

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DÜZ PANEL DEDEKTÖR TABANLI DİJİTAL FLOROSKOPİ SİSTEMİ
KULLANILARAK GERÇEKLEŞTİRİLEN NÖROGİRİŞİMSEL RADYOLOJİ
İNCELEMELERİNDE HASTA VE PERSONELİN ALDIĞI RADYASYON
DOZUNUN ÖLÇÜLMESİ

SİNEM ARIMAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA
2023

Her hakkı saklıdır

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

16/05/2023

Sinem ARIMAN



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DÜZ PANEL DEDEKTÖR TABANLI DİJİTAL FLOROSKOPİ SİSTEMİ KULLANILARAK GERÇEKLEŞTİRİLEN NÖROGİRİŞİMSSEL RADYOLOJİ İNCELEMELERİNDE HASTA VE PERSONELİN ALDIĞI RADYASYON DOZUNUN ÖLÇÜLMESİ

SİNEM ARIMAN

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof. Dr. Turan OLĞAR

Girişimsel nöroradyoloji incelemeleri, hasta ve çalışanların en yüksek radyasyon dozuna maruz kaldıkları incelemeler arasında yer almaktadır. Bu tezin amacı, dijital anjiyografi sisteminde nörogirişimsel radyoloji incelemeler için hasta dozlarının Doz-Alan Çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ve Kümülatif Hava Kerma (Cumulative Air Kerma, CAK) cinsinden ölçülmesidir. Ayrıca hasta dozu ile eş zamanlı olarak personel dozu da ölçülerek inceleme ve hasta birim DAP değeri başına lens, parmak ve tüm vücut etkin dozları belirlenmiştir. Çalışmada bir C-kollu floroskopi sistemi kullanılmıştır. Çalışmanın başlangıcında sistemin kalite kontrol ve performans ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Hasta doz ölçümünde Doz-Alan Çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ve kümülatif hava kerma (Cumulative Air Kerma, CAK) ölçüm metotları kullanılmıştır. Çalışan dozlarının hesaplanmasında Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılmıştır. Bunun için bel hizasında kurşun önlük altında ve tiroit koruyucu üstünde olmak üzere iki ayrı noktada, Berilyum Oksit (BeO) kristal içeren Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) dozimetre içeren kartlar taşınarak doz ölçümü yapılmıştır. Bu OSL dozimetreler ile tüm vücut için personel doz eşdeğeri Hp(10), göz lensi için doz eşdeğeri Hp(3) ve cilt için kişisel doz eşdeğeri Hp(0.07) ölçülmüştür. Hasta doz ölçümleri toplam 86 hasta (65 serebral ve 21 karotis) için gerçekleştirilmiştir. Serebral tanı/televizyon incelemeleri için hasta DAP ve CAK değerleri sırasıyla 73;143 Gy·cm² ve 657;1888 mGy olarak ölçülmüştür. Benzer şekilde, karotis tanı/televizyon incelemeleri için hasta DAP ve CAK değerleri sırasıyla 40;79 Gy·cm² ve 487;679 mGy olarak ölçülmüştür. DAP değerlerinden hesaplanan hasta etkin dozları serebral tanı/televizyon ve karotis tanı/televizyon incelemeleri için sırasıyla 4,04;8,16 mSv ve 2,11;3,93 mSv'tir. Personel dozları, hasta dozları ile eşzamanlı olarak toplam 30 serebral ve 8 karotis incelemesi için ölçülmüştür. Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemlerine göre hekim, hemşire ve teknisyen için inceleme başına ölçülen tüm vücut etkin dozları sırasıyla 12,63;19,74 µSv, 7,11;11,05 µSv ve 10,00;15,26 µSv'tir. Hekim, hemşire ve teknisyen için inceleme başına ölçülen lens dozları sırasıyla 18,68, 19,74 ve 13,42 µSv'tir. İnceleme başına ekstremiteler dozları ise hekim için 54,74, hemşire için 15,26 ve teknisyen için 14,21 µSv olarak ölçülmüştür.

2023, 65 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nörogirişimsel radyoloji, hasta/personel dozu, DAP, hava kerma, FPD, OSL

ABSTRACT

Master's Thesis

MEASURING OF THE RADIATION DOSE RECEIVED BY PATIENTS AND STAFFS IN NEUROINTERVENTIONAL RADIOLOGY EXAMINATIONS USING A FLAT PANEL DETECTOR BASED ON A DIGITAL FLUOROSCOPY SYSTEM

SINEM ARIMAN

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics
Health Physics Master's Degree Program

Supervisor: Prof. Dr. Turan OLGAR

Interventional neuroradiology examinations are among the examinations in which patients and personnel are exposed to the highest radiation dose. The aim of this thesis is to measure patient doses in terms of Dose-Area Product (DAP) and Cumulative Air Kerma (Cumulative Air Kerma, CAK) for neurointerventional radiology studies in digital angiography system. In addition, the personnel dose was measured simultaneously with the patient dose, and lens, finger and whole-body effective dose determined per examination and patient unit DAP value. In the study, an C-arm fluoroscopy system was used. At the beginning of the study, the quality control and performance measurements of the system were carried out. Dose-Area Product (DAP) and cumulative air kerma (CAK) measurement methods were used for patient dose measurement. Niklason et al. 1994 and Borrego et al. 2020 algorithms were used to calculate personnel doses. For this purpose, dose measurement was made by carrying cards containing Optically Stimulated Luminescence (OSL) dosimeter consisting of BeO crystal at two different points, one dosimeter under the lead apron at waist level and the other at the neck outside the apron. With these OSL dosimeters, the personnel dose equivalent Hp(10) for the whole body, the dose equivalent Hp(3) for eye lens and the personal dose equivalent Hp(0.07) for the skin were measured. Patient dose measurements were performed for a total of 86 patients (65 cerebral and 21 carotid). For cerebral diagnostic/therapeutic investigations, patient DAP and CAK values were measured as 73;143 Gy·cm² and 657;1888 mGy, respectively. Similarly, patient DAP and CAK values for carotid diagnostic/therapeutic investigations were measured as 40;79 Gy·cm² and 487;679 mGy, respectively. Patient effective doses calculated from DAP values are 4.04;8.16 mSv and 2.11;3.93 mSv for cerebral diagnostic/therapeutic and carotid diagnostic/therapeutic investigations, respectively. Staff doses were measured for a total of 30 cerebral and 8 carotid examinations simultaneously with patient doses. According to the Niklason/Borrego algorithms, the measured whole body effective doses per examination for the physician, nurse, and technician are 12.63;19.74 µSv, 7.11;11.05 µSv, and 10.00;15.26 µSv, respectively. The measured lens doses per examination for the physician, nurse, and technician were 18.68, 19.74, and 13.42 µSv, respectively. The extremity doses per examination were measured as 54.74 µSv for the physician, 15.26 µSv for the nurse and 14.21 µSv for the technician.

2023, 65 pages

Keywords: Neurointerventional radiology, patient/personnel dose, DAP, air kerma, FPD, OSL

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında bilgisini paylaşan, ilgi ve önerileri ile bana yardımcı ve destek olan danışmanım sayın Prof. Dr. Turan OLĞAR'a; ölçümlerim ve hesaplamalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen Öğr. Gör. Dr. Asena YALÇIN ve Öğr. Gör. Dr. Şule KAYA KELEŞ ve Arş. Gör. Dr. Engin AŞLAR'a; tez çalışmalarımın donanımlarını kullanmama izin veren öğrencisi olduğum Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'ne ve Enstitü Müdürü Prof. Dr. Haluk YÜCEL'e; tez çalışmalarımın ekipman desteği sağlayan RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı'na ve Dr. Şamil Osman GÜRDAL'a; bana hastanede çalışma imkanı sunan TOBB ETÜ Hastanesi Radyoloji/Girişimsel Radyoloji Uzmanı Prof. Dr. İbrahim Tanzer SANCAK'a; hastanedeki çalışmama yardımcı olan ve çalışmamı tamamlama imkânı sağlayan TOBB ETÜ Hastanesi Girişimsel Radyoloji Uzmanı Prof. Dr. Anıl ARAT ve TOBB ETÜ Hastanesi'nin tüm anjiyografi ekibine; bu uzun ve meşakkatli yolda destek ve yardımlarını esirgemeyen ve her zaman yanımda olan değerli aileme ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Sinem ARIMAN

2023

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TERİMLER.....	4
2.1. Floroskopi	4
2.1.1. Genel özellikleri.....	4
2.1.2. Düz tabanlı dedektörler (Flat Panel Dedectors, FPD).....	6
2.1.3. Görüntü güçlendiriciler	7
2.1.4. Floroskopi sistemlerinde görüntüleme yöntemleri	9
2.1.4.1.Floroskopik görüntüleme	9
2.1.4.1.1.Sürekli floroskopi.....	10
2.1.4.1.2.Pulsu floroskopi.....	10
2.1.4.2.Radyografik görüntüleme	11
2.2. Radyasyonun Etkileri	12
2.2.1. Deterministik etki.....	12
2.2.2. Stokastik etki	12
2.3. Radyasyon Doz Nicelikleri	12
2.3.1. Kerma.....	12
2.3.2. Soğurulan doz.....	13
2.3.3. Eşdeğer doz.....	13
2.3.4. Etkin doz	14
2.3.5. Cilt giriş dozu	15
2.3.6. Doz alan çarpımı (Dose Area Product, DAP).....	15
2.4. Doz Ölçüm Yöntemleri	16
2.4.1. Hasta dozu ölçüm yöntemleri.....	16
2.4.1.1.DAP ölçüm yöntemi	16
2.4.1.2.Hava kerma ölçüm yöntemi	17
2.4.2. Personel dozu ölçüm yöntemleri.....	18

2.6.	Etkin Doz Hesabı.....	21
3.	MATERYAL VE YÖNTEM.....	24
3.1.	Kullanılan Sisteme Ait Bilgiler	24
3.2.	Sistem Performans Testleri	24
3.2.1.	Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi	24
3.2.2.	Hasta giriş dozları testi	25
3.2.3.	Dedektör giriş dozları testi	27
3.3.	Hava Kerma Kalibrasyonu	27
3.4.	Yatak Foton Azaltım Faktörü.....	28
3.5.	Personel Dozu Ölçümü ve Personel Etkin Dozu.....	29
3.6.	Hasta Dozu Ölçümü ve Hasta Etkin Dozu.....	31
3.6.1.	Hasta dozu ölçümü.....	31
3.6.1.1.	Hasta etkin doz değerlerinin hesaplanması.....	32
3.7.	İncelemelerin Sınıflandırılması.....	34
3.7.1.	Serebral anjiyografi	34
3.7.2.	Serebral anevrizma	34
3.7.3.	Karotis anjiyografi.....	35
3.7.4.	Stent.....	35
4.	ARAŞTIRMA BULGULARI.....	36
4.1.	Sistem Performans Testleri	36
4.1.1.	Sistemin toplam filtrasyon değeri.....	36
4.1.2.	Hasta giriş dozları	36
4.1.3.	Dedektör giriş dozları	37
4.2.	Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü	38
4.3.	Yatak Foton Azaltım Faktörü.....	39
4.4.	Personel Etkin Dozları.....	39
4.5.	Hasta Etkin Dozları	40
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	44
5.1.	Personel Etkin Dozları.....	44
5.2.	Hasta Etkin Dozları	46
	KAYNAKLAR	54
	EKLER.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
	EK-1 Etik Kurul Beyan Sayfası.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

SİMGELER DİZİNİ

2D	2 Boyutlu (2 Dimension)
3D	3 Boyutlu (3 Dimension)
ABC	Otomatik Parlaklık Kontrol (Automatic Brightness Control, ABC)
AERC	Otomatik Doz Hızı Kontrol (Automatic Exposure Rate Control)
Al	Alüminyum
ALARA	Makul Olarak Gerçekleştirilebilecek Ölçüde Düşük (As Low As Reasonably Achievable)
a-Se	Amorf Selenyum
a-Si	Amorf Silikon
BeO	Berilyum Oksit
BSF	Geri Saçılma Faktörü (Back Scattering Factor)
CAK	Kümülatif Hava Kerma (Cumulative Air Kerma)
CBCT	Konik Demet Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)
CsI(Na)	Sodyum Katkılı Sezyum İyodür
CsI(Tl)	Talyum Katkılı Sezyum İyodür
DAP	Doz Alan Çarpımı (Dose Area Product)
DSA	Sayısal Çıkarma Tekniği (Digital Subtraction Angiography)
EC	Avrupa Komisyonu (European Commission)
ECC	Element Kalibrasyon Faktörü (Element Calibration Coefficient)
ESAK	Giriş Yüzeyinde Hava Kerma (Entrance Surface Air Kerma)
ESD	Giriş Cilt Dozu (Entrance Skin Dose)
FOV	Görüş Alanı (Field of View)

FPD	Düz Panel Dedektör (Flat Panel Dedector)
fps	Saniyedeki Kare Görüntü Sayısı (Frame Per Second)
GG/II	Görüntü Güçlendirici (Image Intensifier)
Hp(0,07)	Cilt, Alt Ekstremitte ve Üst Ekstremitte Dozu
Hp(3)	Göz Lensi Dozu
Hp(10)	Tüm Vücut Dozu
HVL	Yarı Değer Kalınlığı (Half Value Layer)
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
MC	Monte Carlo
OSL	Optik Uyarılmalı Lüminesans (Optically Stimulated Luminescence)
POM	Poliasetal
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü (Reader Calibration Factor)
SI	Uluslararası Birimler Sistemi (International System of Units)
SNR	Sinyal-Gürültü Oranını (Signal-Noise Ratio)
TFT	İnce Film Transistör (Thin Film Transistor)
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Floroskopi sisteminin temel bileşenleri	4
Şekil 2.2 TFT temel bileşenleri (Seibert 2006).....	6
Şekil 2.3 GG temel bileşenleri (Bushberg vd. 2012)	8
Şekil 2.4 GG giriş tabakası (Bushberg vd. 2012)	9
Şekil 2.5 a. 30 fps sürekli floroskopi modu, b. 30 fps pulslu floroskopi modu, c. 15 fps pulslu floroskopi modu (Bushberg vd. 2012).....	10
Şekil 2.6 DSA yöntemi (Dowsett vd. 2006)	11
Şekil 2.7 DAP ölçüm yöntemi	17
Şekil 2.8 Doz alan çarpımı (DAP) şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.9 OSL dozimetre yöntemi.....	19
Şekil 2.10 İnsan vücudunun PCXMC 2.0'daki matematiksel fantomu	21
Şekil 3.1 Deney şeması	25
Şekil 3.2 Deney şeması	26
Şekil 3.3 Deney şeması	27
Şekil 3.4 Deney şeması	28
Şekil 3.5 BeO OSL kişisel dozimetre (Gürdal 2016).....	29
Şekil 3.6 WBDOSE BeO OSL okuyucu sistemi (RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı)	30
Şekil 3.7 EXTDOSE OSL dozimetre okuyucu sistemi (RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı)	30
Şekil 3.8 Işınlama geometrisine ait parametrelerin ayarlanması	32
Şekil 3.9 Hasta incelemesine ait x-ışın spektrumu bilgileri.....	33
Şekil 3.10 Doz hesaplamalarında kullanılan doz niceliklerinin seçilmesi.....	33
Şekil 3.11 Doz sonuç ekranı.....	34
Şekil 4.1 Hasta sayısının inceleme türüne göre dağılımı	41

