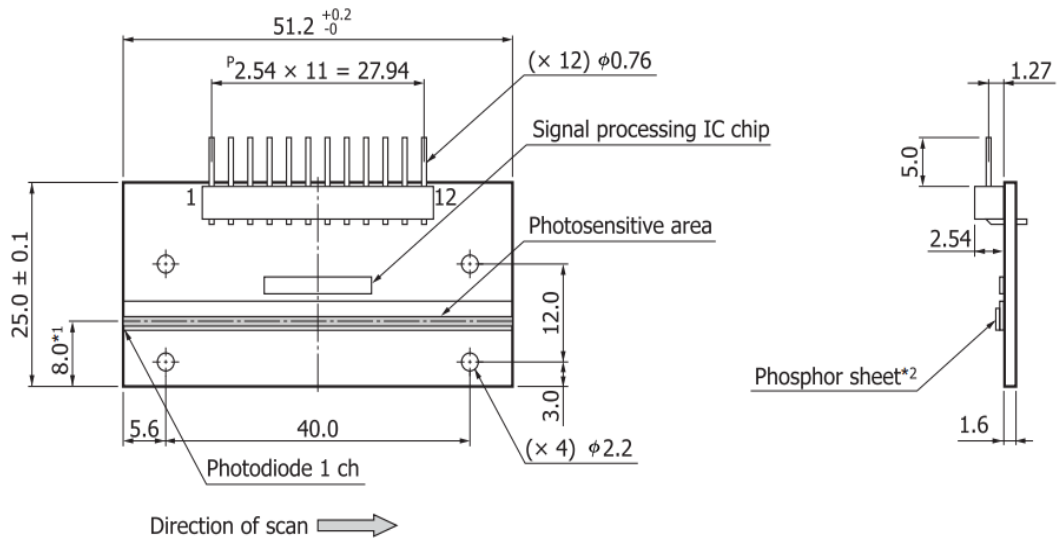
Şekil 3.8 a)Cone beam FPD ile DR;

b)Fan beam doğrusal dizi dedektörle DR

Doğrusal dizi dedektör LAD, düz panel dedektör FPD arasında geometrisi dışında yapısal bir farklılık bulunmamaktadır. LAD dedektörler üst katmanda Gadolinyumoksisülfid (Gd_2O_2S)sintilatör bulunan Amorfus Silicon (a-Si) indirek dedektör dizinidir. Şekil 2.10.b) görüldüğü gibi tek sıralı (a-Si) dedektör dizinine hastaya çarparak saçılan fotonlar gelemeyeceğinden Cone Beam da mecbur olunan, grid, grid-bucky ihtiyacı yoktur. Cone Beam aslen bir bilgisayarlı tomografi terimidir. Fakat dijital radyografide de kullanılmasında bir sakınca bulunmamaktadır. Çünkü hem tomografi hem de konvansiyonel dijital radyografide aynı yapıda konik bir X-ışın hüzmesi kullanılır. (Hamamatsu 2016)



Şekil 3.9. Hamamatsu C9750 LAD



Şekil 3.10. Doğrusal Dizi Modül

C9750 doğrusal dizi dedektörde her biri 51,2mm olan 10 adet doğrusal dizi modül bulunmaktadır. (Hamamatsu 2014) Modül dedektör açıklığı 4.5mm dir. Bu kalınlığa göre fan beam şeklinde x ışını uygulanmalıdır. Kolimasyon hem yatay hem 4.5mm en, hem de 51,2mm uzunluk göz önüne alacak şekilde tasarlanmıştır.

Ayrıca, dedektör ve X-ışın tüpü ve kablolarının ağırlığı göz önüne alındığında tarama işlemi esnasında ilk hareket ve durma sürecinde hareketler olması ve bu esnada aşırı hassas olarak hesaplanmış kolimasyon parametreleri nedeniyle fan beam ışının dedektöre vurmama ihtimali göz önüne alınmıştır. Dedektör X-ışını penceresi haricinde, içindeki elektronik malzemelerin zamanla radyasyondan iyonize olarak bozulmasını engellemek amacıyla 5mm kurşun izolasyona sahiptir. Bu izolasyon yine modül altındaki elektronik kartı da kapsamaktadır.

Kullanılan sensörde piksel aralığı 0,2mm olup toplamda 4096 piksel bulunur.

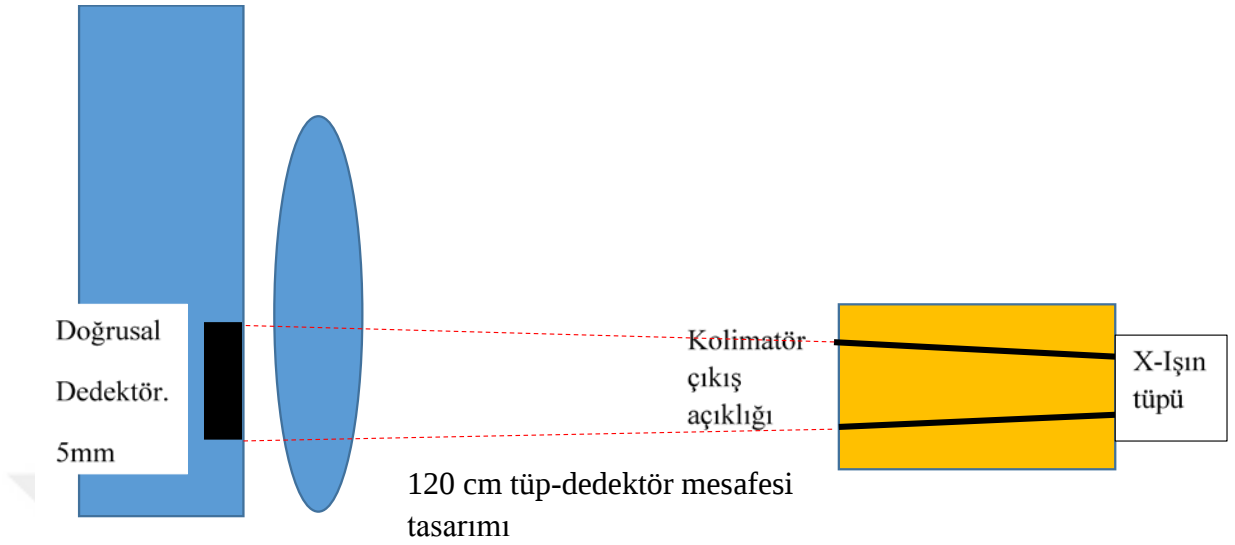
Çizelge 3.4. Hamamatsu C9750T model doğrusal dizi dedektör teknik özellikleri

Dedektör tipi	C9750T
Algılama metodu	Sintilatör, Gadolinyumoksisülfid (Gd_2O_3S)
Kullanım aralığı	25-160kVp
Piksel aralığı	0.2mm
Tarama hızı	4m/dak-100m/dak
A/D çevirici	12 bit
Dijital arayüz	RS-422 kamera hattı
Çalışma sıcaklığı	0 C ile +40 C
Saklama sıcaklığı	-10 C ile +50 C
Çalışma nem oranı	%30 ile %80 (yoğunlaşmasız)
Güç kaynağı	DC +5 V/ +15 V

3.1.5. Fan Beam Kolimatör

Fan Beam kolimasyon X-ışınını Şekil.3.8b deki gibi adeta bir yelpaze biçiminde üretebilmek amacıyla gerçekleştirilir. Buradaki öncelik X-ışınının dedektör yüzeyini tamamen kaplamakla beraber, dışarıya büyük oranda taşmamalıdır. Bu sayede dedektöre gelmeyecek ışınların hastaya doz olarak uygulanmasının önüne geçilebilir.

Bu durum hassas bir hesaplama ve titreşimi en aza indirecek mekanik doğrusal yataklama ile desteklenmelidir.



Şekil 3.11. Fan beam kolimatör tasarım diyagramı



Şekil 3.12. Fan beam kolimatör

Sistemde cihazın mekanik aksamın yapısına uygun olarak tasarlayıp ürettiğimiz “fan beam kolimatör” bulunmaktadır. Kolimasyonun dedektör üzerinde sadece dedektör sırası kalınlığında olması istendiğinden, bunu sağlayacak aralıkta kurşundan üretilmiştir. LAD aralığı 5mm olup kurşun kolimatör tasarlanırken 120cm tüp dedektör

mesafesinde dedektörün X-ışını penceresine uygun ölçülerde bir X-ışın demeti gönderilmesi esas alınmıştır.

Çizelge 3.5. Fan Beam kolimatör teknik özellikleri

Kolimatör Tipi	Fan Beam
120cm de dikey izdüşüm	7mm $\pm$ 3
120cm yatay izdüşüm	52cm $\pm$ 11
Dikey filtrasyon	15cm kurşun
Yatay filtrasyon	10cm kurşun

3.1.6. Mekanik Gövde

Doğrusal hareket mekanizması

İdeal doğrusal hareket için endüstriyel yataklama sistemleri çok çeşitlilik göstermektedir. Bu tasarımlardaki temel amaç kesintisiz ve titreşimsiz bir hareket sağlayabilmektir. Bunun için birden fazla en az çift yataklama yapılmalıdır.



Şekil 3.13. Doğrusal hareket düzeneği

Çizelge 3.6. Doğrusal hareket yatağı teknik özellikleri

Doğrusal yatak materyali	30 mm Ø indüksiyon çelik
Sürücü yapısı	2,8 mm seramik bilye seti
Maksimum yatay yük	870 kG

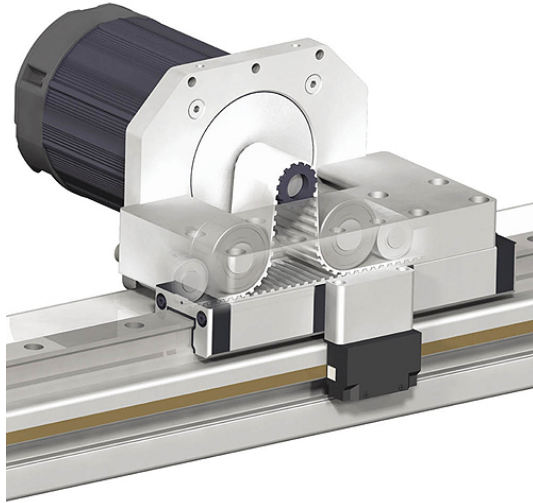
Maksimum dikey yük	425 kg
Maksimum yük 45 ⁰	221 kg



Şekil 3.14. LAD radyografi cihazı doğrusal yataklama

Hareket Sistemi

Robotik sistemlerin en temel yapısı tasarlanmış bir hat üzerinde hareketin sağlanmasıdır. Bu hat doğrusal tek bir eksen olabileceği gibi farklı bir yapıda ve çok eksenli de olabilir. Bu amaçla günümüzde servo motorlar kullanılmaktadır. Çünkü servo motorlara entegre olarak bulunan enkoder, doğru bir donanım ve yazılımla konum ve zaman bilgisi vererek, birden fazla servonun uyum içinde çalışmasına olanak verir.



Şekil 3.15. Servo motorla doğrusal hareket düzeneği

LAD görüntüleme sistemi arayüz ve yazılım kontrolleri ile servonun tamamen ya da yarı rotobik çalışmasına imkan vermektedir. Buna göre ışınlamanın başlayacağı nokta ya otomatik ya da kameradan kullanıcının seçimine göre belirlenmektedir.

Çizelge 3.7 ATO130ST servo teknik özellikleri

Temel özellikler	Model	ATO130ST-M10015
	Ağırlık	10,2 kg
	Uzunluk	213mm
	Güç	1,5kW
	Çalışma voltajı	220 VAC
	Çalışma akımı	6A
	Çalışma hızı	1500 rpm
	Çalışma Torku	10 Nm
	Maksimum Tork	25 Nm
Teknik parametreler	Voltaj sabiti	103V/1000r/min
	Tork sabiti	1,67 Nm/A
Teknik parametreler	Eylemsizlik momenti	$1.94 \times 10^{-3} \text{ Kg.M}^2$
	Hat direnci	1.5 Ω
	Hat indüktansı	4.37 mH
	Enkoder hat numarası	2500
	Yalıtım sınıfı	F sınıfı
	Güvenlik Sınıfı	IP65
Çevresel	Isı	-20°C ~ +40°C
	Nem	<90%RH, (yoğunlaşmasız)

Mekanik gövde

LAD konvansiyonel radyografi siteminde de doğrusal yataklamalı mekanik aksam kullanılmış olup, X-ışını ve dedektör, hasta arada bulunduğu halde taramayı gerçekleştirmektedir.

Mekanik aksam bir insan ayakta iken bütün vücudu görüntüleyebilecek şekilde tasarlanmıştır. Foküs dedektör mesafesi (SID) 120 cm dir. Cihaz yerden 200cm yüksekliğe kadar ışınlayıp çekim yapabilmektedir.

Çizelge 3.8. LAD mekanik gövde özellikleri

Gövde materyali	70x30x2mm demir profil
Yükseklik	231 cm
En	189 cm
Tarama yüksekliği	201cm
Foküs dedektör mesafesi	120cm
Hareket aktarıcı	32x21mm çelik zincir
Doğrusal hareket	30mm Ø doğrusal yataklama
Yüzey koruma	elektrostatik kaplama



Şekil 3.16. Demir atölyesinde mekanik aksam yapım aşamaları

Fan Beam ile radyografi yapabilmek için, hasta sabit dururken X-ışını ve LAD eş zamanlı olarak tarama yapması gerekmektedir. Bu tarama esnasında hareketten kaynaklı bozulma (motion artifact) olmaması çok önemlidir. Aynı zamanda bu taramanın toplanma süresi, hastanın hareketinden de etkilenmeyecek kadar kısa olmalıdır. Hatta normal şartlarda saniyede bir kere attığı düşünülen kalp bile göğüs filmi çekilirken hareket bozulması yaratabilir. Dolayısıyla mekanik aksamın titreşimsiz ve hızlı hareketi tüm bu hareket ihtimalleri göz önünde bulundurularak tasarlanmalıdır.

3.2. NOVA FA Konvansiyonel röntgen cihazı

Kıyaslama amaçlı çekimlerde NOVA FA konvansiyonel DR röntgen cihazı kullanılmıştır. Burada önemli özellik, sistemin düz panel dedektöründeki sintilatör malzemenin LAD de olduğu gibi GOS (Gd_2O_2S) olmasıdır. Böylece kıyaslanacak iki dedektörün geometrileri dışında özdeş oldukları görülmektedir.

Aynı şekilde, tüp foküsü ve fantom mesafesi de her iki sistemde de 110 cm olarak ayarlanarak aynı fiziksel şartların oluşturulmasına çalışılmıştır.

Konvansiyonel cihazda gridin bulunması dışında diğer bütün parametrelerin özdeş en yakın şekliyle doz ölçümlerinin yapılmasına özen gösterilmiştir.



Şekil 3.17. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı

Cihaz tek detektörlüdür. X-ışını tavan statifi üzerine monte edilmiş Röntgen tüpünde üretilir. Hasta masası motorize olup, akciğer statifi dışındaki çekimlerin yapılması için kullanılır. Bu durumda dedektör masanın altında konumlandırılır.

NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı birimleri:

Röntgen Tüpü:

Cizelge 3.9 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı röntgen tüpü

İç tüp	
Tüp tipi	Rad-13
Hedef materyali	Renyum tungsten molibdenum alaşım
Foküs adedi	2
Foküs boyutları	1.0mm/2.0mm
Foküs güçleri	39,2kW/81,2kW
Hedef açısı	16 ⁰
Haube tibi	PX1400
Ağırlık	24 kg (41.6 lbs)
Maksimum potansiyel fark	150kVp
Katottan toprağa	75kVp
Anottan toprağa	75kVp
Maksimum Isı kapasitesi	1,111 kJ (1,500 kHU)
Maksimum ısı atımı (hava soğutmasız)	216 W (300 HU/sec)
Maksimum ısı atımı (hava soğutmalı)	432 W (600 HU/sec)
Sabit Filtrasyon	0.7mm Al/75kVp IEC 60522
Kaçak radyasyon yük faktörleri	150 kVp, 4.0 mA
Nem	+%10'dan +% 90'a

Taşıma ve depolama sıcaklık limitleri	-20°C to +75°C
Atmosferik basınç aralığı	70 kPa to 106 kPa
Termal anahtar	Normalde kapalı
Anahtarın açılması	110°C $\pm$ 4.0°C
Federal standart yüksek voltaj kablosu	IEC 60526 standartlarında
Haube güvenlik standardı	IEC 60601-2-28

Güç kaynağı

Cizelge 3.10. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı güç kaynağı özellikleri

Hat Gerilimi	3x380VAC
Hat düzeltme	Maksimum $\pm$ %10
Güç	50 kW
Radyografik kVp aralığı	40-150
Radyografik mA aralığı	10-500
Işınlama zamanı	1ms-10s
mAs aralığı	0,1-5000
Anatomik programlara	250 adet
Otomatik doz kontrolü	standart
Dijital dedektör arayüzü	2 adet
Buki	2 (4 opsiyonel)
Kumanda konsolu	Dokunmatik

Otomatik kolimatör:

Çizelge 3.11 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı otomatik kolimatör

X-ışını filitrasyon	6,5mm kurşun
---------------------	--------------

Maksimum kVp (tam kolimasyon)	190
Dedektör mesafe fonksiyonu	Otomatik
Alan aydınlatma	11W led projektör
Merkez gösterim	50 mW kırmızı laser
Ağırlık	29,4kg

Kolimasyonun otomatik olması SSD ye göre kolimasyonun cihaz tarafından yapılması anlamına gelir. Tüp dedektörden uzaklaştıkça kolimatör yaprakları ayarlanır. Eğer tam alanlı bir çekim yapılmayacaksa, kolimatör ışığı yardımıyla kullanıcı manuel kolimasyon da yapabilir.