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Önerilen w_R değerleri (ICRP103 2007)	14
Çizelge 2.2 Önerilen w_T değerleri (ICRP103 2007)	15
Çizelge 2.3 Önerilen doz sınırları (ICRP139 2018).....	22
Çizelge 3.1 İncelemede kullanılan sistem ve sisteme ait bazı bilgiler.....	24
Çizelge 4.1 Radyografi modundaki hasta giriş dozları	36
Çizelge 4.2 Floroskopi modundaki hasta giriş dozları.....	37
Çizelge 4.3 Radyografi modundaki dedektör giriş dozları	38
Çizelge 4.4 Floroskopi modundaki dedektör giriş dozları.....	38
Çizelge 4.5 Personelin katıldığı incelemelere ait veriler	39
Çizelge 4.6 Personel etkin dozu için BeO OSL dozimetrelerden elde edilen sonuçlar ..	40
Çizelge 4.7 Personel etkin dozları.....	40
Çizelge 4.8 İnceleme türüne göre ortalama DAP ve CAK değerleri	41
Çizelge 4.9 İnceleme türüne göre hasta sayısı ve ışınlama parametreleri.....	41
Çizelge 4.10 Hasta etkin dozları	42
Çizelge 4.11 Konik demet BT moduna (3 boyutlu rotasyonel anjiyografi) ait veriler ...	42
Çizelge 4.12 Konik demet BT modunun kullanıldığı ve kullanılmadığı incelemelere ait veriler	43
Çizelge 4.13 İnceleme türüne göre floroskopi süresi, radyografik görüntü sayısı DAP ve CAK değerlerinin 3. çeyrek değerleri	43
Çizelge 5.1 Personel etkin dozları için literatürde yayınlanmış olan değerler.....	45
Çizelge 5.2 Tanı amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki veriler	47
Çizelge 5.3 Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki veriler.....	48
Çizelge 5.4 Tanı amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki veriler	48
Çizelge 5.5 Tedavi amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki veriler	48
Çizelge 5.6 Hasta etkin dozları için literatürde yayınlanmış olan değerler	49
Çizelge 5.7 Tanı amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri	49
Çizelge 5.8 Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri	50
Çizelge 5.9 Tanı amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri	50
Çizelge 5.10 Tedavi amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri	50

1. GİRİŞ

Girişimsel radyoloji incelemelerinde hastalıkların tanı ve tedavisi cerrahi müdahale olmadan gerçekleştirilmektedir. Floroskopi, damarların görüntülenmesinde sürekli x-ışınlarının kullanıldığı bir medikal görüntüleme tekniğidir. Anjiyografi yöntemi ile vasküler (damarlarla ilgili) görüntüleme yaygın olarak tercih edilmektedir (Tsetis vd. 2016). Girişimsel radyoloji incelemelerinde, incelemelerin karmaşıklığı ve hekimin tecrübesinin yetersiz olması hasta dozlarının artmasına neden olan en önemli parametrelerdir. Floroskopik ışınlama sürelerinin ve alınan radyografik görüntü sayısının fazla olması, ışınlama parametrelerinin (tüp gerilimi (kVp), tüp akımı (mA) gibi) ve ışınlama geometrisinin (dedektör-hasta mesafesi vb.) doğru ayarlanamamış olması hasta dozunun artmasına neden olan diğer önemli parametrelerdir.

Anjiyografi incelemelerinde ışınlama geometrisinin sürekli değişimi ile x-ışınının hastadaki giriş noktası da değişiklik göstermektedir. Buna bağlı olarak ışınlama parametreleri işlem süresince otomatik parlaklık kontrolü ile değişmektedir. Sürekli x-ışını kullanılması sebebi ile hasta önemli miktarda radyasyona maruz kalmaktadır. İnceleme sırasında personelin maruz kaldığı radyasyon dozu miktarı, hasta dozu ile paralel olarak artmaktadır. Radyasyon çalışanları için belirlenen yıllık doz seviyelerinin aşılmaması için takibinin yapılması gerekmektedir.

Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu'nun (International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) 74 numaralı raporunda anjiyografi incelemelerinde doz ölçümü ve değerlendirmesi için hava kerma–alan çarpımı (Dose Area Product, DAP) ile cilt giriş yüzeyindeki hava kerma (Entrance Surface Air Kerma, ESAK) değerlerinin önemli olduğunu vurgulamaktadır (ICRU74 2005). 10 Haziran 2006 tarihinden sonra üretilen tüm floroskopi sistemlerinin DAP metre içermesi zorunlu hale getirilmiştir. DAP metre, girişimsel referans noktasında kümülatif hava kerma (Cumulative Air Kerma, CAK) (genellikle mGy cinsinden) ve DAP değerlerini verir (Bushberg vd. 2012).

Girişimsel nöroradyoloji incelemeleri, hasta ve personel radyasyon dozlarının yüksek olduğu incelemeler arasında yer almaktadır (Duran vd. 2013, Vano vd. 2013, Vano vd. 2015, Bundy vd. 2020). Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International

Commission on Radiological Protection, ICRP) radyasyon alışanınn aşırı miktarda radyasyona maruz kalmaması için mesleki doz sınırlarını belirlemiştir. Mesleği gereği radyasyon ile çalışanlar için tüm vücut etkin dozu yıllık 50 mSv'i ve 5 yılın ortalaması ise 20 mSv'i geçmemelidir. Aynı şekilde deri ve ekstremiteler için etkin doz yıllık 500 mSv'i geçmemelidir. Göz merceği insan vücudunda radyasyona en hassas dokulardan biridir. Mesleği gereği radyasyon çalışanları için göz merceği dozu tek bir yılda 50 mSv'i ve 5 yılın ortalaması 20 mSv'i aşmamalıdır (ICRP139 2018). Özellikle incelemelerde kullanılan anjiyografi sistemlerinin kalite kontrol ve performans ölçümlerinin periyodik olarak gerçekleştirilmemesi, radyasyondan korunma temel ilkeleri ve sistemin ışınlama parametrelerinin hasta ve çalışan dozu üzerindeki etkisinin incelemeyi yapan radyologlar tarafından yeteri kadar bilinmemesi literatürdeki yüksek çalışan ve hasta dozlarının kaynağı olarak ifade edilmiştir (Livingstone ve Varghese 2017, Samei vd. 2018, Tsapaki vd. 2018, Lopez vd. 2018, Tu vd. 2020, Bartal vd. 2021).

Bu alanda yapılan çalışmalar incelendiğinde ülkemizde bazı çalışmaların yapıldığı görülmektedir (Bor vd. 2009a, Bor vd. 2009b, Erdem vd. 2022). Ancak lkemizde nöroradyoloji incelemeleri için yapılan hasta ve çalışan doz ölçümleri görüntü güçlendiricinin dedektör olarak kullanıldığı eski sistemlerde gerçekleştirilmiştir (Bor vd. 2005). Literatürde hipertansiyon hastalarında adrenal venöz rnekleme (Adrenal Vein Sampling, AVS) incelemeleri için Philips Azurion 7 M20 ve Philips Allura Xper FD20 anjiyografi sistemleri ile gerçekleştirilen incelemelerde floroskopi süresi, DAP ve hava kerma değerleri karşılaştırılmıştır. Yapılan araştırmada Philips Azurion 7 M20 modelinde; Philips Allura Xper FD20 modeline göre DAP değerinde 4 kat ve hava kerma değerinde üç kat azalma olduğu; floroskopi sresinde ise belirgin bir fark olmadığı rapor edilmiştir (Alsafi vd. 2020).

Bu tez çalışmasında TOBB ETÜ Hastanesi anjiyografi bölümünde gerçekleştirilen nörogirişimsel radyoloji incelemeleri için hasta ve personel doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. DAP verileri ve PCXMC 2.0 (Monte Carlo tabanlı) programı kullanarak toplam 86 hasta için etkin doz hesaplamaları yapılmıştır. İncelemelere katılan birer hekim, hemşire ve teknisyen için personel doz ölçümü de gerçekleştirilmiştir. Personeller için Berilyum Oksit (BeO) dedektör içeren optik uyarılmalı lüminesans (OSL) dozimetreler ile yaklaşık üç aylık bir periyotta doz ölçümleri yapılmıştır. Dozimetrelerden okunan doz değerleri ile Niklason vd. 1994 ve

Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılarak personel tüm vücut etkin doz hesaplamaları yapılmıştır. Personel lens ve ekstremite doz ölçümleri BeO OSL dozimetre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 2006 yılında Bor vd. tarafından görüntü alıcısı olarak görüntü güçlendiricinin kullanıldığı biplane floroskopi sisteminde girişimsel nöroradyoloji incelemeleri için hasta ve personel dozları ölçülmüştür. Bu tez çalışmasında ise farklı olarak görüntü alıcısı olarak düz panel dedektöre (Flat Panel Dedektör, FPD) sahip monoplane floroskopi sistemi kullanılmıştır.

Bu tez beş bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde; anjiyografi incelemelerinde hasta dozlarının değerlendirilmesinin ve personel dozlarının takibinin gerekliliği, hasta ve personel dozlarının nasıl hesaplandığı ve gerekli verilerin toplanma tekniklerinden kısaca bahsedilmektedir. İkinci bölümde; kuramsal terimler başlığı altında floroskopi sistemlerinin genel özellikleri, radyasyonun biyolojik etkileri, radyasyon doz nicelikleri, hasta ve personel için etkin doz hesaplamaları ile ilgili bilgiler verilmektedir. Üçüncü bölümde; nörogirişimsel incelemeler için kullanılan sistem, yapılan kalibrasyonlar, sistem kalite kontrol ve performans test ölçümleri, hasta ve personel dozları ölçüm tekniği ve etkin doz hesaplamalarında kullanılan yöntemler hakkında bilgi verilmektedir. Dördüncü bölümde; yapılan ölçümlere ait sonuçlara yer verilmektedir. Son bölümde ise elde edilen veriler literatür ile karşılaştırılarak tartışılmaktadır.

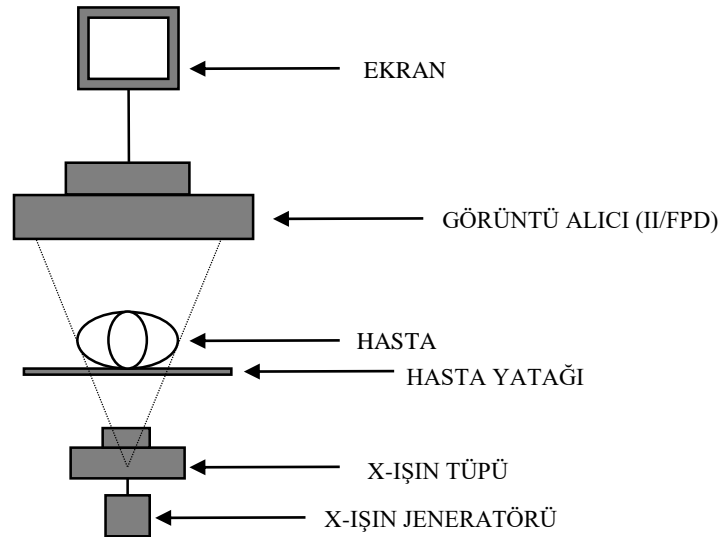
2. KURAMSAL TERİMLER

2.1. Floroskopi

Anjiyografi incelemelerinde durağan görüntü ile birlikte hareketli görüntü de elde etmek mümkündür. Anjiyografide kataterin damar içerisinde ilerlemesini takip etmek için kontrast madde verilir. Kontrast madde, x-ışınına çevresel organlara göre daha yüksek soğurma vereceği için kontrast maddenin damarsal yapıda ilerleyişi hekim tarafından dinamik olarak gözlemlenebilir. Floroskopi sistemlerinin saniyedeki görüntü sayısı radyografik sistemlere göre daha yüksektir. Ayrıca radyografik görüntü başına düşen doz değeri de daha düşüktür. Bunlar floroskopik sistemleri radyografik sistemlerden ayıran en önemli özelliklerdir. (Bushberg vd. 2012).

2.1.1. Genel özellikleri

Floroskopi sistemlerinde sürekli x-ışını kullanılarak yüksek zamansal ayırma gücü ile gerçek zamanlı hasta görüntülemesi sağlanır. Floroskopi sistemlerinin temel bileşenleri Şekil 2.1'deki gibidir. X-ışın tüpünden çıkan x-ışın demeti hastayı geçer ve görüntü alıcısına (görüntü güçlendirici veya dedektör) ulaşır. Görüntü alıcısına ulaşan x-ışınları sayesinde görüntü alıcısında elektronik görüntü bilgisi elde edilir (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.1 Floroskopi sisteminin temel bileşenleri

Günümüzdeki floroskopi sistemlerinde kullanılan görüntü alıcıları görüntü güçlendirici (Image Intensifier, II/GG) ve düz panel dedektör (Flat Panel Dedektör, FPD) olarak iki

kategoriye ayrılabilir. 1960'lı yıllarda radyolojik görüntüleme işlemlerinde görüntü güçlendiriciler ile birlikte kamera kullanılmaya başlanmıştır. Modern floroskopi sistemlerinde ise görüntü alıcısı olarak FPD kullanılmaktadır (Nickoloff 2011).

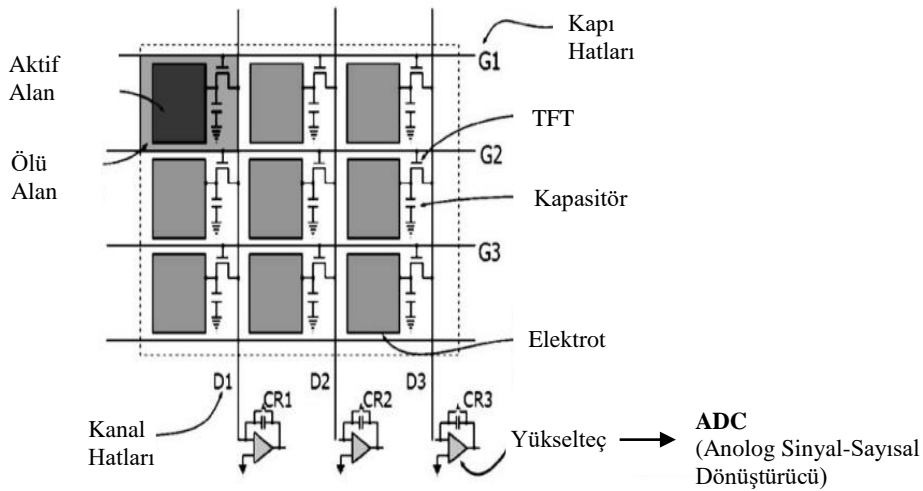
Görüntü alıcı olarak FPD kullanılan floroskopi sistemleri, GG kullanılan floroskopi sistemlerine göre daha kararlı olması, daha düşük hasta radyasyon dozu, daha ergonomik olması, yaklaşık 60 kat daha geniş dinamik aralığa sahip olması, yüksek x-ışını hassasiyeti sağlaması ve daha iyi kontrast ve uzaysal çözünürlük sağlaması gibi birtakım avantajlara sahiptir. Daha az hacimli yapıları nedeniyle FPD kullanılan floroskopi sistemleri, hasta etrafında hareket kolaylığı ve hızlı görüntü elde edebilme özellikleri ile GG kullanılan floroskopi sistemlerinin bu dezavantajlarını ortadan kaldırır (Nickoloff 2011, Kordolaimi vd. 2013). Ayrıca GG yapısından kaynaklanan görüntü bozuklukları (S-bozulması, içbükey (pincushion) bozulma, perde parlaklığı) FPD kullanılan sistemlerde görülmemektedir (Yaffe ve Rowlands 1997, Nickoloff 2011). Öte yandan FPD kullanılan sistemlerinin de kendilerine has dezavantajları vardır. Bu dezavantajlardan biri de kusurlu dedektör elemanı içermeyen FPD dizisi üretmenin zorluğundan kaynaklanır. Bu sebeple hatalı dedektör elemanının varlığı görüntü kalitesini düşürür. Üretici bu kusurlu dedektör elemanlarındaki hataları düzeltmek için yazılım kullanır. Bu durum artefaktlara neden olur. Ayrıca, FPD kullanılan sistemler genellikle sıcaklığa karşı duyarlıdır ve görüntüler sıcaklıktaki değişikliklerden etkilenebilir (Nickoloff 2011).