Yüksek voltaj kablosu

Çizelge 3.12 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı voltaj kablosu teknik özellikleri

Kablo uzunluğu	10m
Test gerilimi	190kVpDC / 10 dakika
Gerilim	160kVpDC
İletken yalıtımı	750VACrms/1000VDC
Nominal dış çap	26 mm
Net ağırlık	890 kg/km

Mekanik Aksam

Çizelge 3.13 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı mekanik aksam teknik özellikleri

Hasta Masası

Masa yüzeyi	Radyoopasite 3mm Al eşleniği
Masa boyutları	2200x868mm
Boylam hareket	±790mm
Yatay hareket	±100mm
Vertikal hareket	400 mm (600-1000mm)

Maksimum hasta ağırlığı	200kg
-------------------------	-------

Akciğer statifi:

Motorize vertikal hareket	1500mm (400-1900 mm)
Dedektör dönüş ve tilt	+90°/-20°
Tavan statifi takibi	Otomatik senkronize

Tavan statifi

Tavan rayları üzerinde	
Uzunlamasına	3,358-6000mm
Yatay	2000-3490mm
Tavan statifi uzunlamasına hareket	
Minimum	2123 mm
Maksimum	4766mm
Yatay hareket minimum	901mm
Yatay hareket maksimum	2401 mm

Kurşun Izgara (sabit grid)

Çizelge 3.14 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı kurşun ızgara teknik özellikleri

Grid boyutu	17x17" (43,1x43,1cm)
Grid oranı	10:1
Etkin üst enerji	120 kVp
Her inçteki kurşun çizgi sayısı	103
Tüp fokus mesafesi	38-62"(96,52-157,4cm)

Düz panel dijital dedektör

Çizelge 3.15 NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı düz panel dedektör teknik özellikleri

Dedektör yapısı	Amorfus silikon
Boyutları	17x17" (43,1x43,1cm)
Sintilatör	Gadolinyumoksisülfid (Gd_2O_2S)
Piksel boyutu	160 μ m
Piksel adedi	2.688 x 2.688
Gri skala	4.096 (12 bits)
Görüntü oluşma süresi	3 s
Arayüz	Dicom 3, Ethernet, 10/100 Base T
Ağırlık	20,8 kg
Standardı	CE 0197

3.3. Dozimetre

3.3.1. Best Medical TN-RD-90 MOSFET dozimetre

Doz ölçümleri için A.Ü. BAP desteğiyle alınan Best Medical TN-RD-90 Mosfet dozimetre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dozimetre bataryalı olarak, başka bir üniteye ihtiyaç duymaksızın aynı anda iki mosfet dedektörle doz ölçümü yapabilmektedir.



Şekil 3.18 TN-RD-90 MOSFET dozimetre cihazı

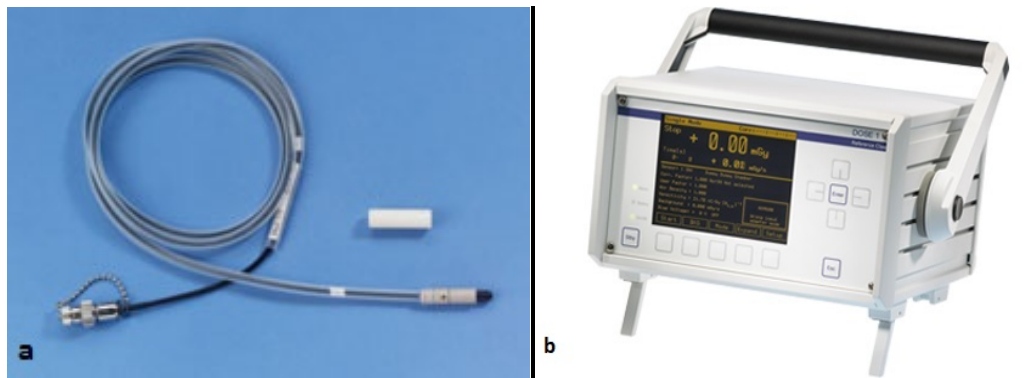
Çizelge 3.16 TN-RD-90 Mosfet dozimetre teknik özellikler

Ölçüm yöntemi	Gerçek eş zamanlı, toplam doz ölçümü
Aktif dedektör alanı	0.2 x 0.2mm
Işın sönümleme	-
Ağırlık	280 gr
Standart MOSFET	2.5mm
Mikro Mosfet	1 mm
Birimler	Gy, cGy, mGy, rad, mV
Kazanç ayarları	Yüksek ve standart kullanım hassasiyeti

3.3.2. IBA CC04 iyon odası ve Dose 1 elektrometre

Fantomlarda CTDI ölçümleri için ikincil bir iyon odasının kullanılabilirliğini incelemek için İba marka CC04 iyon odası ile ölçümler alınmıştır. CC04 radyoterapide kullanılan küçük alanların ve yüksek doz geçiş aralıklarının ölçümlerinde kullanılan bir iyon odasıdır.

CC04 iyon odası ve İba marka Dose 1 model elektrometre kullanılmıştır. Dose 1 elektrometre soğrulan doz ölçümleri için kullanılan bir elektrometredir. İyon odaları, yarıiletken dedektörler, kristal problarla kullanılabilir (<http://www.iba-dosimetry.com>). İyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu yapılmış olup kalibrasyon sertifikaları mevcuttur.

**Şekil 3.19. a)** CC04 iyon odası; **b)** Dose 1 elektrometre.

İyon odasının ve elektrometrenin teknik özellikleri sırasıyla Çizelge 3.6 ve Çizelge 3.7’de verilmiştir.

Çizelge 3.17. İba marka CC04 model iyon odası teknik özellikleri.

Hacim (cc)	0,04
Hassasiyet (nC/cGy)	0,013
Aktif uzunluk (mm)	3,6
İç çap (mm)	4
Duvar kalınlığı (mm)	0,4
Elektrot çapı (mm)	1

Iyon odası boyutlarının oldukça küçük olması, en az alan kaplayarak ölçüm yapabilmesine imkan vermiştir. Küçük boyuta rağmen içyapısı nedeniyle iyonizasyon miktarı ölçülerek elektrometre üzerinden okunabilmektedir.

Çizelge 3.18. İba marka Dose 1 model elektrometre teknik özellikleri.

Bias voltaj (V)	± 500
Algılayıcı çeşitleri	TNC ve BNC
Sıcaklık aralığı (0C)	15 – 35
Güç kaynağı	100- 200 V, 50/60 Hz
Boyutlar (mm)	259 x 259 x 165
Ağırlık (kg)	3,5
Doz aralığı	40 pC – 1C
Doz hızı	40 pA – 1000 nA
Veri toplama birimleri	Gy, Sv, R, rad, rem
Zaman	Saniye, dakika, saat
İç zaman aralığı (sn)	1-9999
Doğrusallık	$< \pm 0,25 \%$
Kararlılık (1 yılda)	$< \pm 0,25 \%$

3.4 Fantomlar



Şekil 3.20. Antroformik yetişkin erkek fantomu

Fantom yetişkin bir erkek bedeni yapısındadır.
(http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm)

Çizelge 3.19. Antroformik yetişkin erkek fantomu

Antrofomorfik (insan biçiminde) özellikleri	
Boyu	175cm
Kilosu	73.5 kg
Kesit kalınlığı	2.5cm

Antroformik fantomun yanısıra, su fantomu ve bir multimetre de fantom olarak kullanılarak görüntüleme ve doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

3.5 METOD

Ölçümler için yetişkin antroformik yetişkin erkek fantomu kullanılmıştır. Antroformik Fantom ile en temel ve yaygın olarak görüntülenen insan vücudu

Kafa PA

Kafa Lateral

Akciğer PA

Akciğer Lateral

Lomber AP

Lomber Lateral

Pelvis AP

tetikikleri önce doğrusal dizi dedektörlü ardından konvansiyonel röntgen cihazı ile yapılmıştır. Bu çekimler fantom üzerinden yapılarak ESD ölçümü önce Mosfet ve ardından iyon odası dozimetre ile gerçekleştirilmiştir.

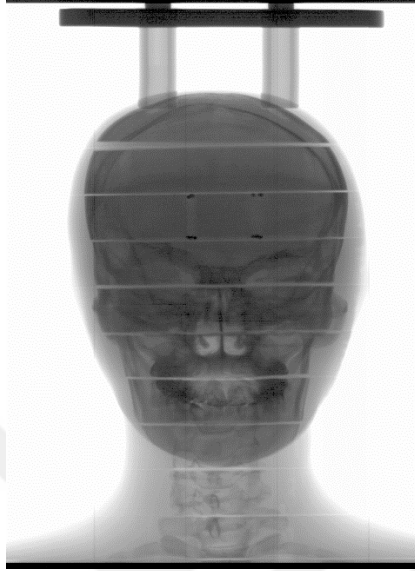
Çekimler farklı kVp ve mAs değerlerinde yapılmış, görsel değerlendirme sonucunda en ideal görüntüyü veren doz aralığını belirlemesinin ardından o değerler temel alınarak çekimler 10 ar kez tekrarlanmıştır. Sapma miktarı ve merkez değerler bu tekrarlar sonucunda elde edilmiştir.

Fantomun en kalın bölgesi olan Lomber Lateral'den daha kalın dokulardaki durumu incelemek amacıyla su fantomu kullanılmıştır. Buna göre su fantomunun eni artırılarak X-ışını penetrasyonundaki artış gözlenmiştir.

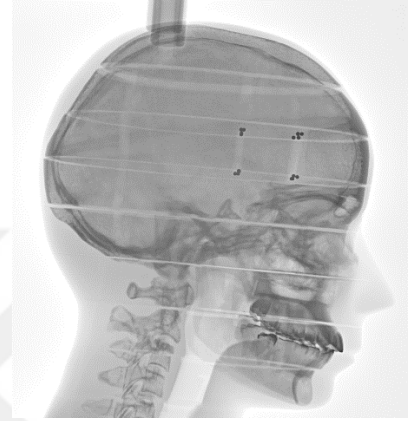
ESD hesaplamasında kullanılan eşitlikteki ters kare yasası incelenmek üzere fantom olarak bir multimetre kullanılmıştır. Konvansiyonel cihazda magnifikasyon yapmak mümkün olmadığı halde, doğrusal dizi sistemde fantom röntgen tüpüne yaklaştırılarak görüntüde detay artırılırken dozdaki değişiklik incelenmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Doğrusal dizi dedektör ile antroformik fantom görüntüleme



a)



b)



c)

Şekil 4.1. Doğrusal dizi dedektörlü röntgen cihazı ile yapılan örnek çekimler **a)** Kafa PA; **b)** Kafa Lateral; **c)** Akciğer PA

Çizelge 4.1. LAD cihaza ait üretici değerleri

LAD Cihaz	Maksimum kVp	Maksimum mA	Maksimum mAs	Filtrasyon (mm Al)	Tüp Çıkışı (mGy)
TREX TM80	150	1000	10000	2,7	7,25

Geri saçılım faktörü (Back Scatter Factor-BSF) kafa ve servikal:1,25 akciğer için 1,3 ve lomber için 1,4 dür. Foküs hasta mesafesi d, röntgen cihazının yapısı gereği sabit olup bütün çekimler için 110 cm dir.

Çizelge 4.2. LAD cihazı tetkikler esnasında X-ışını değerleri

Tetkik	Uygulanan kVp	Uygulanan mAs
Kafa PA	62-71	13-15
Kafa Lateral	58-63	9-12
Akciğer PA	71-79	6-8
Akciğer Lateral	74-81	8-11
Lomber AP	64-74	20-25
Lomber Lateral	68-77	30-38
Pelvis AP	60-68	17-21

Çizelge 4.3. LAD cihazı tetkikler esnasında X-ışını doz değerleri

Tetkik	Mosfet Dozimetre ESD (mGy)	İyon Odası ESD (mGy)	Ortalama ESD (mGy)	Hesaplanan ESD (mGy)
Kafa PA	1.08(0.07)	1.19(0.11)	1.14	1.21
Kafa Lateral	0.95(0.08)	0.87(0.14)	0,91	1.05
Akciğer PA	0.39(0.13)	0.27(0.13)	0,33	0.45
Akciğer Lateral	0,57(0.11)	0,50(0.09)	0,54	0.59

Lomber AP	2,87(0.03)	2.95(0.07)	2.91	3,21
Lomber Lateral	4,67(0.02)	4.55(0.14)	4.61	4,71
Pelvis AP	2.68(0.05)	2.84(0.11)	2.74	3,01

4.2. Konvansiyonel Röntgen ile antroformik fantom görüntüleme

Aynı fantom bu kez A.Ü Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı ile görüntülenmiştir. Çekimler cihazda bulunan anatomik programlar (kVp ve mAs değerleri) ve otomatik ışınlama kontrolü (AEC automatic exposure control) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Foküs fantom mesafesi d, doğrusal dizi röntgen cihazında olduğu gibi bütün çekimler için 110cm olarak sabitlenmiştir.

Çizelge 4.4. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı Cihaza ait üretici değerleri

LAD Cihaz	Maksimum kVp	Maksimum mA	Maksimum mAs	Filtrasyon (mm Al)	Tüp Çıkışı (mGy)
DR RAD marka X3C NOVA-FA	150	500	5000	2,6	5,55

Çizelge 4.5. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı X-ışını değerleri

Tetkik	Uygulanan Anatomik Program (kVp)	Uygulanan AEC (mAs)
Kafa PA	69-78	15-18
Kafa Lateral	63-65	10-15
Akciğer PA	78-85	7-9
Akciğer Lateral	80-89	13-16
Lomber AP	75-83	27-34
Lomber Lateral	78-92	37-48
Pelvis AP	69-75	22-31

Çizelge 4.6. NOVA FA konvansiyonel röntgen cihazı X-ışını doz değerleri

Tetkik	Mosfet Dozimetre ESD (mGy)	İyon Odası ESD (mGy)	Ortalama ESD(mGy)	Hesaplanan ESD (mGy)
Kafa PA	1.36(0.06)	1.21(0.17)	1,29	1.673
Kafa Lateral	1,05(0.07)	0.93(0.12)	0,99	1,274
Akciğer PA	0.31(0.09)	0,44(0.19)	0.37	0.641
Akciğer Lateral	0.65(0.12)	0,78(0.11)	0.71	0.897
Lomber AP	3.93(0.04)	4.03(0.09)	3.98	4.736
Lomber Lateral	6,71(0.02)	6,75(0.13)	6.73	7.454
Pelvis AP	3,23 (0.03)	3,55(0.12)	3,39	3,785

Çekimlerin yapıldığı konvansiyonel dijital röntgen cihazı üretici tarafından verilen filitasyon ve tüp çıkış değerleri de çizelge 4.4 de gösterilmiştir.

4.3. LAD ile konvansiyonel cihazda antroformik fantom sonuçlarının kıyaslanması

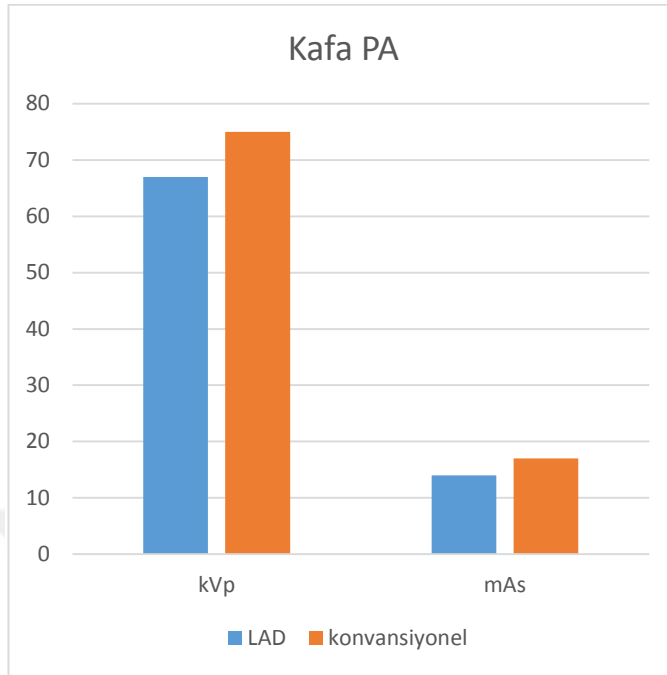
Konvansiyonel cihaza ait FPD de sabit grid bulunmakta olup sökülmesi mümkün değildir. Sabit grid bulunan sistemlerde bukiye ihtiyaç kalmamaktadır. Zaten FPD de yapısı gereği her kalınlıkta doku için kurşun gride ihtiyaç bulunmaktadır.

Dedektör yapıları dışında diğer temel özelliklerin özdeş olması sağlanmıştır. Hem FPD hem de LAD özdeş sintilatör ve algılayıcı fotodiyot TFT ünitesine sahip olup bütün iki sistemde bulunan yegane fark LAD sisteminde kurşun gridin bulunmamasıdır.

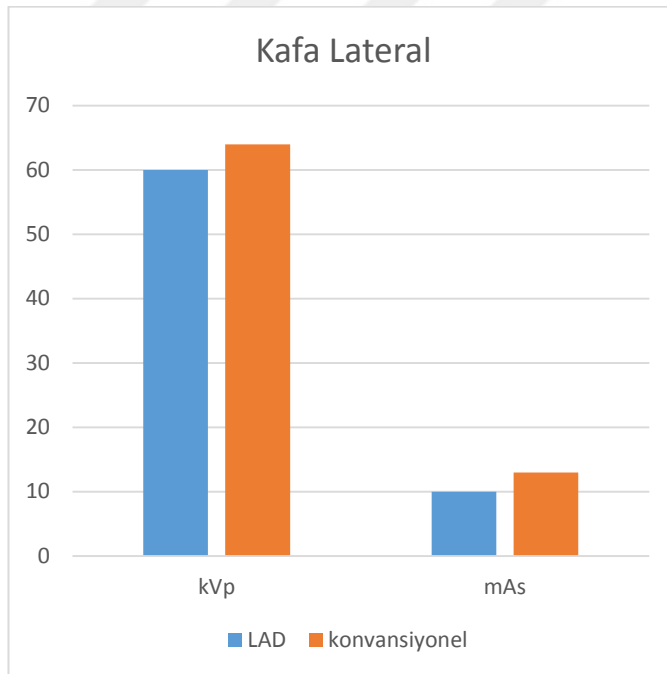
Böylece sonuçlar kıyaslanması anlam ifade edecektir. İlk önce antroformik fantom kullanılarak LAD sistemi ile çekimler ve doz ölçümleri yapılmıştır. Ardından aynı fantom konvansiyonel röntgen ile görüntülenmiştir.

Görüntü kalitesi LAD sistemde tamamen görsel olarak değerlendirilmiş, FPD cihazında ise AEC sistemi kullanılmıştır. Bu sistem önceden kalibre edilmiş olup, AEC dedektörü doyuma ulaştığında ışınlamayı kesmiştir.