Girişimsel radyoloji incelemelerinde yapılan işlemlerin karmaşıklığı, ışınlama sürelerinin ve hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarının artmasına sebep olmaktadır (Bor vd. 2006, Erdem vd. 2022). Floroskopi sistemlerindeki otomatik doz hızı kontrolü (Automatic Exposure Rate Control, AERC) (eski adı ile ABC) hasta kalınlığından bağımsız olarak görüntüdeki sinyal ve gürültü oranının (SNR) sabit tutulmasını sağlamaktadır (Bushberg vd. 2012). AERC, görüntü alıcısının girişindeki x-ışını şiddetine göre x-ışını jeneratörüne sinyal gönderir ve ışınlama parametrelerini ayarlayarak SNR'ı sabit tutmaya çalışır (Seibert 2006). Görüntü alıcısı girişindeki x-ışını şiddeti, değişen ışınlama koşullarında ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ilkesine göre AERC tarafından ışınlama parametreleri otomatik olarak değiştirilerek ayarlanır. ALARA ilkesi, incelemenin gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan görüntü kalitesinin elde edilebildiği ve hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun minimum seviyede tutulabildiği şartlarda ışınlama yapılması gerektiğini ifade eder (Bushberg vd. 2012).

2.1.2. Düz tabanlı dedektörler (Flat Panel Detectors, FPD)

Floroskopi sistemlerinde kullanılan FPD'ler; GG, lensler ve kamera sisteminin yerini alır ve gerçek zamanlı floroskopik görüntü dizisini doğrudan kaydeder (Bushberg vd. 2012). Bu sistemler, 20 yıldan fazla bir süredir GG kullanılan sistemlere alternatif olarak kullanılmaktadır (Seibert 2006). FPD'lerde 1.5 mm Al koruyucu yerine 1 mm karbon fiber tabaka kullanılır. Al koruyucuya göre daha az x-ışını soğurur. Bu nedenle foton dedeksiyon etkinliği daha iyidir (Bushberg vd. 2012). Daha iyi foton dedeksiyon etkinliği ile hasta dozu ALARA ilkesine göre azaltılabilir (Seibert 2006).

FPD'ler, gelen x-ışınını dolaylı (indirekt) ve doğrudan (direkt) sinyale dönüştürmesine bağlı olarak ikiye ayrılmaktadır. Hem dolaylı hem de doğrudan FPD'lerin her bir dedektör elemanında bir amorf silikon (a-Si) ince film transistör (Thin Film Transistor, TFT), yük toplayan elektrot ve bir yük depolayan kapasitör bulunmaktadır. TFT; kaynak, kapı ve drenajdan oluşan bir elektronik anahtardır. Kapı ve drenaj hatları, TFT'nin kaynağını ve drenajını satır ve sütunlar boyunca bağlar (Seibert 2006, Bushberg vd. 2012). Şekil 2.2'de TFT için devre elemanları gösterilmektedir. Dönüştürücü malzeme tarafından soğurulan x-ışını enerjisinin her bir dedektör elemanında ne kadar depo edilebildiği doluluk faktörü olarak ifade edilir. Dedektör elemanlarının kapı, drenaj, TFT ve kapasitörü ölü alan olarak adlandırılır ve yük toplamak için uygun değildir. (Seibert 2006).



Şekil 2.2 TFT temel bileşenleri (Seibert 2006)

Işınlama sırasında TFT pasif tutularak gelen x-ışınları dönüştürücü ile etkileşime girer. Bu etkileşim ile oluşan yükler kapasitörlerde birikir. Daha sonra TFT dizisinin her bir kapı hattı sırasıyla etkinleştirilerek satırdaki kapasitörlerde biriken yük, drenaj hattı boyunca ilgili yükseltece iletilir. Elde edilen sinyal dönüştürücü yardımı ile dijital hale getirilir. Bu işlem satır satır tekrarlanarak dijital görüntü elde edilir. Sıfırlama işlemi kapı hattı devre dışı bırakılarak gerçekleştirilir ve yeni ışınlama için hazır hale getirilir (Seibert 2006, Bushberg vd. 2012).

İndirekt dedektörlerde, x-ışını enerjisi sintilatör kullanılarak önce ışığa sonra elektrona dönüştürülür. Sintilatör, TFT dizisinin ön yüzeyinde bulunur. Sintilatör olarak talyum katkılı sezyum iyodür (CsI:Tl) kristalinin yapısının iğne şeklinde olması nedeniyle genellikle tercih edilmektedir. Bu sayede oluşan ışık çok fazla dağılım göstermeden sintilasyon katmanının alt kısmındaki fotodiyota ulaşır. Oluşan ışığın şiddeti gelen x-ışını şiddeti ile orantılıdır. Fotodiyotta gelen ışık şiddeti ile orantılı yük oluşturulur (Seibert 2006, Bushberg vd. 2012). Işık, fotodiyotun ve alttaki TFT'nin yüzeyine çarptığında fotodiyot yükün iletilmesini sağlar. Işık olmadığında ise fotodiyot bir yalıtkan gibi davranarak yük akışını engeller (Nickoloff 2011).

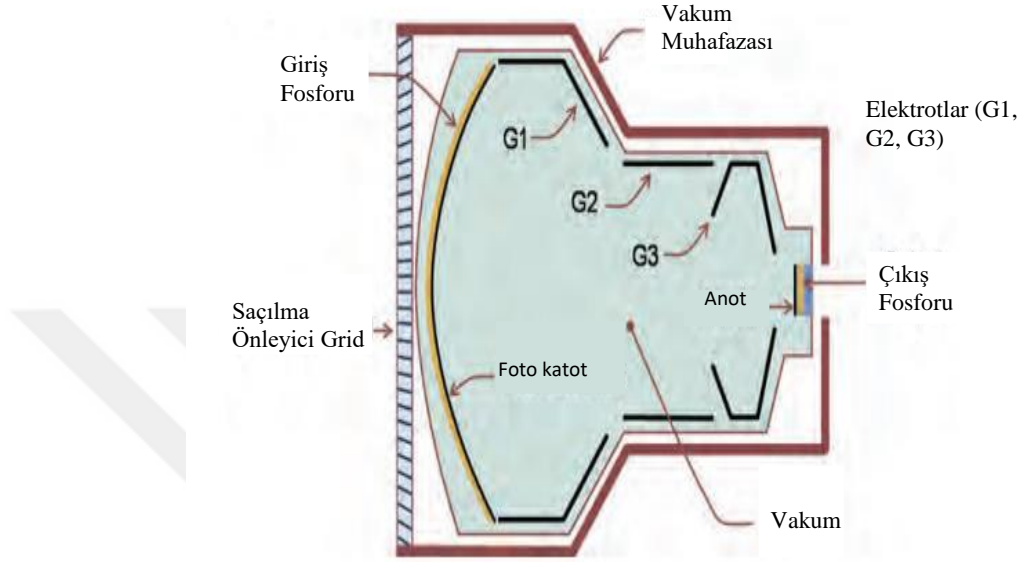
Direkt dedektörlerde gelen x-ışınının enerjisi ile orantılı olarak elektron-deşik çifti üreten bir yarı iletken malzeme kullanılır. Yarı iletken olarak genellikle a-Se (amorf selenyum) kullanılır. Soğurulan x-ışını enerjisi dedektörde doğrudan yüke çevrilir. Elektrotlara uygulanan yüksek gerilim ile üretilen elektron-deşik çiftlerinden sinyal elde edilir. Uygulanan elektrik alan ile oluşan yüklerin yarı iletkenden geçişi sırasında yayılmaları engellenerek indirekt dedektörlere göre daha yüksek uzaysal çözünürlük elde edilir (Zhao vd. 2005, Bushberg vd. 2012).

Her iki dedektör tipinde de oluşan bu yükler ilgili dedektör elemanının kapasitöründe depolanır. Dijital görüntü bilgisi okuma işlemi ile elde edilerek sistem monitöründe gözlemlenir (Seibert 2006, Bushberg vd. 2012). Günümüzde çoğu FPD sistemlerinde ise indirekt dedektör kullanılmaktadır (Nickoloff 2011).

2.1.3. Görüntü güçlendiriciler

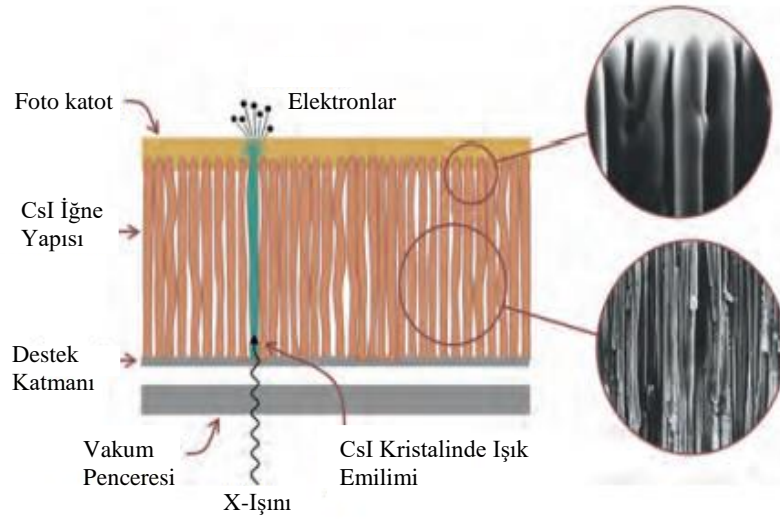
Dört ana bileşenden oluşur. Bu dört bileşen; elektronların engelsiz hızlandırılabilmesi için vakum muhafazası, gelen x-ışınlarını sırasıyla ışık fotonuna sonra elektrona dönüştüren

giriş tabakası, giriş tabakasından çıkan elektronları hızlandırıp çıkış fosforuna doğru odaklanmasını sağlayan elektron optik sistemi ve hızlandırılan bu elektronların tekrar ışık fotonuna dönüştüğü çıkış fosforundan meydana gelir (Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012). Görüntü güçlendiricinin temel bileşenleri Şekil 2.3'teki gibidir.



Şekil 2.3 GG temel bileşenleri (Bushberg vd. 2012)

Giriş tabakası dört tabaka içermektedir. İlk tabaka olan vakum pencere (genellikle 1 mm alüminyum (Al) pencere) havayı GG'nin dışında tutar ve vakumun kolay yapılabilmesi için içbükey şekilde tasarlanmıştır. İkinci katman giriş fosforu ve foto katota destek sağlayan genellikle 0.5 mm'lik Al destek tabakasıdır. Bu tabaka doğru elektron odaklama için içbükey olarak tasarlanmıştır. Diğer katmanlar ise gelen x-ışınını önce ışık fotonuna çeviren giriş fosforu ve bu ışık fotonlarını elektrona çeviren foto katot tabakasını içermektedir. Giriş fosforu olarak genellikle iğne şeklinde olan sodyum katkılı sezyum iyodür (CsI: Na) kristali kullanılır. İğne şeklindeki yapısı sayesinde oluşan ışık fotonlarını daha az bir yayılma ile foto katota iletir (Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012). Bu durum Şekil 2.4'teki gibidir.



Şekil 2.4 GG giriş tabakası (Bushberg vd. 2012)

Hastadan geçip görüntü güçlendiricinin giriş tabakasına gelen x-ışınları giriş fosforunda ışık fotonlarının salınmasına sebep olur ve salınan bu ışık fotonları foto katottan elektron salınımına sebep olur. Elektrotlara yüksek gerilim uygulanarak oluşturulan elektrik alan ile salınan bu elektronlar hızlandırılarak çıkış fosforuna odaklanır ve bu hızlandırılmış elektronlar tekrar görünür bölgede ışık fotonu salınımına sebep olur. Giriş fosforuna gelen x-ışınlarının yoğunluğu ile giriş fosforundan salınan ışık fotonlarının ve foto katottan salınan elektronların yoğunluğu arasında lineer bir ilişki vardır. Çıkış fosforunun giriş fosforundan daha küçük boyuta sahip olmasından dolayı giriş fosforundaki görüntü çıkış fosforundakine göre daha büyük olacaktır (Seibert 2006, Nickoloff 2011, Bushberg vd. 2012). Optik lensler, çıkış fosforundan yayılan ışık fotonlarını bir kamera sistemi ile monitöre aktarılmasını sağlar (Seibert 2006, Nickoloff 2011).

2.1.4. Floroskopi sistemlerinde görüntüleme yöntemleri

2.1.4.1. Floroskopik görüntüleme

Floroskopik görüntüleme yönteminde hasta görüntüsü dinamik olarak izlenebilmektedir. Katater (ince tel çubuk), hasta damarında hareket ettirilerek incelenmek istenen organa ulaşılır. Katater yardımı ile damarlara kontrast madde verilir ve hastanın damarsal yapısı dinamik olarak elde edilmiş olur. Elde edilen damarsal yapının dinamik görüntüsü ile kateterin damar içerisindeki hareketi daha iyi görüntülenir (Bushberg vd. 2012).

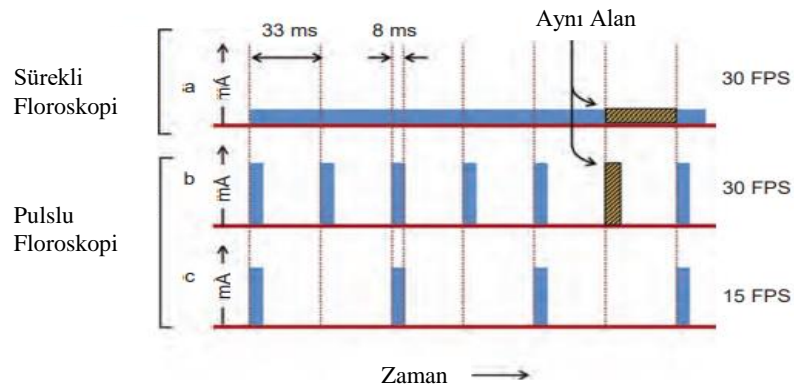
2.1.4.1.1. Sürekli floroskopi

Saniyede 30 görüntü (30 fps, frame per second) elde edilecek şekilde X-ışınının sürekli olarak üretildiği moddur. Üretilen x-ışınının mA değeri hasta kalınlığına ve sistem kazancına bağlı olarak değişir. 30 fps modunda, her bir görüntü 33 ms'de (1/30 s) elde edilir. Görüntü elde edilirken hastanın herhangi bir hareketi görüntüde bulanıklığa sebep olur. Bu mod, floroskopik incelemelerde kullanılan en temel moddur (Bushberg vd. 2012).

2.1.4.1.2. Pulsu floroskopi

X-ışını jeneratörü ile saniyede 30 puls üretilebilir ancak üretilen pulsların süreleri oldukça kısadır. Pulsu floroskopi ile her bir görüntü 33 ms yerine yaklaşık 3 ila 10 ms arasında elde edilir. Bu sayede görüntüdeki hasta hareketinden kaynaklanan bulanıklık sürekli floroskopiye göre daha azdır. Hasta hareketinin fazla olduğu incelemelerde puls u floroskopi aynı ortalama doz değerlerinde daha iyi görüntü kalitesi sunar. Bu durum Şekil 2.5.a ve b'de gösterilmektedir (Bushberg vd. 2012).

Floroskopi incelemelerinde yüksek zamansal ayırma gücünün önemli olmadığı durumlarda hasta dozunu düşürmek için değişken puls sayıları (genellikle 30, 15, 7,5 fps gibi) kullanılabilir. Puls sayısı düştükçe hasta dozu da düşer. Bu durum Şekil 2.5.b ve c'de gösterilmektedir (Bushberg vd. 2012).

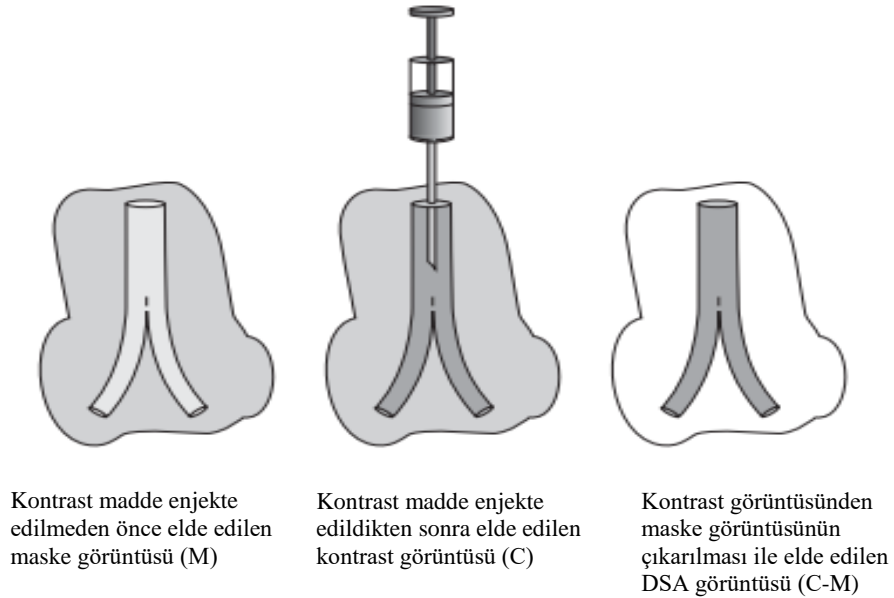


Şekil 2.5 a. 30 fps sürekli floroskopi modu, b. 30 fps pulsu floroskopi modu, c. 15 fps pulsu floroskopi modu (Bushberg vd. 2012)

2.1.4.2. Radyografik görüntüleme

Hasta görüntüsü statik olarak elde edilir. Bu görüntüleme yönteminde genellikle puls süreleri uzun, kare hızları düşük görüntüler elde edilir. Radyografik görüntüler bilgisayarda saklanır ve üzerinde işlemler yapmak mümkündür. Anjiyografik incelemelerde en önemli ve en sık kullanılan yöntem sayısal çıkarma (Digital Subtraction Angiography – DSA) tekniğidir (Bushberg vd. 2012).

DSA tekniği, damarsal yapıyı çevreleyen ve damarsal yapının görüntülenmesinde kemik ve yumuşak dokunun etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla kullanılır (Bushberg vd. 2012). DSA tekniğinde, damar içerisine kontrast maddenin enjeksiyonundan önce ve sonra dijital görüntü alınarak iki görüntü birbirinden çıkarılır. Sonuç olarak sadece damarsal yapıyı içeren görüntü elde edilir. Kontrast maddenin enjeksiyonundan önce alınan görüntü, yumuşak doku ve kemiğe ait bilgileri vermektedir. Katater kullanılarak kontrast maddenin enjeksiyonundan sonra peş peşe statik görüntüler alınır. Elde edilen bu görüntü hem maske görüntüsünün bilgilerini hem de damarsal yapının bilgilerini içeren kontrast görüntüdür. Bu kontrast görüntüsünden maske görüntüsü çıkartıldığı zaman sadece damarsal yapıyı içeren görüntü elde edilir (Dowsett vd. 2006). Bu teknik Şekil 2.6'daki gibidir.



Şekil 2.6 DSA yöntemi (Dowsett vd. 2006)

2.2. Radyasyonun Etkileri

2.2.1. Deterministik etki

İyonize edici radyasyona çok fazla maruz kalınması durumunda, herhangi bir doku veya organda hücre ölümü veya işlev bozuklukları olabilir. Belirli bir eşik doz değerinin üzerinde iyonize edici radyasyona maruz kalındığında oluşan etkiler deterministik etki olarak adlandırılır. Radyasyondan korunma yöntemleri deterministik etkilerin oluşumunu engellemeyi amaçlamaktadır (Hendee vd. 2002, Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012). Deterministik etkinin görülebilmesi için eşik doz değerinin aşılması gerekir. Kişinin maruz kaldığı iyonize edici radyasyonun doz değeri eşik doz değerini aştığı zaman artan soğurulan doz ile deterministik etki artmaktadır (Stecker vd. 2009). Eşik doz değeri, radyasyonun şiddetine, ışınlanan bölgenin hacmine bağlıdır (ICRP139 2018).

2.2.2. Stokastik etki

Doz miktarı düşük dahi olsa iyonize edici radyasyon hücrelerde mutasyona sebep olabilir. Bu durum yıllar içerisinde radyasyona bağlı kanser gelişimine ve kalıtsal hastalıklara neden olabilir. Doz miktarı düşük iyonize edici radyasyonun etkisi anlık olarak değil bir olasılık dahilinde görülür. Bu durum stokastik etki olarak tanımlanır (Dowsett vd. 2006).

Stokastik etki için bir minimum doz değeri tanımlanmamıştır ve soğurulan doz ile görülme olasılığı lineer bir şekilde artmaktadır. Meydana gelebilecek hasarın şiddeti bu durumdan bağımsızdır. Soğurulan doz düşük dahi olsa, uzun süreli maruz kalma durumunda stokastik etkiler görülebilmektedir. Bu nedenle girişimsel incelemelerde ALARA prensibi göz önünde bulundurulmalıdır. Stokastik etkilerin oluşmasını önlemek mümkün olmadığı için radyasyondan korunma önlemleri stokastik etkilerin oluşma olasılıklarının kabul edilebilir düzeylerde tutulması amaçlanmıştır (Hendee vd. 2002, Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012).

2.3. Radyasyon Doz Nicelikleri

2.3.1. Kerma

Dolaylı olarak iyonizasyona neden olan yüksüz parçacıklar (x-ışını, γ ışını, nötron gibi), bir ortamdan geçerken ikincil yüklü parçacıkların (elektron gibi) oluşumuna neden olurlar

ve kinetik enerjilerini oluşan ikincil yüklü parçacıklara aktararak yavaşlarlar. Bu yüksüz parçacıklar tarafından oluşturulan ikincil yüklü parçacıklara ortamın birim kütlesi (dm) başına aktarılan toplam kinetik enerji miktarı (dE_{tr}) kerma (K) olarak tanımlanır. Kerma ifadesi Eşitlik 1’de tanımlanmıştır.

$$K = dE_{tr}/dm \quad (1)$$

Kerma birimi olarak; Uluslararası Birimler Sistemi (International System of Units, SI) birim sistemine göre J/kg, özel ifade yöntemi olarak ise Gray (Gy) kullanılmaktadır (Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012).

2.3.2. Soğurulan doz

Soğurulan doz, kermanın aksine tüm iyonlaştırıcı radyasyon türleri için tanımlanan fiziksel bir niceliktir. İyonlaştırıcı radyasyon tarafından birim kütle (dm) tarafından soğurulan ortalama enerji miktarı ($d\varepsilon$) soğurulan doz (D) olarak ifade edilir (ICRP139 2018). Soğurulan doz ifadesi Eşitlik 2’de tanımlanmıştır.

$$D = d\varepsilon/dm \quad (2)$$

Soğurulan doz birimi olarak; SI’a göre J/kg, özel ifade yöntemi olarak ise Gy kullanılmaktadır. Eski birimi rad (radiation absorbed dose) olarak ifade edilir ve 1 Gy, 100 rad’a eşittir (Hendee vd. 2002, Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012).

2.3.3. Eşdeğer doz

ICRP tarafından belirlenmiş olan radyasyon ağırlık faktörleri tüm iyonlaştırıcı radyasyon türleri için farklıdır. Bu sebeple farklı iyonlaştırıcı radyasyon türleri için organ veya dokuda soğurulan birim doz aynı biyolojik hasara neden olmaz. Bir doku ya da organın maruz kaldığı soğurulan doz ile radyasyon ağırlık faktörünün çarpımı eşdeğer doz (H_T) olarak ifade edilir. Eşdeğer doz ifadesi Eşitlik 3’te tanımlanmıştır.

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3)$$

Buradaki $D_{T,R}$ ifadesi R radyasyonunun T organ/dokusunda soğurulan doz niceliğini (Gy); w_R ise radyasyon ağırlık faktörünü ifade eder. w_R birimsizdir. Eşdeğer doz için birim olarak; SI’a göre J/kg, özel ifade yöntemi olarak ise Sievert (Sv) kullanılmaktadır. Eski birimi rem (rontgen equivalent man) olarak ifade edilir ve 1 Sv, 100 rem’e eşittir (Hendee

vd. 2002, Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012). Çizelge 2.1`de, ICRP`nin 103 numaralı raporuna (ICRP103) göre radyasyon ağırlık faktörleri yer almaktadır (ICRP103 2007).

Çizelge 2.1 Önerilen w_R değerleri (ICRP103 2007)

Radyasyon Tipi	Radyasyon Ağırlık Faktörü, w_R
Fotonlar	1
Müonlar ve elektronlar	1
Yüklü pionlar ve protonlar	2
Ağır iyonlar, fizyon ürünleri, alfa parçacıkları	20
Nötronlar	Nötron enerjisine bağlı

2.3.4. Etkin doz

Biyolojik dokular, iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerine karşı farklı duyarlılıklara sahiptirler. Belirli bir doku veya organın doku ağırlık faktörleri ICRP tarafından belirlenmiştir. Doku ağırlık faktörleri ile çarpılan eşdeğer dozların kümülatif toplamı etkin doz (E) olarak ifade edilir. Etkin doz ifadesi Eşitlik 4`te tanımlanmıştır.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (4)$$

Buradaki H_T ifadesi T organ/dokusundaki eşdeğer doz niceliğini (Sv); w_T ise doku ağırlık faktörünü ifade eder. Doku ağırlık faktörlerinin toplamı 1`e eşittir. Etkin doz birimi olarak; SI`a göre J/kg, özel ifade yöntemi olarak ise Sv kullanılmaktadır. Eski birimi rem olarak ifade edilir (Dowsett vd. 2006, Bushberg vd. 2012). Çizelge 2.2`de, ICRP 103`te tanımlanan doku ağırlık faktörleri yer almaktadır.

Çizelge 2.2 Önerilen w_T değerleri (ICRP103 2007)

Organ/Doku	Doku Ağırlık Faktörü, w_T	Toplam Doku Ağırlık Faktörü, Σw_T
Kolon, mide, göğüs, akciğer, kırmızı kemik iliği ve kalan dokular*	0,12	0,72
Yumurtalıklar	0,08	0,08
Karaciğer, yemek borusu, mesane, tiroid	0,04	0,16
Tükürük bezleri, kemik yüzeyi, cilt, beyin	0,01	0,04
	Toplam	1,00

*Kalan dokular: Adrenaller, kalp, lenfatik düğümler, oral mukoza, kas, pankreas, safra kesesi, prostat, timus, ekstratorasik (ET) bölge, ince bağırsak, dalak, böbrekler, rahim.

2.3.5. Cilt giriş dozu

X-ışınlarının hastaya giriş noktasında hastanın maruz kaldığı doz miktarı cilt giriş dozu (Entrance Skin Dose, ESD) olarak tanımlanır. Cilt giriş dozu ifadesi Eşitlik 5'te tanımlanmıştır.

$$ESD = CAK \cdot BSF \cdot f \quad (5)$$

Buradaki CAK (Cumulative Air Kerma) girişimsel referans noktasında ölçülen kümülatif hava kermayı, BSF geri saçılım faktörünü, f faktörü ise x-ışınlarının havadan dokuya geçişini ifade eder. BSF faktörü ışınlanan anatomik bölgeye, ışınlamada kullanılan tüp kilovoltajına ve filtrasyona bağlıdır. Doku kütle azalım katsayısının hava kütle azalım katsayısına oranı f faktörü olarak tanımlanmaktadır. Diagnostik radyolojide kullanılan demet kaliteleri için yaklaşık 1,06 olarak alınır (Bushberg vd. 2012).

2.3.6. Doz alan çarpımı (Dose Area Product, DAP)

Radyolojide doz ölçümleri için DAP metrelerin geliştirilmesi 1950'li yılların sonlarında başlamıştır. 1960'da ise Zieler girişimsel radyolojide doz ölçümlerinin en iyi yolunun DAP ölçüm yöntemi olduğunu belirtmiştir (Gfirtner vd. 1997). DAP ölçüm yönteminin,

radasyonun stokastik riskini belirlemede gerekli bilgileri sağladığı 1970 yılında ICRP tarafından da kabul edilmiştir (Gfirtner vd. 1997).

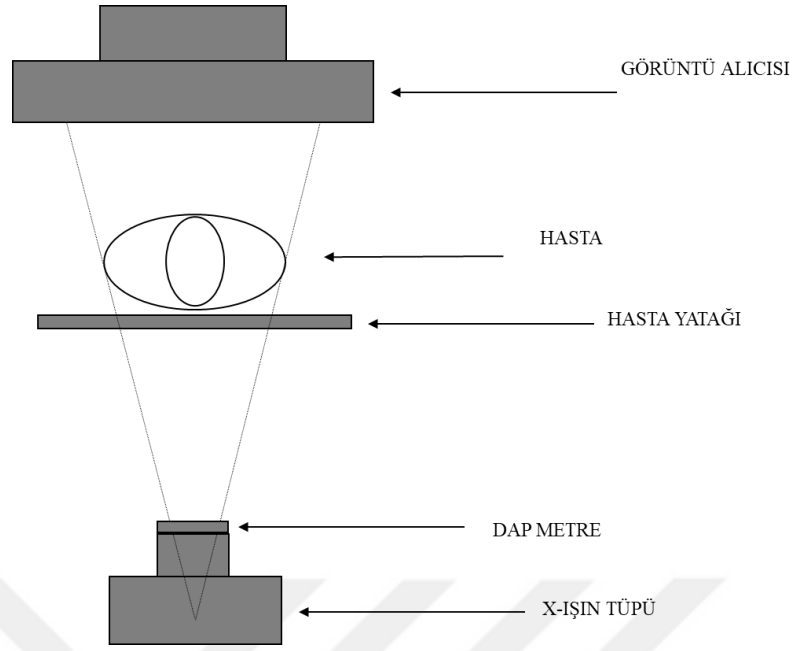
2.4. Doz Ölçüm Yöntemleri

Doz ölçümleri genel olarak iki farklı yöntem ile gerçekleştirilir. Bunlardan biri farklı tipteki dozimetrelerin kullanılması ile direkt olarak ölçüm yöntemidir. Diğerisi ise DAP yöntemi ile indirekt olarak ölçülmesidir (Geise ve O'Dea 1999). Günümüzde floroskopi sistemlerinin DAP değerini veren DAP metre içermesi zorunlu hale gelmiştir. Bu cihazlar, x-ışın tüpü ile hasta arasında bulunur ve işlem sırasındaki toplam DAP değerini verir. Birimi ise $mGy \cdot cm^{-2}$ 'dir (Bushberg vd. 2012).