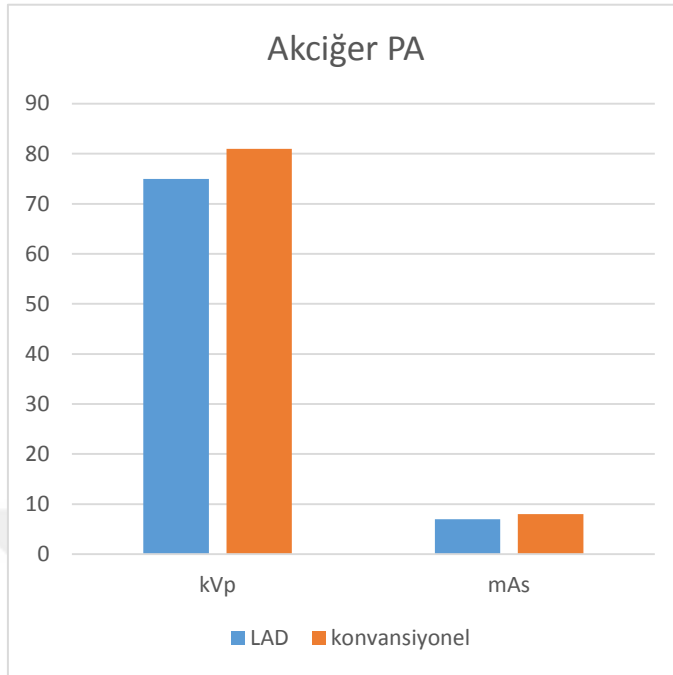
Bu çekimler esnasında alınan değerler kaydedilerek, aşağıdaki grafik içeren şekiller oluşturulmuştur. Şekiller önce her anatomik bölge için ayrı ayrı gösterilmiştir.



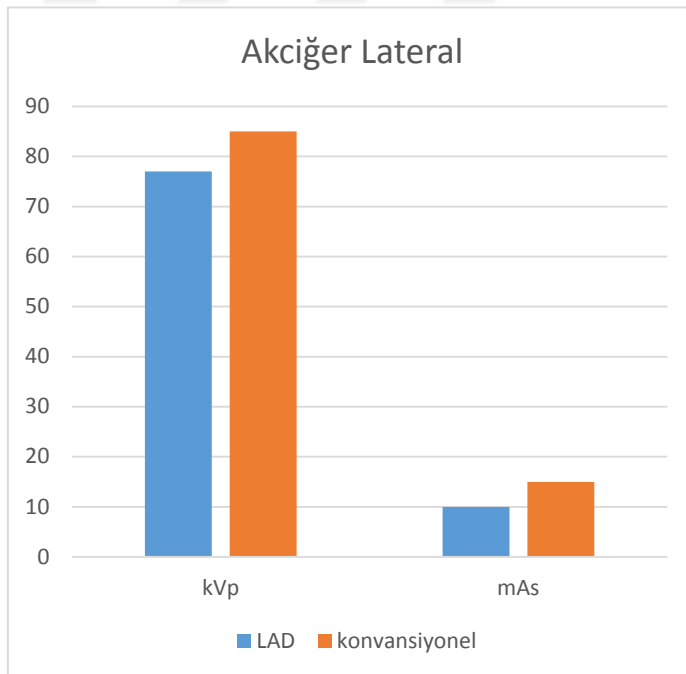
Şekil 4.2. LAD ve konvansiyonel sistemle Kafa PA ortalama X-ışın parametreleri



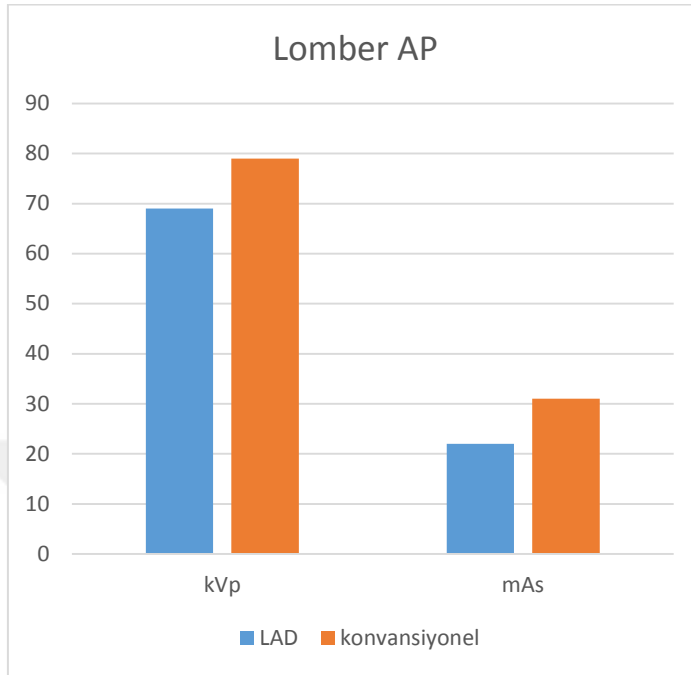
Şekil 4.3. LAD ve konvansiyonel sistemle Kafa Lateral ortalama X-ışın parametreleri



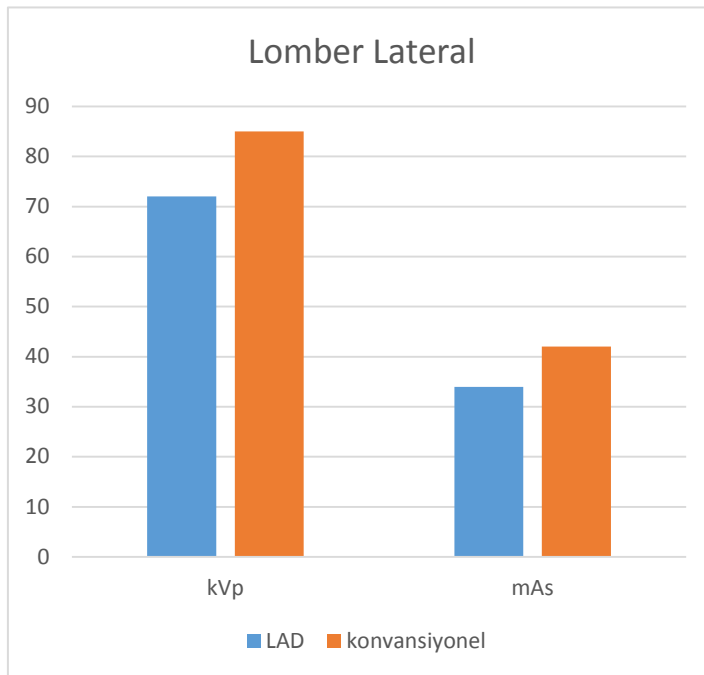
Şekil 4.4. LAD ve konvansiyonel sistemle Akciğer PA ortalama X-ışın parametreleri



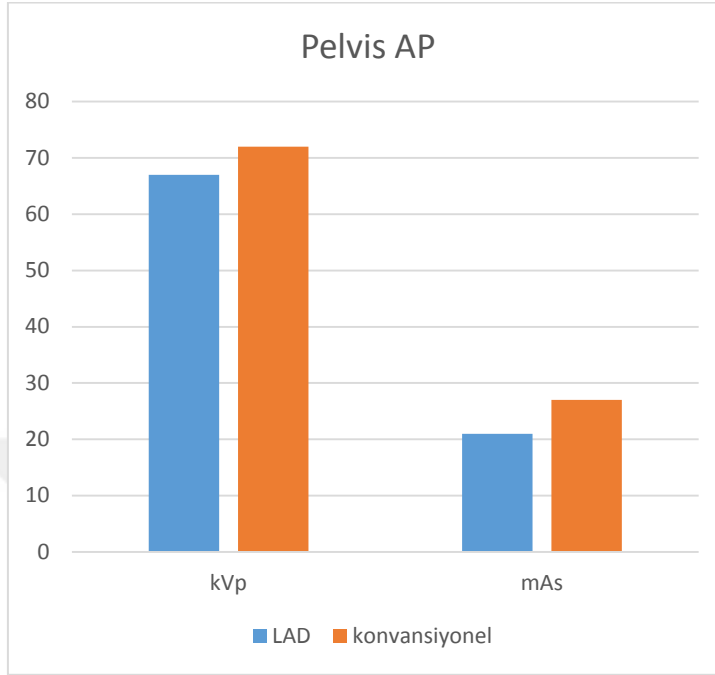
Şekil 4.5. LAD ve konvansiyonel sistemle Akciğer Lateral ortalama X-ışın parametreleri



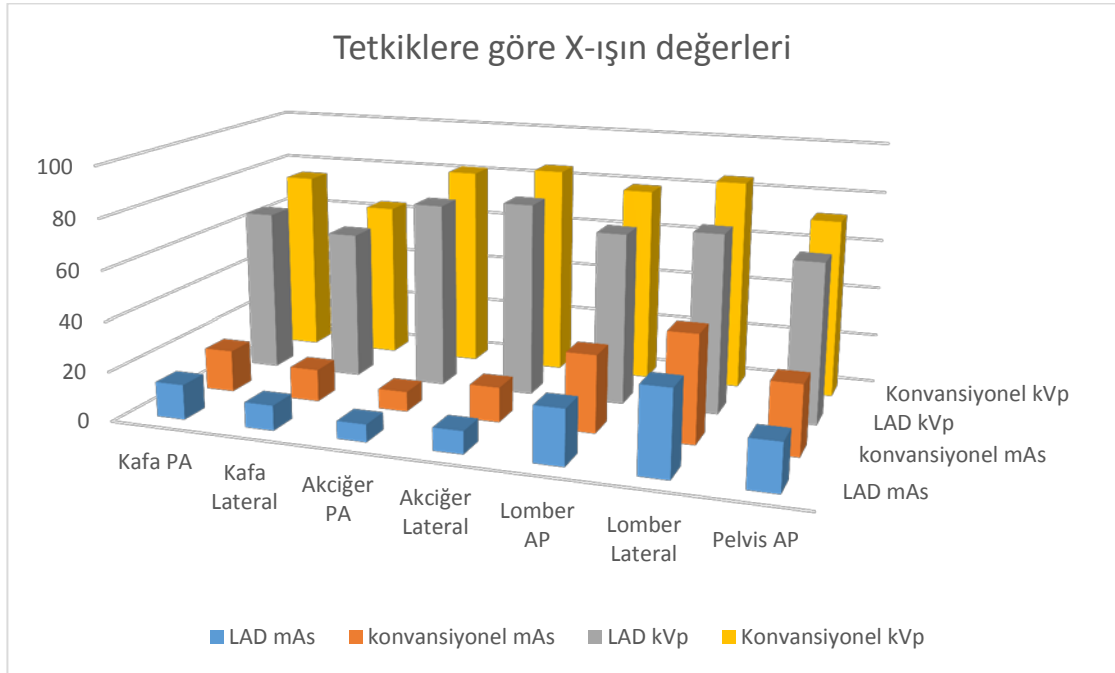
Şekil 4.6. LAD ve konvansiyonel sistemle Lomber PA ortalama X-ışın parametreleri