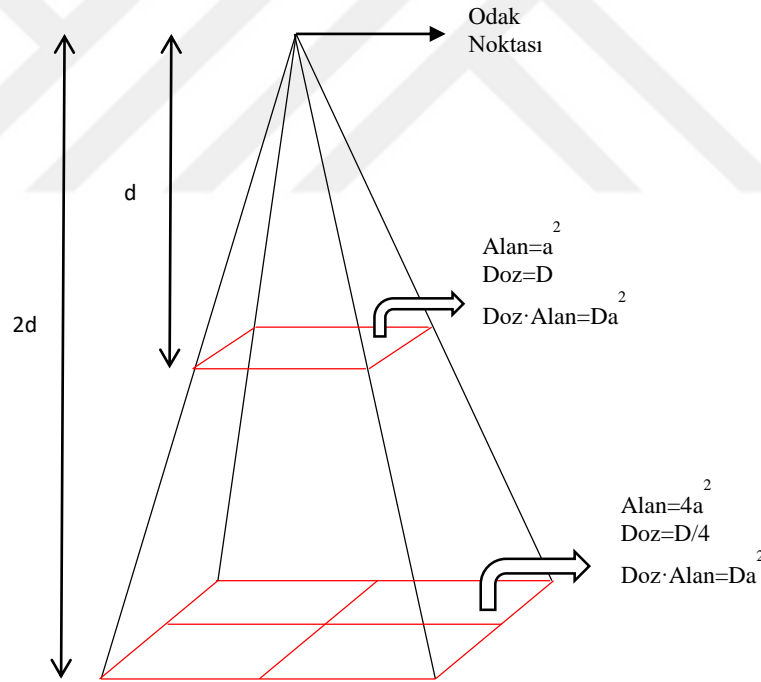
2.4.1. Hasta dozu ölçüm yöntemleri

2.4.1.1. DAP ölçüm yöntemi

DAP değeri Şekil 2.7'deki gibi x-ışını tüpü önüne yerleştirilen geçirgen iyon odası kullanılarak ölçülür. Ters kare kanununa göre radyasyon şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı iken; x-ışını alanı ise odak noktasından uzaklaştıkça mesafesinin karesi ile artar. Bu sebeple Şekil 2.8'deki gibi DAP değeri, iyon odasının odak noktası ile olan mesafesinden bağımsız olarak her noktada eşit olacağından hasta cildindeki DAP değeri ile herhangi bir mesafede ölçülen DAP değeri aynı olacaktır (Bushberg vd. 2012). Bu sebeple floroskopik incelemelerde ışınlama parametrelerinin ve geometrisinin sürekli değişmesi de göz önünde bulundurularak hasta dozu değerlendirmeleri için DAP ölçüm yöntemi kullanılmaktadır. DAP ölçüm yöntemi aynı zamanda stokastik risk hesaplamalarında da kullanılmaktadır (Bor vd. 2009a, Juszkat vd. 2009, Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.7 DAP ölçüm yöntemi



Şekil 2.8 Doz alan çarpımı (DAP) şematik gösterimi

2.4.1.2. Hava kerma ölçüm yöntemi

Tüm floroskopi sistemlerinin kümülatif hava kerma değerini genellikle mGy cinsinden girişimsel referans noktasında göstermesi zorunludur. Girişimsel referans noktası, ışın eksenini üzerinde x-ışını tüpüne doğru izomerkezden 15 cm aşağıdadır. Bu nokta masa altı

tüplerde yaklaşık olarak x-ışınlarının hastaya giriş noktası olarak kabul edilir. CAK değeri, etkin doz ve cilt giriş dozu hesaplamalarında kullanılmaktadır (Stecker vd. 2009, Bushberg vd. 2012, Paulo vd. 2020).

2.4.2. Personel dozu ölçüm yöntemleri

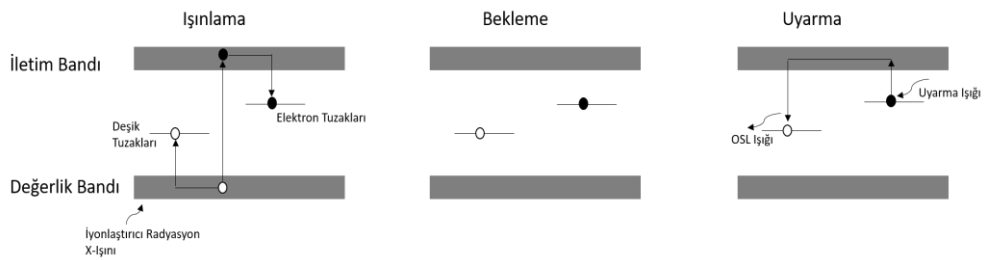
Anjiyografi incelemeleri süresince personelin, hastaya dolayısıyla x-ışın tüpüne yakın durmaları gerekmektedir. Personelin maruz kaldığı iyonize edici radyasyonun ana kaynağı hastadan saçılan radyasyondur. Diğer kaynaklar ise x-ışın tüpünden sızan radyasyon ve bazen birincil demettir. Genel olarak personel için kümülatif doz değeri takip edilmelidir (Topaltzikis 2009, Toossi vd. 2015). İyonlaştırıcı radyasyon, malzeme ile etkileşime girerek enerjisini malzemeye aktarır. Aktarılan enerjiyi yapısında saklayabilen ve daha sonra bu bilgiye erişim imkanı sağlayan sistemler dozimetre olarak kullanılmaktadır. Personel dozlarını ölçmek için dozimetre kullanılır. Aktif ve pasif dozimetre olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Elektronik dozimetreler aktif dozimetre sınıfında yer alır. Toplam doz, anlık doz hızı ve belli doz hızlarına erişildiğinde alarm sinyali verirler. Pasif dozimetreler ise maruz kalınan toplam dozla ilgili bilgi verirler. Film, termoluminesans dozimetre (TLD), optik uyarılmalı lüminesans (OSL) dozimetre ve katı hal MOSFET dozimetre (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) pasif dozimetreler sınıfında yer alır (Gürdal 2016, Ay 2020).

Personel doz ölçümleri için TLD, Berilyum Oksit (BeO) dedektör içeren OSL dozimetre, katı hal MOSFET dozimetre kullanılabilir (Chaikh vd. 2014). Etkin doz değeri teorik olarak vücuda uygun şekilde yerleştirilmiş dozimetrelerden yapılan okumalar yoluyla bilinebilir (Foti vd. 2008).

MOSFET dedektörler, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığında direnç değeri değişir. Işınlamadan önce ve sonra direnç değeri okunur ve aralarındaki farktan radyasyon doz değeri bulunur (Geise ve O'Dea 1999). Bazı yarıiletken ve yalıtkanlar, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldıklarında enerji depolarlar. Değerlik bandında bulunan temel haldeki elektronlar uyarılarak iletim bandına geçerler. İletim bandına geçerken değerlik bandında deşik bırakırlar. Oluşan elektron-deşik sayısı, kristalin yapısına ve gelen iyonlaştırıcı radyasyonun enerjisine göre değişiklik gösterir. Uyarılan elektronlar, değerlik bandına geri dönerken bant aralığında bulunan tuzaklarda depolanır (Gösselsberger vd. 2008, Bushberg vd. 2012). Bu elektronlar ısı veya ışık ile uyarılarak

iletim bandına geri döner ve belli bir olasılıkla tekrar tuzaklanabilir veya yeniden birleşim merkezine dönebilir. Yeniden birleşim merkezinde elektron ve deşik birleşerek değerlik bandına geri döner ve görünür bölgede ışık salınımı gerçekleşir (Bushberg vd. 2012, Gürdal 2016). OSL kristallerinin dozimetrik tuzakları genellikle oda sıcaklığında kararlı yapıya sahip olduğu için okuma öncesi geçen sürede tuzaklanmış olan elektronlar ve deşikler kararlı yapıdadır (Gürdal 2016). Salınan ışık miktarı ile gelen radyasyon dozu miktarı orantılıdır. Isıtılması ile ışık salınımı olayı termolüminesans (TL); ışık (led, lazer) ile uyarılması olayı ise OSL olarak adlandırılır (Bushberg vd. 2012).

Kristale ısı uygulandığında kristal içerisindeki ısı yükselir ve tuzaklardaki elektronlar iletim bandına geçerek ışık salınımı gerçekleşir. Kristal, ışık ile uyarıldığında ise foton-elektron etkileşimi sonucu tuzaklanan elektronların iletim bandına geçmesi sağlanır. Lüminesans işlemi sonucu oluşan OSL ışık dalga boyu, ışık algılama sistemi ile ölçülür. Bu sistemin uyarıcı ışığı algılamaması ve OSL ışığını doğru ölçebilmesi için uyarıcı ışığın dalga boyunun OSL ışığının dalga boyundan büyük seçilmesi ve uygun optik filtrelerin seçilmesi gerekmektedir. Optik filtrenin seçilmesi için uyarım ışığının ve OSL ışığının dalga boylarının bilinmesi önemlidir. OSL kristalinden önce UV filtreler ve uyarım ışığını düzenleyen filtre; kristalden sonra ve foto algılayıcı bölümden önce kullanılan filtre olmak üzere temel olarak iki adet optik filtre kullanılır. Kristalden sonra kullanılan filtrenin uyarım ışığını geçirmemesi gerekmektedir (Gürdal 2016). OSL dozimetre yöntemi Şekil 2.9'da gösterilmektedir.



Şekil 2.9 OSL dozimetre yöntemi

BeO'in lüminesans özellikleri üzerine araştırmalar Albrecht ve Mandeville (1956) tarafından yapılmıştır. BeO malzemesi ilk defa termolüminesans (TL) fosfor olarak kullanılmıştır. Ancak BeO'in ışığa duyarlı olduğu gözlemlenmiştir (Yukihara ve McKeever 2011). 1970 yılında Rhyner ve Miller BeO'i OSL fosforu olarak önerdiler (Botter-Jensen vd. 2003, Sommer ve Henniger 2006, Sommer vd. 2007, Sommer 2008). 1998 yılında Bulur ve Göksu'nun çalışmasına kadar BeO OSL detaylı olarak

araştırılmamıştır (Sommer vd. 2011). Sommer ve Henniger, BeO kristalini 455 nm dalga boyuna sahip mavi ışık ile uyararak 350 nm dalga boyuna sahip lüminesans ışık elde etmiştir (Gürdal 2016). BeO'in olumlu dozimetrik özellikleri arasında yüksek hassasiyet, lineer doz tepkisi ($\mu\text{Gy} - \text{Gy}$), insan yumuşak dokusuna ($Z_{\text{eff}} = 7,6$) benzer etkin atom numarasına ($Z_{\text{eff}} = 7,14$) sahip olması ve OSL emisyonunun 310-370 nm aralığında olması yer alır (Sommer vd. 2008, Yuhikara 2011). BeO malzemesi çevresel etkilere karşı mükemmel bir dirence sahiptir. Tekrar kullanılabilir olmaları ve boyutlarının küçük olmasından dolayı kişisel, çevresel ve klinik dozimetresi olarak kullanılmaktadır (Sommer vd. 2008).

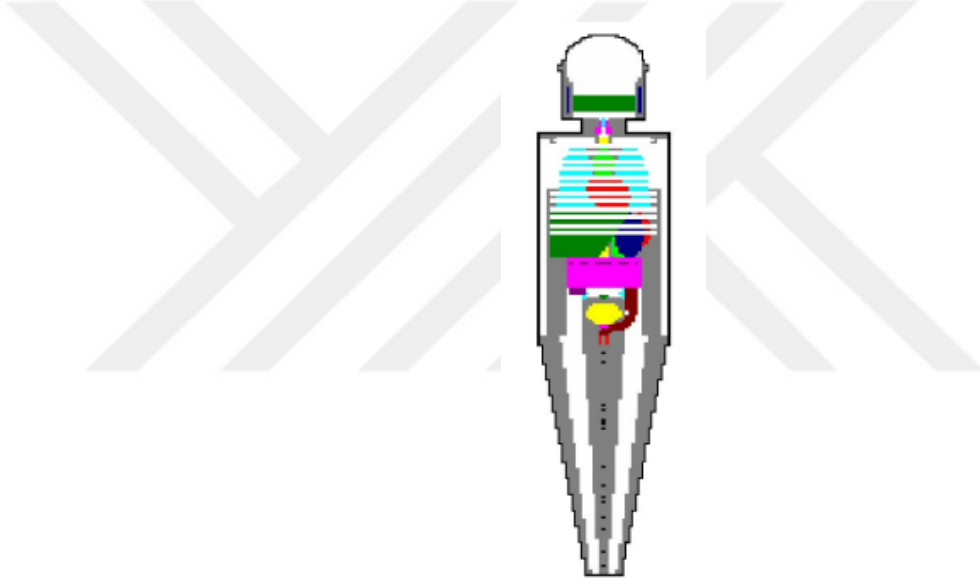
2.5. PCXMC 2.0

PCXMC, x-ışını kullanılan medikal incelemelerde hasta organ dozlarını ve etkin dozu hesaplamak için kullanılan bir Monte Carlo (MC) programıdır. Hem ICRP 103'te hem de ICRP 60'ta tanımlanan doku ağırlık faktörleri ile etkin dozu hesaplayabilmektedir. Bu programda kullanılan anatomik veriler, Cristy ve Eckerman tarafından 1987 yılında tanımlanan matematiksel hermafrodit fantom modellerinden alınmıştır ve altı farklı yaş grubundaki hastaları (yenidoğan, 1, 5, 10, 15 yaş ve yetişkin) tanımlamaktadır (Cristy ve Eckerman, 1987). Fantom boyutları farklı kilo ve boydaki hastalara göre ayarlanabilmektedir (Tapiovaara ve Siiskonen 2008). Bu fantom, hem erkek hem de dişi üreme organlarının dikkate alındığı cinsiyetle ilgili farklılıkları da simüle edebilmeye olanak sağlamaktadır. Ayrıca iç organların konumunu ve geometrisini kabaca tanımlar (Tapiovaara vd. 1997). PCXMC, 25 organdaki dozların çeşitli yaş, boy ve ağırlıktaki pediatrik ve yetişkin hastalarda farklı projeksiyonlarda ve farklı x-ışını görüntüleme koşullarında etkin dozun hesaplanmasına olanak sağlamaktadır (Servomaa ve Tapiovaara 1998).

PCXMC'de fotonların madde ile etkileşiminin stokastik matematiksel simülasyonu ile x-ışınının maddede soğurulan enerjisi hesaplanır. Fotonların madde ile etkileşimi, maruz kalabilecekleri fiziksel süreçlerin (Fotoelektrik olay, Rayleigh saçılması, Compton saçılması) olasılıksal dağılımlarına bağlıdır. PCXMC'de foton enerjisi 150 keV ile sınırlı olduğundan fotonun madde ile olan diğer etkileşimleri göz önünde bulundurulmaz. MC

yönteminde, aktarılan x-ışını enerji simülasyonu, rastgele sayılar kullanılarak gerçekleştirilir (Tapiovaara vd. 1997, Tapiovaara ve Siiskonen 2008).

Şekil 2.10'da insan vücudu için tanımlanan matematiksel fantom gösterilmektedir. PCXMC ile hesaplanan organ dozları hava kerma değeri (mGy cinsinden) ile ilişkilidir (Tapiovaara vd. 1997). Etkin doz değeri hesaplanırken hava kerma değerine alternatif olarak DAP ($\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ cinsinden) değeri kullanılabilir. Bunlara ek olarak ışınlama parametreleri (kVp, mA), toplam filtrasyon değeri ve odak noktası-hasta mesafesinin bilinmesi gerekmektedir. Eğer giriş cilt dozu veya hasta girişindeki hava kerma değeri hastadan geri saçılan radyasyon değerini de içeriyorsa doz değeri geri saçılma faktörüne (BSF) bölünerek PCXMC'de kullanılmalıdır (Tapiovaara ve Siiskonen 2008).



Şekil 2.10 İnsan vücudunun PCXMC 2.0'daki matematiksel fantomu

2.6. Etkin Doz Hesabı

Etkin doz değeri, tanı ve tedavi amaçlı radyoloji işlemlerinde yaklaşık 30 yıldır radyasyonun stokastik risklerini belirlemede etkili ve güçlü bir dozimetrik nicelik olarak kullanılmaktadır (Compagnone vd. 2012). ICRP tarafından yayınlanan raporlarda belirtilen etkin doz sınırları Çizelge 2.3'teki gibidir.

Çizelge 2.3 Önerilen doz sınırları (ICRP139 2018)

Limit Türü	Çalışan	Halk
Tüm Vücut	50 mSv/yıl	1 mSv/yıl
	20 mSv (5 yılın ortalaması)	
Lens	50 mSv/yıl	15 mSv
	20 mSv (5 yılın ortalaması)	
Cilt	500 mSv	50 mSv
Ekstremiteler	500 mSv	-

Etkin doz, işlem sırasında direkt olarak ölçülemez. Hasta etkin dozunun hesaplanması için Rando Fantom ve Monte-Carlo Yöntemi kullanılmaktadır. Işınlama parametrelerinin ve verilerin yeterli olduğu durumlarda hasta etkin dozu matematiksel fantomlar kullanılarak yaklaşık olarak hesaplanabilmektedir.