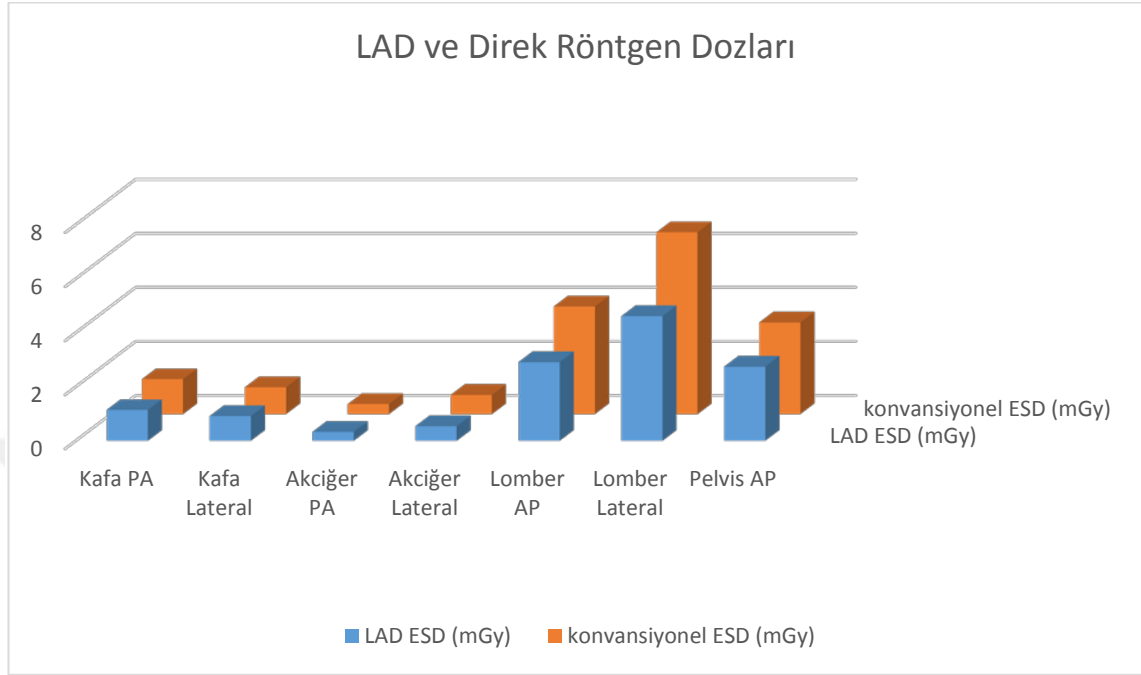
Şekil 4.7. LAD ve konvansiyonel sistemle Lomber Lateral ortalama X-ışın parametreleri



Şekil 4.8. LAD ve konvansiyonel sistemle Pelvis AP ortalama X-ışın parametreleri



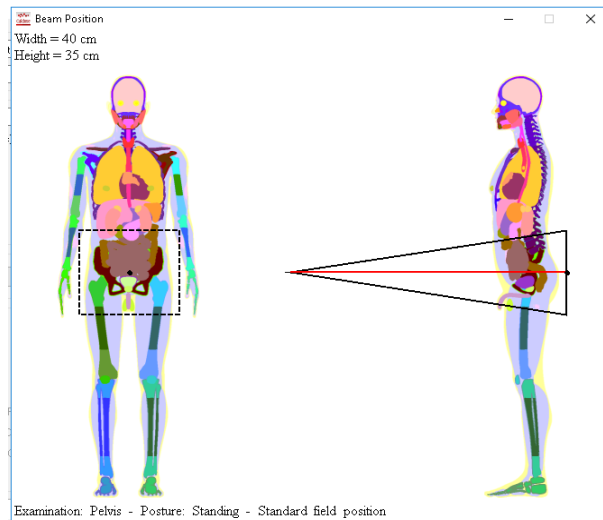
Şekil 4.9. LAD ve konvansiyonel sistemle tetkiklerin ortalama kVp ve mAs değerleri



Şekil 4.10. LAD ve konvansiyonel sistemle tetkiklerin ortalama ESD değerleri

4.4. Doz Yazılımı

Doz yazılımlarının kullanımıyla radyografi tetkiklerinde yalnız ESD değil IAK, INAK gibi değerler de görülebilmektedir. Şekil 4.12 de girilen X-ışın parametrelerine göre organ dozlarının dağılımı görülmektedir. Şekil 4.11 da doz alan bölge AP ve lateral olarak görülmektedir. Bu yazılımlar yüksek dozlarda ve sık yapılan tetkiklerde hastanın organ dozlarını göstermesi nedeniyle kullanışlıdır.



Şekil 4.11. Doz alan bölge gösterimi

Conversion Coefficients for Organs and Tissues		
Save As...		
Print...		
Exit		
Calculation date: 20/04/2018 CALDose_X_5.0		
EXPOSURE CONDITIONS		
MASH3STA: PELVIS, ANTERIOR-POSTERIOR (AP)		
IMAGE BEHIND THE BODY		
80 kVcp 2.5 mm Al 17 Deg Tungsten IPEM/SR78		
MEAN SPECTRAL ENERGY: 42.6 keV ABSORBED FRACTION: 0.57		
SOURCE-TO-DETECTOR (FILM): 110 cm		
SOURCE-TO-SKIN: 82.0 cm		
FIELD SIZE IN DETECTOR PLANE: 40 cm x 35 cm		
FIELD POSITION: STANDARD POSTURE: STANDING		
MALE ADULT (ICRP89)		
BODY MASS: 73.0 KG, STANDING HEIGHT: 176.0 CM		
ABSORBED DOSE PER AIR KERMA AREA PRODUCT		
ORGAN/TISSUE	mGy/Gy*cm**2	%
ESAK/AKAP	1.813	1.16
BLADDER WALL	0.285	1.15
COLON WALL	0.413	0.35
KIDNEYS	0.025	1.67
LIVER	0.026	0.69
LUNGS	0.001	8.08
TESTES	0.521	1.04
PANCREAS	0.110	1.18
SMALL INTESTINE WALL	0.484	0.24
SKIN ENTRANCE 7.2cm X 7.2cm	1.882	1.16
SPLEEN	0.008	3.98
STOMACH WALL	0.045	1.71
PROSTATE	0.100	0.50

Şekil 4.12. Doz yazılımı organ dozları gösterimi

5. TARTIŞMA

5.1. Su fantomu ile yapılan çekimler

Grafik 4.10'a bakıldığında kafa ve akciğer tetkiklerinde LAD dozları daha az ama yakın görülmektedir. Oysa lomber ve pelvis çekimlerinde konvansiyonel röntgen dozlarının LAD dozlarından hayli fazla olduğu görülmektedir. Bu durumu daha detaylı araştırmak gerekmektedir. Fakat bu durumda Antroformik fantom yeterli olmamaktadır.

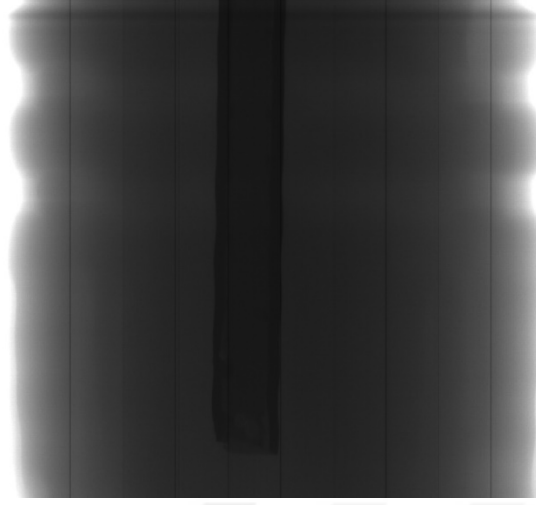
Çünkü Antroformik fantomda en kalın doku lateral lomber bölgesidir. Bu bölgenin görüntülenmesinde konvansiyonel dozları LAD dozlarına göre daha da artmış fakat AEC sistemi çalışmakta ve görüntü oluştuğu anda ışınlamayı kesebilmektedir.

Bu yüzden 18, 10, 5 ve 1.5lt pet şişlere içerisine su ve kemik etkisi vermek üzere demir çubuk konularak rando fantomdan daha kalın dokuya sahip fantom tasarlanmıştır. Çünkü su insan vücudunun da %75 ini oluşturmaktadır ve dokuya yakın bir şekilde X-ışınıyla etkileşir. Bu fantomlarla önce LAD sonra konvansiyonel sistemde çekimler tekrarlanmış ve Mosfet dedektörle doz ölçümü yapılmıştır.