İnsan vücudunun belirli bir derinlikteki (d) yumuşak dokudaki doz eşdeğeri kişisel doz eşdeğeri olarak ifade edilir. Dozimetrelerin takıldığı noktalara göre adlandırılırlar. Cilt yüzeyinin 10 mm, 3 mm ve 0,07 mm derinliklerindeki kişisel doz eşdeğeri sırasıyla $H_p(10)$, $H_p(3)$ $H_p(0,07)$ olarak ifade edilir. Genellikle dış radyasyon maruziyetinden kaynaklanan tüm vücut etkin doz eşdeğeri $H_p(10)$ ile; lens eşdeğer dozu $H_p(3)$ ile ve cilt eşdeğer dozu $H_p(0,07)$ ile ifade edilir. Personel etkin dozunun hesaplanması için ise kullanılan dozimetrelerin sayısı ve vücuda yerleştirilen bölgenin farklılığına göre geliştirilen matematiksel denklemler kullanılmaktadır. Bunlardan bazılarını Niklason vd. 1994, Von Boetticher vd. 2010, Borrego vd. 2020 çalışmalarında tanımlamıştır (ICRP139 2018).

Niklason vd. 1994 Hesaplama Algoritması

Niklason vd. tarafından 1994'te geliştirilen ve Eşitlik 6'da ifade edilen matematiksel denkleme göre kurşun önlük üzerinde yaka hizasında ve kurşun önlük altında bel hizasında kullanılan dozimetreler ile doz ölçümü yapılması gerekmektedir. Bu ölçümler ile Eşitlik 6 ve 7 kullanılarak personel etkin doz hesabı yapılabilmektedir (Niklason vd.

1994). Etkin doz ölçümlerinde sıklıkla Niklason matematiksel denklemi kullanılmaktadır (Martin ve Magee 2013).

$$E = 0.02(H_{os} - H_u) + H_u \quad \text{Tiroit koruyucunun kullanıldığı durumlarda,} \quad (6)$$

$$E = 0.06(H_{os} - H_u) + H_u \quad \text{Tiroit koruyucunun kullanılmadığı durumlarda.} \quad (7)$$

Burada H_{os} yaka hizasında tiroit koruyucu üzerindeki dozimetreden elde edilen 0,07 mm derinlikteki $H_p(0,07)$ doz eşdeğeri, H_u ise bel hizasında kurşun önlük altındaki dozimetreden elde edilen 10 mm derinlikteki $H_p(10)$ doz eşdeğerini ifade etmektedir.

Von Boetticher vd. 2010 Hesaplama Algoritması

2010 yılında Von Boetticher vd. tarafından ICRP 103'e dayalı geliştirilen bu matematiksel denkleme göre personel etkin doz hesabı Eşitlik 8 ve 9'daki gibi yapılabilmektedir (Martin ve Magee 2013).

$$E = 0.051H_{nop} + 0.79H_{up} \quad \text{Tiroit koruyucunun kullanıldığı durumlarda,} \quad (8)$$

$$E = 0.100H_{nop} + 0.84H_{up} \quad \text{Tiroit koruyucunun kullanılmadığı durumlarda.} \quad (9)$$

Burada H_{nop} yaka hizasında tiroit koruyucu üzerindeki $H_p(10)$ doz eşdeğeri, H_{up} ise bel hizasında kurşun önlük altındaki $H_p(10)$ doz eşdeğerini ifade etmektedir.

Borrego vd. 2020 Hesaplama Algoritması

2020 yılında Borrego vd. tarafından tanımlanan matematiksel denklemde ise tek (Eşitlik 10) ve çift dozimetre (Eşitlik 11) kullanılması durumunda personel etkin dozun hesaplanması tanımlanmıştır (Borrego vd. 2020).

$$H_E = 0.3(H_P)_{yaka} \quad \text{Tek dozimetre kullanılması durumunda,} \quad (10)$$

$$H_E = 1.5(H_P)_{bel} + 0.04(H_P)_{yaka} \quad \text{Çift dozimetre kullanılması durumunda.} \quad (11)$$

Burada H_{Pyaka} yaka hizasında tiroit koruyucu üzerindeki 10 mm referans derinlikte ölçülen personel doz eşdeğeri, H_{Pbel} ise bel hizasında kurşun önlük altındaki 10 mm referans derinlikte ölçülen personel doz eşdeğerini ifade etmektedir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Sisteme Ait Bilgiler

Çizelge 3.1 İncelemede kullanılan sistem ve sisteme ait bazı bilgiler

İncelemenin Yapıldığı Yer	TOBB ETÜ Hastanesi Anjiyografi Ünitesi
İncelemede Kullanılan Sistem	Philips marka Azurion 7 M20 model C-kollu floroskopi sistemi
X-ışın Jeneratörü	Otomatik doz hızı kontrolüne sahip yüksek frekanslı jeneratör
X-ışın Tüpü Modeli	MRC 200+ 0407 ROT-GS 1004 Maximus ROTALIX Seramik tüp
X-ışın Tüpü Odak Nokta Boyutu (mm)	0,4/0,7
X-ışın Tüpü Toplam Filtrasyon	$\geq 2,5$ mm Al
X-ışın Tüpü Max Işınlama Gerilimi ve Tüp Akımı	125 kV, 680 mA
Görüntü Alıcısı	Kristal olarak CsI(Tl) kullanılan a-Si FPD
Görüntü Alıcısı Aktif Alan (cm)	30 x 40
Görüntü Alıcısı Piksel Boyutu (μm)	154 x 154
Görüntü Alıcısı Ayarlanabilen Puls Hızları	1, 2, 3, 4 ve 6 fps (Serebral modda)
Görüntü Alıcısı Görüş Alanı Boyutu (Field of View, FOV) (cm)	15, 19, 22, 27, 31, 37, 42 ve 48

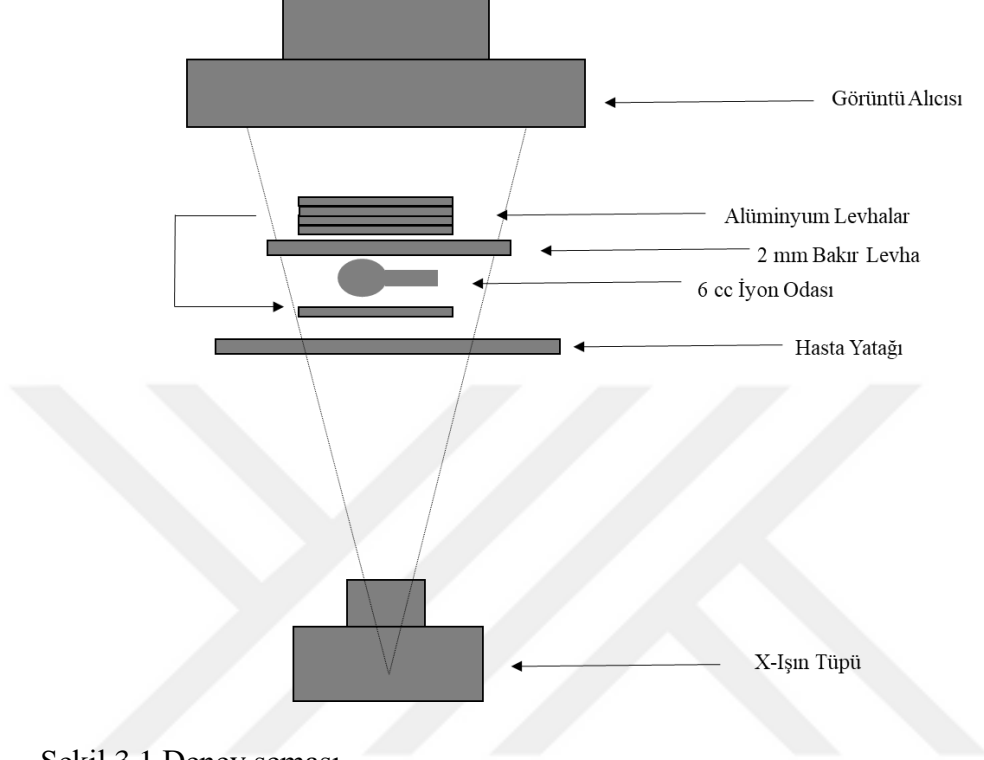
1 fps: frame per second

3.2. Sistem Performans Testleri

3.2.1. Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi

Bir x-ışını demetinin şiddetini sabit ışınlama parametrelerinde yarı değerine düşüren alüminyum kalınlığı, HVL olarak tanımlanır. Demet kalitesinin ve sistemin toplam filtrasyon değerinin belirlenmesi için bu test yapılır.

Bu test kapsamında farklı kalınlıklarda Al ve 2 mm bakır (Cu) plaka, 6 cc'lik iyon odası (Radcal 10X-6) ve elektrometre (Radcal AcuPro) kullanılmıştır. Şekil 3.1'deki düzenek kurularak ölçümler yapılmıştır.



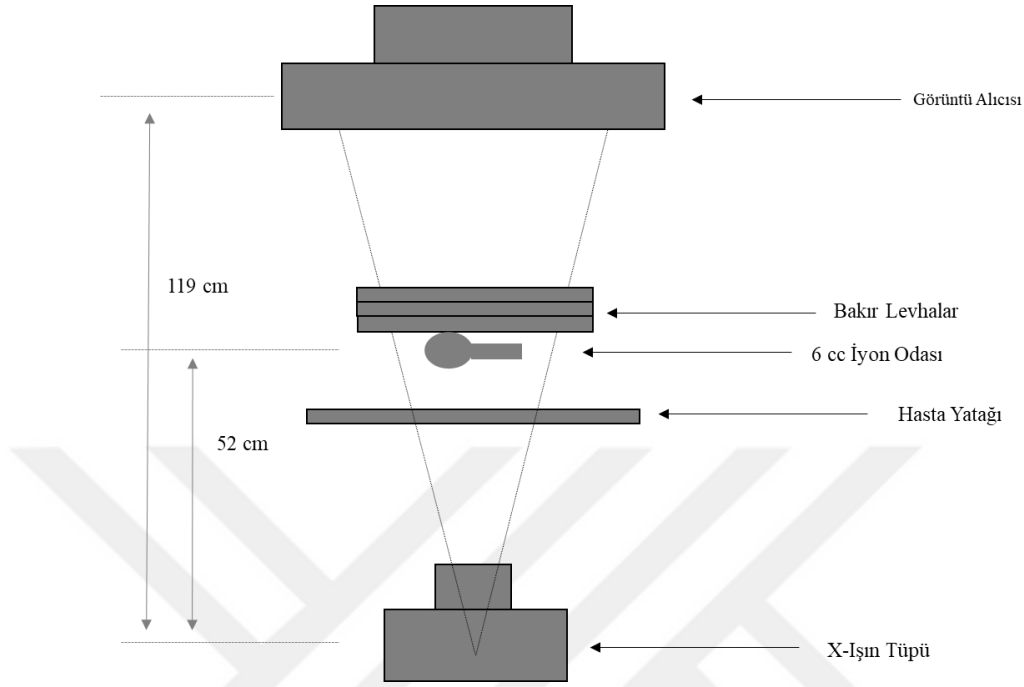
Şekil 3.1 Deney şeması

Floroskopi sistemlerinin kullanıldığı incelemelerde ışınlama parametrelerini manuel olarak ayarlamak mümkün değildir. Bu sebeple kVp ve mA değerlerini ölçüm süresince sabit tutabilmek için tüp ile görüntü alıcısı arasındaki hasta kalınlığı sabit tutulmalıdır. 2 mm Cu ve 1'er mm kalınlıklarındaki olan Al plakalar iyon odası ile görüntü alıcısı arasına yerleştirilerek ışınlama yapıldı. İyon odasından okunan doz hızı değeri not edildi. Daha sonra Al plakalar birer birer iyon odasının altına yerleştirilerek tekrar ışınlama yapıldı. Okunan doz hızı değerleri not edildi. Bütün Al plakalar iyon odasının üzerinde iken okunan doz hızı değerinin yarı değeri elde edilene kadar işlem tekrar edildi.

3.2.2. Hasta giriş dozları testi

Hastanın minimum seviyede iyonize edici radyasyona maruz kalması ve optimum görüntü kalitesinin elde edilmesi için gerekli ışınlama hızı değerinin belirlenmesi amaçlanmaktadır.

Farklı kalınlıklarda Cu plakalar, 6 cc'lik iyon odası (Radcal 10X-6) ve elektrometre (Radcal AcuPro) kullanılarak Şekil 3.2'deki düzenek hazırlanmıştır.



Şekil 3.2 Deney şeması

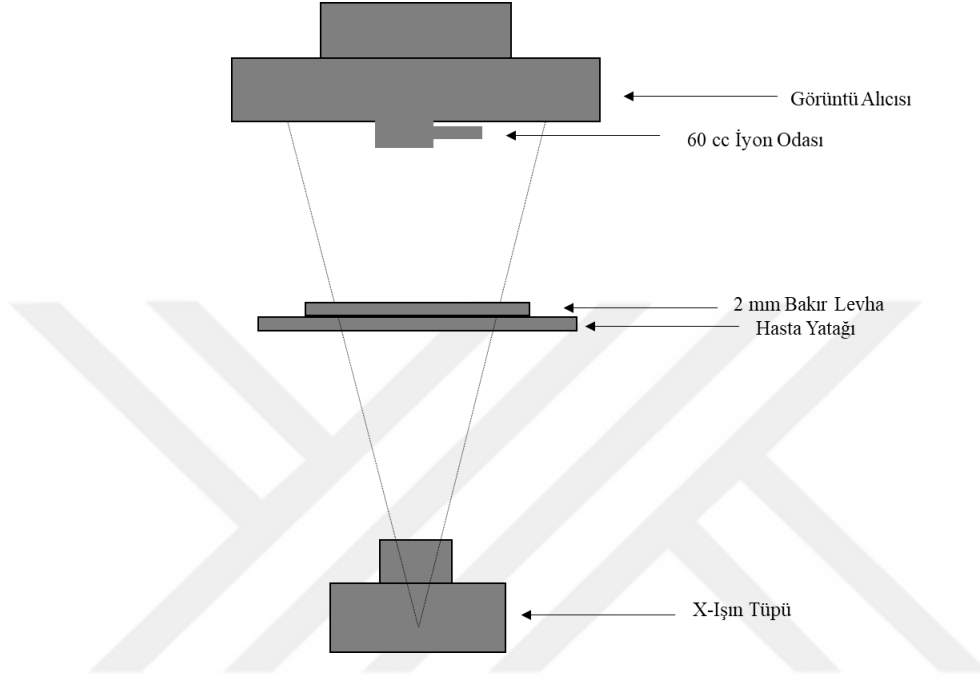
Daha sonra odak noktasının görüntü alıcısı ile mesafesi 119 cm, iyon odası ile mesafesi 52 cm olarak ayarlandı. X-ışın demeti bakır plakalara göre kolime edilerek sırasıyla 1, 2, ve 3 mm kalınlığında Cu plakalar yerleştirilerek ölçümler alındı. Alınan ölçümler not edildi. Aynı zamanda ölçüm sırasında sistemden okunan ışınlama parametreleri de not edildi.

Floroskopi modunda hekim tarafından en sık kullanılan 4 fps normal modu kullanılarak farklı FOV (görüş alanı) değerlerinde (48, 42, 37, 31, 27, 22, 19 ve 15 cm); radyografi modunda ise tek bir görüntü elde edilecek şekilde 4 fps normal modunda farklı FOV değerlerinde (48, 42, 37, 31, 27, 22, 19 ve 15 cm) ölçümler tekrar edildi.

Bu ölçümlerde; odak noktası – iyon odası mesafesi, referans noktasından farklı olduğu için sonuçlar ters kare düzeltmesi yapılarak değerlendirilmiştir.

3.2.3. Dedektör giriş dozları testi

Dedektör giriş doz hızı değeri, farklı hasta kalınlıklarında yaklaşık olarak aynı olmalıdır. Şekil 3.3'teki düzenek hazırlanmıştır. 2 mm Cu plaka ve 60 cc'lik iyon odası (Radcal 10X-6) ve elektrometre (Radcal AcuPro) ile ölçümler yapılmıştır.



Şekil 3.3 Deney şeması

Daha sonra odak noktasının dedektör ile mesafesi 119 cm olacak şekilde iyon odası ise dedektörün önüne yerleştirildi. X-ışın demeti 2 mm Cu plakaya göre kolime edilerek ölçümler alındı. Alınan ölçümler not edildi. Aynı zamanda ölçüm sırasında sistemden okunan ışınlama parametreleri de not edildi.