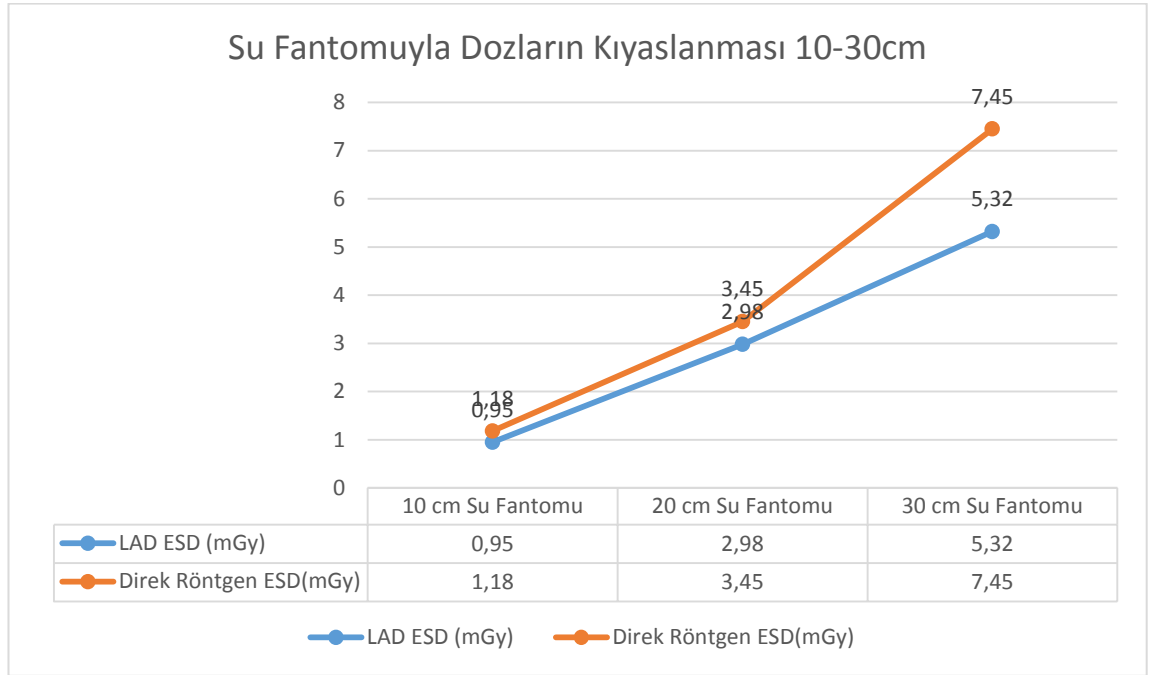
Su fantomuyla yapılan doz ölçümlerinde her doku kalınlığında LAD dozlarının konvansiyonel dozlarından düşük olduğu görülmektedir. Fakat 10 cm kalınlığında %22 fazla doz gerekirken 30 cm de bu fark %47 ye çıkmıştır.(Şekil 5.3)



Şekil 5.1. Su Fantomu

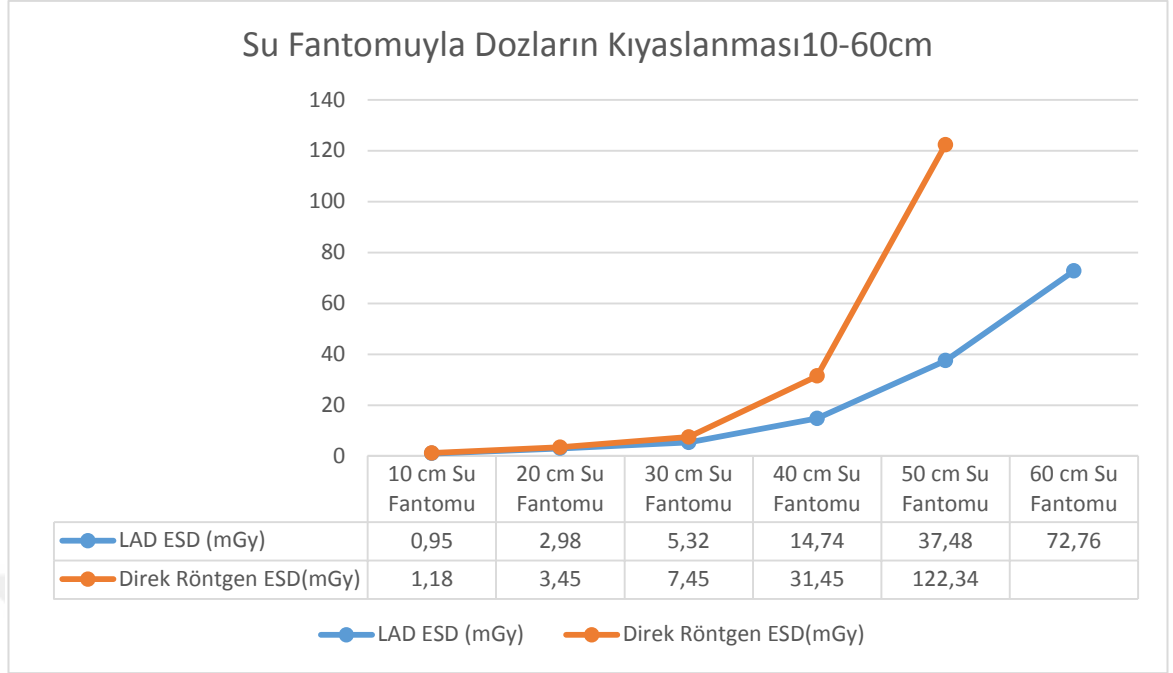


Şekil 5.2. Su fantomunda görsel olarak kabul edilebilir görüntü örneği



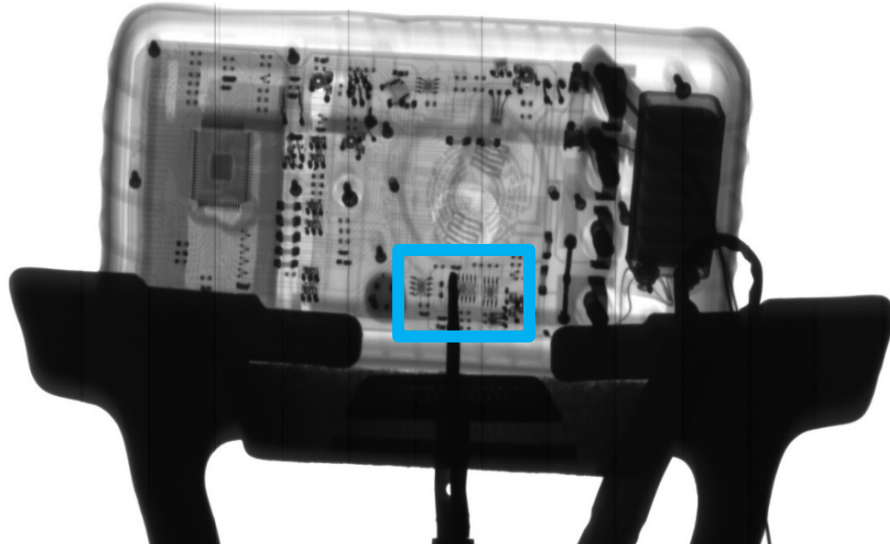
Şekil 5.3. Su Fantomuyla dozların kıyaslanması 10-30cm

Öte taraftan 60 cm su fantomu AEC sistemi ışınlamayı kesemediğinden konvansiyonel sistemle görüntülenememiştir. (Şekil 5.4) 40 cm de bu fark %103 e ulaşmıştır. (ŞABIČ 2016)



Şekil 5.4. Su Fantomuyla dozların kıyaslanması 10-60cm

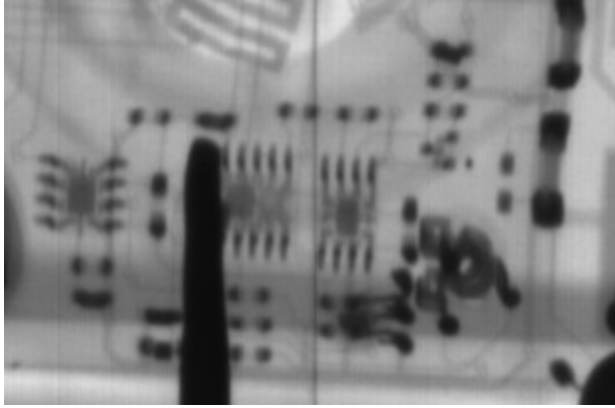
5.2 Magnifikasyon ESD ilişkisi



Şekil 5.5. Dedektörden 10cm uzakta multimetre

Konvansiyonel sistemde grid bulunduğundan kaliteli görüntüyü en düşük ESD ile alabilmek için objenin gride mümkün olduğunca yakın olması gerekmektedir. Örneğin

kalp anjiyosu yapılırken önünde sabit grid bulunan dedektör hasta vücuduna dayanır; ayakta film çekilirken hastanın yine dedektöre dayanması istenir.