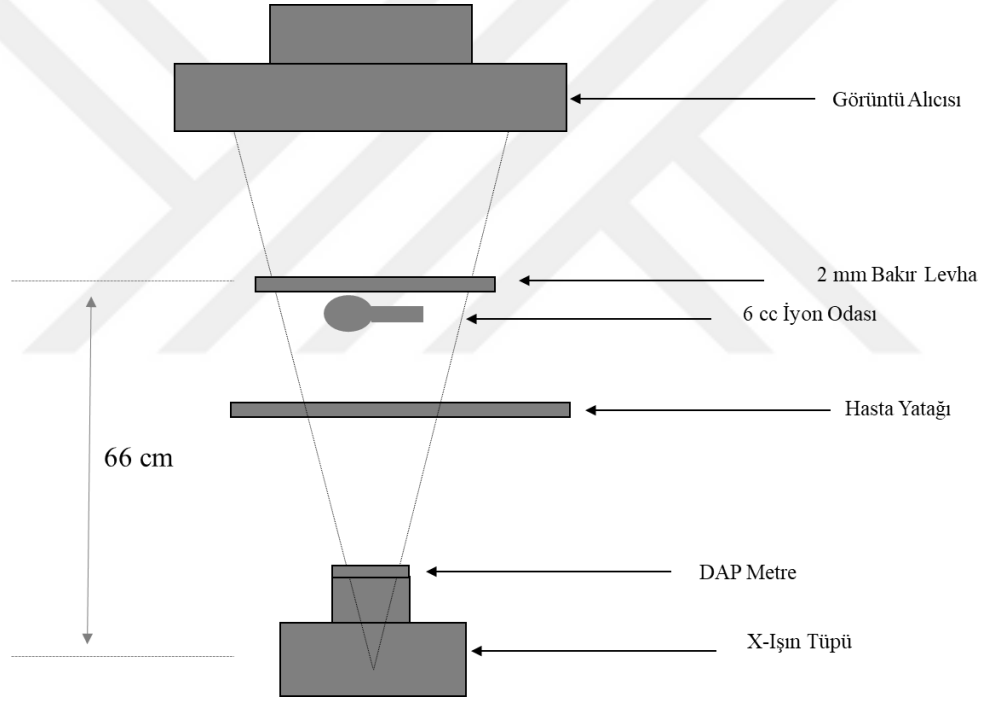
Floroskopi modunda sistemin normal modu kullanılarak farklı fps değerlerinde (1, 2, 4 ve 6 fps)) iyon odasını kapsayan FOV değerlerinde (27, 31, 37, 42 ve 48 cm); radyografi modunda ise tek bir görüntü elde edilecek şekilde 4 fps Normal modunda iyon odasını kapsayan FOV değerlerinde (27, 31, 37, 42 ve 48 cm) ölçümler tekrar edildi.

3.3. Hava Kerma Kalibrasyonu

Anjiyografi cihazında bulunan DAP metre ile hava kerma değeri sistem bilgisayarından okunabilmektedir. Bu durum ayrıca bir DAP metre kullanımını ortadan kaldırmaktadır.

Sistem tarafından verilen hava kerma değerinin doğruluğunun belirlenmesi için cihaza entegre DAP metrenin kalibrasyonunun yapılması gerekmektedir.

Şekil 3.4'teki düzenek hazırlanarak kalibrasyon yapıldı. 6 cc'lik iyon odası (Radcal 10X-6) ve elektrometre (Radcal AcuPro) kullanıldı. İyon odası, cihazın referans noktası olarak tanımlanan odak noktasından 66 cm uzaklığa (Koninklijke Philips N.V. 2016-2021) yerleştirilerek ışınlama gerçekleştirildi. Elektrometreden ve sistem bilgisayarından okunan hava kerma değerleri not edildi. İyon odasından elde edilen değer sistemden elde edilen değere bölünmesi ile hava kerma için kalibrasyon faktörü bulundu. Yapılan ölçümler 66 cm'den farklı bir uzaklıkta yapılması durumunda ters kare düzeltmesi yapılmalıdır. İdealde bu değer 1 olması beklenmektedir.



Şekil 3.4 Deney şeması

3.4. Yatak Foton Azaltım Faktörü

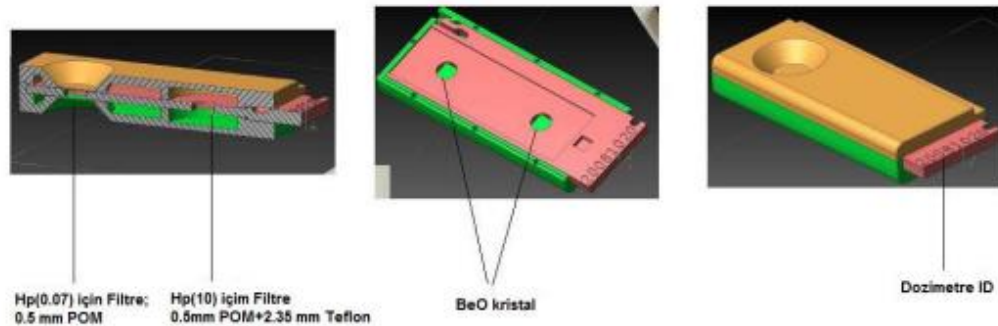
Sistem tarafından verilen DAP ve hava kerma değerleri, hasta yatağından kaynaklanan azalımı dikkate almaz. Hasta dozu hesaplamalarında bu azalımın dikkate alınması gerekmektedir. Odak noktasından belirli bir uzaklığa yerleştirilen iyon odası ile hem yatak varken hem de yatak yokken ölçümler alınarak not edilir. Yatak foton azaltım

faktörü, yatak varken elde edilen doz hızı değerinin yatak yokken elde edilen doz hızı değerine bölünmesi ile bulunur.

3.5. Personel Dozu Ölçümü ve Personel Etkin Dozu

Kristallerin yapısında yer alan safsızlıkların ve hassasiyetlerinin aynı olmamasından dolayı aynı miktarda radyasyona maruz kalmaları durumunda okunan doz miktarı farklı olacaktır. Bu farklılıkları ortadan kaldırmak için dozimetrelerin ECC (Element Calibration Coefficient) değerleri ve RCF (Reader Calibration Factor) değeri belirlenerek dozimetrelerin kalibrasyon işleminin yapılması gerekmektedir. BeO OSL dozimetreler, RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı tarafından TS EN IEC 62387 numaralı standartına göre kalibre edilmiştir. Kalibrasyon işlemi yapılan dozimetreler iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakılır. İyonize radyasyona maruz kalan kristalin içerisinde tuzaklanan elektronlar, 455 nm dalga boyunda (mavi ışık) foton kaynağı ile uyarılır. Uyarılma sonucu Şekil 2.9'daki gibi ışık salınımı gerçekleşir. Kullanılan filtreler sayesinde sadece uyarılma sonucu oluşan ışık foto algılayıcı bölüme geçerek doz değerlendirilmesi yapılır ve sistem tarafından doz değerleri verilir (Gürdal 2016).

Şekil 3.5'teki BeO OSL kişisel dozimetreleri cilt dozu ($H_p(0,07)$) ve vücut dozu ($H_p(10)$) ölçmek için kullanılan ve boyutları 4,7 x 4,7 x 0,5 mm olan iki kristal içermektedir. $H_p(0,07)$ 'yi ölçmek için kristal üzerinde 0,5 mm POM (poliasetal) malzemesi bulunurken; $H_p(10)$ 'u ölçmek için kristal üzerinde 0,5 mm POM'a ek olarak 2,35 mm teflon kullanılmaktadır (Gürdal 2016).



Şekil 3.5 BeO OSL kişisel dozimetre (Gürdal 2016)

Personel doz ölçümleri BeO OSL dozimetreleri ile gerçekleştirildi. Kullanılan kişisel vücut dozimetreleri, Şekil 3.6'daki RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı bünyesindeki WBDÖSE BeO OSL okuyucu sistemi (Seri No: RDKR-WB0008) kullanılarak değerlendirilmiştir. Okuyucu haznesine dozimetreler teker teker yerleştirilir ve okuma işlemi yapılır. Sistem tarafından doz sonuçları $H_p(10)$ ve $H_p(0,07)$ şeklinde otomatik olarak verilmektedir.



Şekil 3.6 WBDÖSE BeO OSL okuyucu sistemi (RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı)

Kullanılan lens ve yüzük dozimetreleri ise Şekil 3.7'deki RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı'nda bulunan EXTDOSE OSL (Seri No: RDKR-00001) dozimetre okuyucu sistemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Yüzük ve lens dozimetrelerindeki BeO kristalleri kullandıkları kaplarından çıkartılarak okuyucu haznesine direkt yerleştirilmektedir. Bu sebeple okuma işlemi karanlık odada kırmızı ışık altında gerçekleştirilmektedir. Sistem tarafından doz sonuçları lens dozimetreleri için $H_p(3)$; yüzük dozimetreleri için ise $H_p(0,07)$ şeklinde otomatik olarak verilmektedir.



Şekil 3.7 EXTDOSE OSL dozimetre okuyucu sistemi (RADKOR Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı)

Personel etkin dozlarını hesaplayabilmek için bir hekim, bir hemşire ve bir teknisyene kişisel dozimetreler temin edilmiştir. Hemşire ve teknisyen için bel hizasında kurşun önlüğün altında birer adet tüm vücut dozimetre, göz hizasında birer adet lens dozimetre ve birer adet yüzük dozimetre kullanılmıştır. Hekim için ise bel hizasında kurşun önlüğün altında bir adet tüm vücut dozimetre, tiroit hizasında tiroit koruyucu üzerinde bir adet tüm vücut dozimetre ve bir adet yüzük dozimetre kullanılmıştır. Doğal radyasyon dozu seviyesinin belirleyebilmek için dinlenme odasına ortam dozimetresi yerleştirilmiştir. Dozimetrelerin kullanıldığı yaklaşık üç aylık süreç boyunca gerçekleştirilen nörogirişimsel incelemelerde hastalara ait DAP ve hava kerma değerleri kayıt edilmiştir.

Yaklaşık üç aylık süre sonunda BeO OSL dozimetrelerin değerlendirilmesi ile doz değerleri elde edilmiştir. Bu doz değerleri ile Bölüm 2.5’de tanımlanan Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılarak personel etkin dozları hesaplanmıştır. Lens dozu, tiroit koruyucu üzerinde dozimetre kullanıldığı durumlarda Eşitlik 12’deki gibi hesaplanmaktadır (Martin 2009).

$$E_{lens} = 0,75 \cdot E_{tiroit} \quad (12)$$

Bu ifade kullanılarak hekim lens dozu ile hemşire ve teknisyen için tiroit seviyesindeki tiroit koruyucu üzerindeki doz değerleri hesaplanmıştır.

3.6. Hasta Dozu Ölçümü ve Hasta Etkin Dozu

3.6.1. Hasta dozu ölçümü

Yatak foton azaltım ve hava kerma kalibrasyon faktörlerinin hasta dozları üzerindeki etkileri dikkate alınarak hasta etkin dozları hesaplanmıştır. Sistem bilgisayarında her hastaya ait inceleme sırasında hastanın maruz kaldığı doz bilgileri kayıt edilmektedir. Hasta verileri aynı zamanda incelemenin yapıldığı zaman diliminde sistem bilgisayarından takip edilebilmektedir. Sistem bilgisayarında kaydedilen hasta bilgileri, radyografik görüntüleme parametrelerini ve floroskopik görüntüleme parametrelerinden toplam DAP, floroskopi süresi ve toplam hava kerma değerlerini içermektedir. İncelemenin yapıldığı zaman diliminde sistem bilgisayarından ışınlama parametreleri kaydedilmiştir.

3.6.1.1. Hasta etkin doz değerlerinin hesaplanması

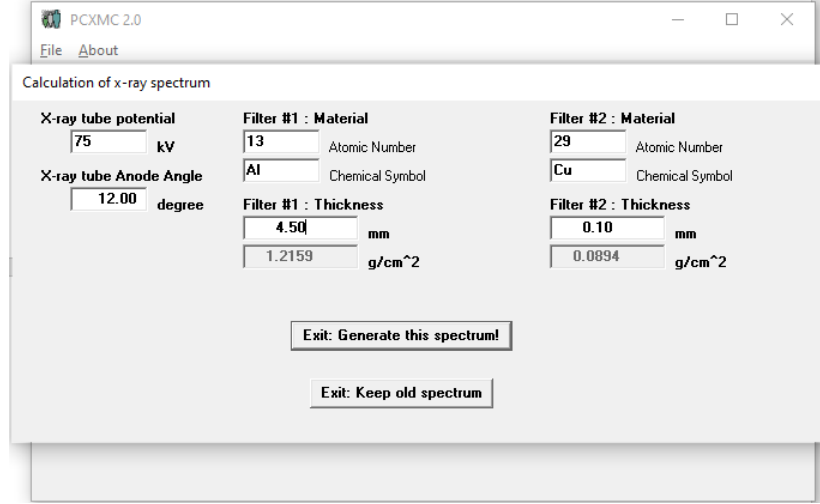
Hastaların etkin dozları PC tabanlı bir Monte Carlo (MC) programı olan PCXMC 2.0 programı ile gerçekleştirilmiştir. Hasta etkin dozunu hesaplamak için Şekil 3.8'deki ekrandan x-ışını demeti geometrisi, standart yetişkin hasta bilgileri gibi gerekli parametreler doldurularak bir form oluşturulur ve kaydedilir.

The screenshot shows the DefForm software interface with the following sections:

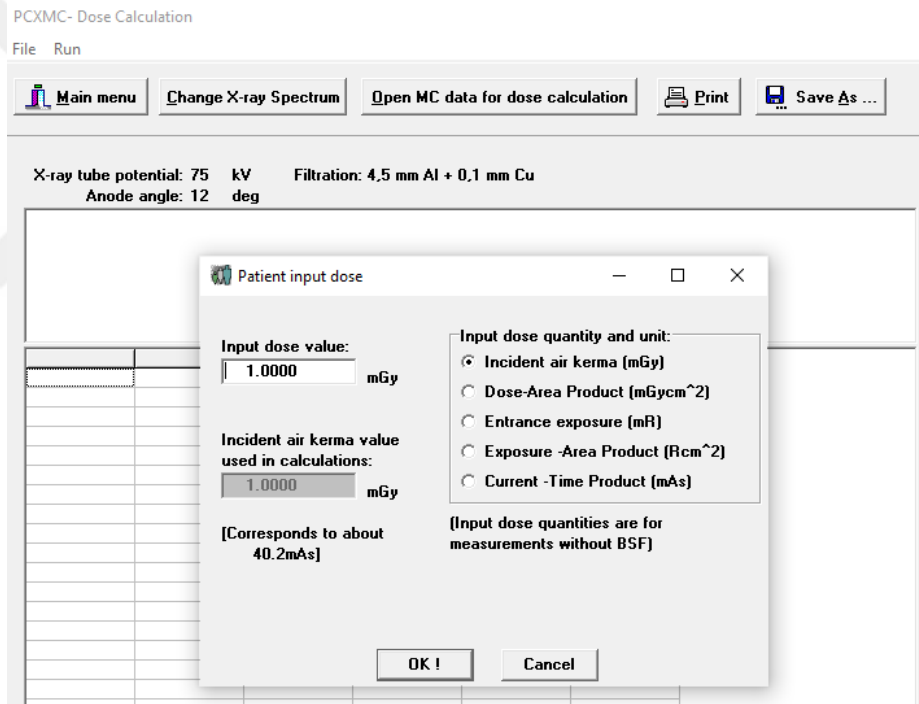
- Header text:** A text input field.
- Phantom data:** Includes Age (radio buttons for 0, 1, 5, 10, 15, Adult), Phantom height (178.60, Standard: 178.6), Phantom mass (73.20, Standard: 73.2), and a checkbox for Arms in phantom.
- Geometry data for the x-ray beam:** Includes FSD (80.00), Beam width (30.00), Beam height (25.00), Xref (2.7072), Yref (-8.6519), Zref (86.5455), Projection angle (330), and Cranio-caudal angle (0.00). It also lists LATR=180, AP=270, LATL=0, PA=90 and (pos) Cranial X-ray tube, (neg) Caudal X-ray tube.
- MonteCarlo simulation parameters:** Includes Max energy (keV) (150) and Number of photons (20000).
- Field size calculator:** Includes FID (110), Image width (18), Image height (24), Phantom exit-image distance (5.0), and buttons for Calculate and Use this data.
- Organ selection:** A list of organs with checkboxes: Skeleton, Brain, Heart, Testes, Spleen, Lungs, Ovaries, Kidneys, Thymus, Stomach, Salivary glands, Oral mucosa, Pancreas, Uterus, Liver, Upper large intestine, Lower large intestine, Small intestine, Thyroid, Urinary bladder, Gall bladder, Oesophagus, Prostate, and Pharynx/trachea/sinus.
- 3D View:** A 3D rendering of the X-ray beam geometry with a rotation increment of 30 and a view angle of 270.
- 2D View:** A 2D cross-section of the phantom with colored regions representing different organs.