Şekil 5.6. Dedektörden 50cm uzakta multimetre

Durumun LAD cihazında nasıl gerçekleştiğini görmek için, bir multimetre cihazı fantom olarak piktik tüpü üzerine yerleştirildi. İlk olarak dedektöre 10cm mesafeden görüntü alındı. (Şekil 5.5) Bu esnada görsel değerlendirmeye uygun ESD olarak doz 0,47mGy olarak ölçüldü (Iovea M. 2014)

$$ESD = S. mAs. \left(\frac{kVp}{80} \right)^2 \cdot \left(\frac{1}{d} \right)^2 \cdot B \quad (2.3)$$

Ardından dedektörden 50 cm uzaya yerleştirilerek görüntü alındı.(Şekil 5.6) Görüntüde bozulma olmadığı ama ESD nin 2.08 mGy ölçülerek formül 2.3 bağıntıdaki ters kare yasasına da uygun olarak arttığı görülmüştür.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada sağlık alanında X-ışını ile dijital diyagnostik görüntülemeye doğrusal dizi dedektörün radyasyon dozuna etkisi araştırılmıştır.

Kullanılan doğrusal dizi dedektör içyapısı sintilatör-fotodiyot grubundan oluşmaktadır. Konvansiyonel röntgen cihazında da sintilatör-fotodiyot yapısında düz panel dedektörü bulunmaktadır. Antroformik ve su fantomu ile her iki cihazda yapılan çekimler X-ışını parametreleri ve ESD açısından kıyaslanmıştır.

Her iki dedektörde özdeş yapıdadırlar. Fakat Şekil 5.3. de görüldüğü üzere 10cm kalınlığındaki fantomda bile konvansiyonel cihaz ancak %22 fazla dozla görüntüleyebilmektedir.

Doku kalınlığı arttıkça bu oran 30cm su fantomunda %47 ye çıkmıştır. Bu farkın dedektörlerin algılama özelliklerinden değil, saçılmaya karşı kullanılan kurşun gridden kaynaklandığı anlaşılmaktadır. Doku kalınlığı arttıkça gride kaybolan X-ışın enerjisi de artmaktadır.

LAD sistemde grid bulunmamakta, fakat sistem doğrusal yataklar üzerinde robotik hareket yapmaktadır. Mekanik titreşimi gidermek üzere doğrusal çift yataklama yapılmış olmasına rağmen hareket mesafesinin 210cm gibi bir değerde olması nedeniyle titreşimlerin olduğu görülmüştür. Bu titreşimlere rağmen diyagnostik görüntü alınabilmektedir. Titreşimlerin en aza indirildiği bir mekanik tasarımda diyagnostik görüntü kalitesi artacağından ESD nin daha da düşmesi söz konusu olabilir.

Diyagnostik görüntülemeye rutin yapılan mamografi gibi tetkiklerde doz miktarı daha da önem kazanmaktadır. Çünkü X-ışını iyonlaştırıcıdır ve” teşhis ederken hasta etme “ tartışması güncelliğini korumaktadır. Bu yüzden mamografi, doğrusal dizi dedektörle görüntüleme konusunda öncelikli alanlardan birisi olarak düşünülebilir. Halen bu tarzda mamografi cihazı üretilmiş olmakla beraber ekonomik olmadığından yaygınlaşmamıştır.

Doz düşümü nedeniyle gelen avantaj sadece sağlık alanında değil, veteriner ve tahribatsız muayene alanında da kullanılabilir. Halen büyükbaş hayvanlar ve atların ekstemite dışında X-ışınlı görüntülemesi yapılamamaktadır. Oysa LAD ile 150kVp’ a kadar medikal ekipmanlar kullanılarak büyük hayvan görüntülemesi yapılabileceği bu çalışmadaki su fantomu testlerinde ortaya çıkmıştır.

Yine tahribatsız materyal görüntülemeye de kurşun grid ve düz panel dedektörler yaygın olarak kullanılmaktadır. LAD sistemi tahribatsız görüntüleme için de uyarlanabilir.

Doz farkına ek olarak LAD dedektörle magnifikasyon konusu yeni bir imkanı da beraberinde getirmektedir. Yine mamografide grid kullanıldığı halde magnifikasyon yapılmaktadır. Fakat LAD ile yapılan çalışmalarımızda X-ışını parametrelerini değiştirmeden sadece objeyi X-ışını kaynağına yaklaştırarak daha yüksek oranda magnifikasyon yapılabildiği görülmüştür. Bunun nedeni objeye çarpıp yansıyan

fotonların dedektöre ulaşarak görüntüyü bozabilme ihtimali aynı zamanda doğrusal fotonların önünde engel bulunmamasıdır.

Mamografinin yanısıra ekstremitte görüntüleme, kemiklerdeki çatlakların tespitinde magnifikasyon önemli bir avantaj oluşturabilir. Acil servislere gelen ortopedik şikayetlerin büyük oranda ekstremitelerde olduğu düşünülürse, sadece magnifikasyon ağırlıklı ekstremitte görüntüleme cihazı tasarlanması uygun olabilir. Böyle bir cihazın üretilerek kullanılması durumunda, görüntü kalitesini düşürmeden görüntü büyütüldüğünden konvansiyonel cihazla görülemeyecek lezyonların, çatlak ve kırıkların görüntülenerek tedavisi mümkün hale gelebilir.



8 KAYNAKLAR

- ADHIKARI S.R. 2012. Effect And Application of Ionization Radiation (X-Ray) In Living organism. 1-2, 89-92.
- DAVIES, M., MCCALLUM, H., WHITE, G., BROWN, J., HELEM, M. 1997. Patient dose audit in diagnostic radiography using custom designed software. Radiography, 3, 17-25.
- DANCE D.R. Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students IAEA 2014, Chapter 21 Instrumentation For Dosimetry 21.4 Semiconductor Dosimeters, 535-537
- DEWERD, L.A., KISSICK, M. 2014. The Phantoms of Medical and Health Physics. Springer New York Heidelberg Dordrecht London.
- Hamamatsu, X-Ray Line Scan Camera C9750 Cat. No. SFAS0017E13 MAY/2016 HPK
- Hamamatsu, Photodiode Arrays with Amplifier, Cat. No: KMPD1105E06 Feb. 2014.
- Huda 2014 RT X-Ray Physics Review, Chapter 3 X-Ray Production 23-43 Chapter 11 Radiation Dosimetry 251-275
- Kramer, R., Khoury, H. J. and Vieira, J. W. CALDose_X - a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. Phys. Med. Biol. 53 (2008)
- Patient Dose in Fluoroscopically Guided... (PDF Download Available). Available from: https://www.researchgate.net/publication/307979384_Patient_Dose_in_Fluoroscopically_Guided_Cervical_Discectomy_and_Fusion [accessed May 18 2018].
- ICRU 1963. Radioactivity. Report 10e of The International Commission on Radiological Units and Measurements. Natl. Bur. Std. (U.S.), Handbook 86.
- ICRU 1973. Report No23 of The International Commission on Radiological Units and Measurements.
- ICRU 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU REPORT 48, International Commission on Radiological Units and Measurements, Issue 48.
- International Atomic Energy Agency (1996). International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. IAEA safety series, No. 115, Vienna Austria.
- Izewska 2005. IAEA Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. Vienna

- International Commission on Radiological Protection (1996). Radiological protection and safety in medicine. Publication No. 73. Annals of the ICRP 26, Oxford: England, Pergamon press.
- Sabic I. January 6, 2016 THE EFFECT OF ANTI-SCATTER GRID ON RADIATION DOSE IN CHEST RADIOGRAPHY IN CHILDREN 75-80
- Sigmund 2014 Particle Penetration and Radiation Effects Volume 2, Part 3. Interatomic Potentials, Scattering and Nuclear Stopping, 235-276.
- Shikhaliyev, P.Mp 2012/3/7 Dedicated phantom materials for spectral radiography and CT. Physics in Medicine & Biology. Volume 57 Issue 6, 1575
- Sheridan 10 October 2016, Response to letter re: Computed radiography versus indirect digital radiography for the detection of glass soft-tissue foreign bodies
- United Nation Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. 2000 report to the General Assembly: with Scientific Annexes (United Nation, New York, 2000).
- YAFFE M.J., ROWLANDS J.A., 1997. X-ray detectors for digital radiography, Phys Med Biol 42, 1–39.
- IOVEA Mihai, NEAGU Marian, 2014.Time Delay Integration detector based solution for Industrial X-Ray NDT Inspection

ÖZGEÇMİŞ

HÜSEYİN YAVUZ KOCAOVA

E-mail: kocaova@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2014-2018	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Orta Doğu Teknik Üniversitesi
1989-1994	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Ankara

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

1986-1988	Ankara Yüksek İhtisas Hastanesi TABOM X-Işınlı cihazlar Elektronik Teknisyeni
1996	Kısa Dönem Askerlik. KHO İngilizce Mütercim olarak
1996-1998	İNCEKARA AŞ. X-Işınlı Görüntüleme Cihazları Servis Mühendisi
1998-2000	RONTES Röntgen Servis Ltd.Şti. Genel Müdür.
2000	KOCAOVA Sağlık Teknolojileri Ltd.Şti. kurucu ortağı
2009	Kocaova Sağlık Tek. Ltd.Şti. Firması hisselerinin devredilerek, Ar-Ge proje çalışmalarına başlanması.
2011	Anora Medikal&Endüstriyel Makina Ltd.Şti. Akdeniz Üniversitesi Teknokentinde kurulum, halen devam ediyor.

EĞİTİMLER & SERTİFİKALAR

X-ışınlı C-kollu ve Mobil görüntüleme cihazları servis, IMD Spa İtalya

X-ışınlı kemik dansitometre cihazları servis, L'acn Spa İtalya

X-ışınlı tek tüp tek masa görüntüleme sistemleri servis, Control-X ABD

X-ışınlı düz panel dedektörleri servis, DRTECH Kore

TAEK X Işınlı Cihazlar Teknik Yeterlilik