Şekil 3.8 Işınlama geometrisine ait parametrelerin ayarlanması

Daha sonra ana menüye dönülerek kaydedilen bu form ile simülasyon gerçekleştirilir. Yine ana menüye geri dönülerek Şekil 3.9'daki ekrandan incelemeye ait ışınlama parametreleri girilir. X-ışın spektrum bilgileri kaydedildikten sonra yine aynı bölümde bulunan Şekil 3.10'daki bölümünden daha önce oluşturulan form seçilir ve ekrana gelen bölüme ışınlamada elde edilen DAP/hava kerma değeri girilerek hasta etkin dozu değerleri Şekil 3.11'deki gibi listelenir.



Şekil 3.9 Hasta incelemesine ait x-ışın spektrumu bilgileri



Şekil 3.10 Doz hesaplamalarında kullanılan doz niceliklerinin seçilmesi

[Main menu](#)
[Change X-ray Spectrum](#)
[Open MC data for dose calculation](#)
[Print](#)
[Save As ...](#)

X-ray tube potential: 75 kV **Filtration: 4,5 mm Al + 0,1 mm Cu**
Anode angle: 12 deg

File: C:\Users\Acer\Desktop\pcxmcd\deneme3.en2
 Phantom: Adult , Arms included. Simulation: Photons/Energy level: 20000 Maximum energy: 150 keV
 Projection angle (L,ATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 330.000 Obl. angle: 0.000
 Field width: 30.00 cm and height: 25.00 cm FSD: 80.000 cm Ref.point (x,y,z[cm]): (2.707, -8.652, 86.546)
 Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000
 Incident air kerma:..... 1.000 mGy Tube voltage: 75 kV Filter:.....4,5 mm Al + 0,1 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0,049399	0,7	(Scapulae)	0,005821	16,6
Adrenals	0,000000	NA	(Clavicles)	0,087791	11,5
Brain	0,386243	1,4	(Ribs)	0,006159	8,3
Breasts	0,001291	36,2	(Upper arm bones)	0,005183	12,2
Colon (Large intestine)	0,000000	NA	(Middle arm bones)	0,000153	90,2
(Upper large intestine)	0,000000	NA	(Lower arm bones)	0,000000	NA
(Lower large intestine)	0,000000	NA	(Pelvis)	0,000000	NA
Extrathoracic airways	0,389622	7,1	(Upper leg bones)	0,000000	NA
Gall bladder	0,000000	NA	(Middle leg bones)	0,000000	NA
Heart	0,000217	38,4	(Lower leg bones)	0,000000	NA
Kidneys	0,000024	100,0	Skin	0,066540	1,5
Liver	0,000168	54,4	Small intestine	0,000000	NA
Lungs	0,003111	11,2	Spleen	0,000279	65,3
Lymph nodes	0,116120	3,4	Stomach	0,000156	69,5
Muscle	0,018114	0,9	Testicles	0,000000	NA
Oesophagus	0,003420	30,0	Thymus	0,001490	60,9
Oral mucosa	0,566659	4,1	Thyroid	0,294478	7,0
Ovaries	0,000000	NA	Urinary bladder	0,000000	NA
Pancreas	0,000275	64,0	Uterus	0,000000	NA
Prostate	0,000000	NA			
Salivary glands	0,596378	2,8	Average dose in total body	0,052521	0,5
Skeleton	0,224763	0,6	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,034295	3,0
(Skull)	1,511903	0,7	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,041224	2,2
(Upper Spine)	0,635925	2,8			
(Middle Spine)	0,007258	12,6			
(Lower Spine)	0,000000	NA	Abs. energy fraction (%)	26,376619	

Şekil 3.11 Doz sonuç ekranı

3.7. İncelemelerin Sınıflandırılması

3.7.1. Serebral anjiyografi

Genellikle kasık damarlarından girilir. Düşük enerjili X-ışını ve kontrast madde kullanılarak katater yardımı ile beyin de dahil olmak üzere baş ve boyun bölgesindeki damarların görüntülenmesi işlemidir. Tanı amaçlı yapılan ve genel anestezi gerektirmeyen minimal invaziv bir işlemdir. İşlem süresi 15-45 dakika arasında değişmektedir (RadiologyInfo.org 2023).

3.7.2. Serebral anevrizma

Bir kan damarı duvarının iç tabakasının zayıflaması sonucu beyindeki bir arterin (atardamarın) anormal genişlemesi ile balonlaşması anevrizma olarak adlandırılmaktadır. Serebral anjiyografi ile tanısı konur. Anevrizma tedavilerinde genel anestezi gerekmektedir. Anevrizmaların klasik tedavisi cerrahidir. Cerrahi operasyona gerek

kalmadan hem daha kısa süre hem de daha az anestezi gerektirmesinden dolayı anevrizma tedavilerinde girişimsel anjiyografi yöntemi de tercih edilmektedir. Her iki yöntemde de asıl amaç anevrizmaya kan akışını ortadan kaldırmaktır (American Association of Neurological Surgeons 2023).

3.7.3. Karotis anjiyografi

Boyun damarları (karotis arter) ile ilgili incelemelerin yapıldığı işlemlerdir. Boyun damarları ile kalpten beyne kan akışı sağlanır (UW Medicine 2017).

3.7.4. Stent

Damar tıkanıklığı ve anevrizma gibi hastalıkların tedavisinde kan damarlarındaki akışı optimize etmek için gerekli bölgelere yerleştirilen yapay bir araç olan stentler kullanılır. Stentler, hem akış hızını düzenlemede hem de akışa yön vermede kullanılmaktadır (Wikipedia 2023).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Sistem Performans Testleri

4.1.1. Sistemin toplam filtrasyon değeri

Şekil 3.1'deki düzenek kurularak ve Bölüm 3.2.1'de ifade edilen işlemler takip edilerek tüp voltajı 70 kVp değerinde iken ölçümler gerçekleştirilmiştir. Farklı Al kalınlıklarındaki doz hızı değerlerinin grafiği çizdirilmiştir. HVL, elde edilen grafikten 4,65 mm Al olarak hesaplanmıştır. HVL-toplam filtrasyon dönüşüm tabloları ile toplam filtrasyon 6,41 mm Al olarak elde edilmiştir.

4.1.2. Hasta giriş dozları

Şekil 3.2'deki düzenek kurularak ve Bölüm 3.2.2'de ifade edilen işlemler takip edilerek gerekli ölçümler alınmıştır. Çizelge 4.1'de radyografi modunda görüntü başına doz değerleri görülmektedir. Floreskopi modu için hasta incelemelerinde cihazın en sık kullanılan modu olan 4 fps normal modunda alınan ölçüm sonuçları ise Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Radyografi modundaki hasta giriş dozları

Görüş Alanı (cm)	Görüntü Başına Doz (mGy/görüntü)		
	Bakır Plaka Kalınlığı (mm)		
	1	2	3
15	0,60	1,06	1,94
19	0,12	0,50	1,63
22	0,10	0,43	1,39
27	0,09	0,35	1,16
31	0,07	0,31	0,99
37	0,07	0,27	0,86
42	0,06	0,24	0,78
48	0,06	0,19	0,60

Çizelge 4.2 Floroskopi modundaki hasta giriş dozları

Görüş Alanı (cm)	Doz Hızı (mGy/dk)		
	Bakır Plaka Kalınlığı (mm)		
	1	2	3
15	3,91	12,18	25,48
19	3,42	11,11	22,62
22	2,93	10,14	20,61
27	2,63	9,25	18,57
31	2,43	8,47	18,23
37	2,13	7,66	16,28
42	1,96	7,39	15,33
48	1,59	6,07	13,57

2012 yılında European Commission (EC) tarafından yayınlanan 162 numaralı raporda Tablo 2-17’de floroskopi ve radyografi modları için normal hasta kalınlığında (2 mm Cu) tanımlanan hasta giriş dozlarına ait limit değerler sırasıyla dakikada 100 mGy ve görüntü başına 2 mGy şeklinde belirtilmiştir (EC162 2012). Yetişkin standart hasta kalınlığını temsil eden floroskopi fantomu için hasta giriş doz hızı değerleri 8,7-26 mGy/dk aralığında değerler alır (Papp 2002).

4.1.3. Dedektör giriş dozları

Şekil 3.3’teki düzenek kurularak ve Bölüm 3.2.3’te ifade edilen işlemler takip edilerek gerekli ölçümler alınmıştır. Radyografi modu ölçüm sonuçları Çizelge 4.3’te; floroskopi modu ölçüm sonuçları ise Çizelge 4.4’te verilmiştir.

Çizelge 4.3 Radyografi modundaki dedektör giriş dozları

FOV (cm)	Görüntü Alıcısı Giriş Dozu (µGy)
27	3,07
31	2,60
37	2,20
42	1,96
48	1,79

Çizelge 4.4 Floroskopi modundaki dedektör giriş dozları

FOV (cm)	Doz Hızı (µGy/s)
27	1,97
31	1,67
37	1,42
42	1,28
48	1,01

*4 fps normal-2 mm Cu

EC tarafından yayınlanan 162 numaralı raporda Tablo 2-17'de floroskopi ve radyografi modları için normal hasta kalınlığında (2 mm Cu) tanımlanan görüntü alıcısı giriş dozlarına ait limit değerler sırasıyla saniyede 1 µGy ve görüntü başına 5 µGy şeklinde belirtilmiştir (EC162 2012).

4.2. Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü

Şekil 3.4'teki düzenek hazırlanarak yapılan ölçümler ile Eşitlik 13 kullanılarak hava kerma kalibrasyon faktörü hesaplanmıştır.

$$k_{HK} = \frac{HK_{io}}{HK_s} \quad (13)$$

Burada k_{HK} hava kerma kalibrasyon faktörünü, HK_{io} iyon odası ile ölçülen hava kerma değerini (mGy), HK_s ise sisteme takılı DAP metreden elde edilen hava kerma değerini

(mGy) ifade etmektedir. Yapılan hesaplamalar sonucu k_{HK} değeri 0,73 olarak bulunmuştur.

4.3. Yatak Foton Azaltım Faktörü

Bölüm 3.4'te anlatıldığı gibi x-ışın tüpü ile görüntü alıcı arasında yatak varken ve yatak yokken doz hızı değerleri ölçülmüştür. Yatak foton azaltım faktörü ise Eşitlik 14 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\text{Yatak Foton Azaltım Faktörü} = \frac{(\text{Doz hızı değeri})_{\text{yatak var}}}{(\text{Doz hızı değeri})_{\text{yatak yok}}} \quad (14)$$

Buradan yatak foton azaltım faktörü 0,57 olarak bulunmuştur.

4.4. Personel Etkin Dozları

Personel dozu ölçümleri, nörogirişimsel anjiyografi incelemelerine katılan birer hekim, hemşire ve teknisyen için gerçekleştirilmiştir. Personellerin dozimetre takarak katıldıkları hasta inceleme sayısı ve inceleme türleri not edilmiştir. Aynı zamanda bu hastalara ait sistem bilgisayarındaki doz raporlarından DAP ve CAK değerleri de kaydedilmiştir. Bu veriler Çizelge 4.5'te görülmektedir.

Çizelge 4.5 Personelin katıldığı incelemelere ait veriler

	Hasta Sayısı				DAP (Gy·cm ²)	Hava Kerma (mGy)
	Serebral		Karotis			
	Tanı	Tedavi	Tanı	Tedavi		
Bütün Personeller	18	12	4	4	3608	44696

Personel dozimetre ölçümleri Çizelge 4.6'daki gibidir. Çizelge 4.6'da ifade edilen hekim lens dozu, hemşire ve teknisyenin tiroit koruyucu üzerindeki dozimetre ölçüm sonuçları Bölüm 3.6'da yer alan Eşitlik 12 kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen dozimetre ölçüm sonuçları ile Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılarak personel etkin dozları hesaplanmıştır. Hesaplanan etkin doz değerleri, toplam DAP değerine ve toplam hasta sayısına normalize edilmiştir. Çizelge 4.7'de personel etkin doz değerleri verilmiştir.

İncelemeler sırasında hekim ve hemşire yelek ve etek olmak üzere 2 ayrı parçadan oluşan 0,5 mm kalınlığında kurşun önlük giyerken teknisyen bazı incelemelerde iki parçadan oluşan bazı incelemelerde ise arkası açık ön tarafı uzun olacak şekilde tek parçadan oluşan kurşun önlük giymiştir.

Çizelge 4.6 Personel etkin dozu için BeO OSL dozimetrelerden elde edilen sonuçlar

	Bel OSL (μGy)	Tiroit OSL (μGy)	Lens OSL (μGy)	Yüzük OSL (μGy)
Hekim	469	983	712	2083
Hemşire	249	1026	745	583
Teknisyen	369	706	505	543

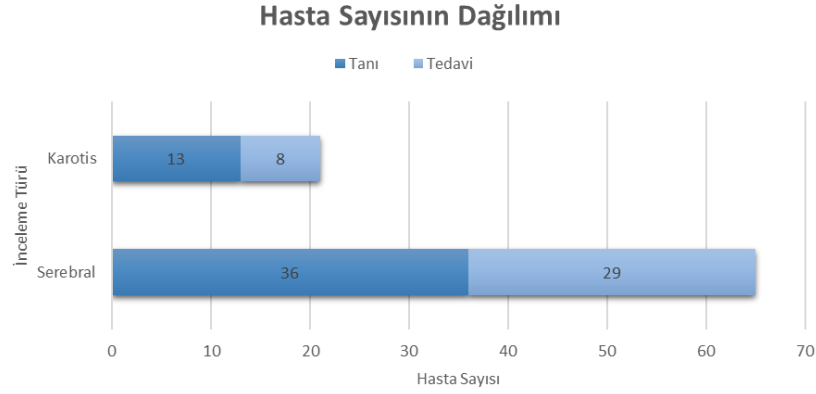
Çizelge 4.7 Personel etkin dozları

		Tüm Vücut (Niklason vd. 1994)	Tüm Vücut (Borrego vd. 2020)	Lens	Ekstremiteler
Hekim	Etkin Doz (mSv)	0,48	0,75	0,71	2,08
	$\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$	0,13	0,21	0,19	0,58
	$\mu\text{Sv}/\text{inceleme}$	12,63	19,74	18,68	54,74
Hemşire	Etkin Doz (mSv)	0,27	0,42	0,75	0,58
	$\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$	0,07	0,12	0,21	0,16
	$\mu\text{Sv}/\text{inceleme}$	7,11	11,05	19,74	15,26
Teknisyen	Etkin Doz (mSv)	0,38	0,58	0,51	0,54
	$\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$	0,11	0,16	0,14	0,15
	$\mu\text{Sv}/\text{inceleme}$	10,00	15,26	13,42	14,21

4.5. Hasta Etkin Dozları

Çeşitli nörogirişimsel incelemelerinde toplam 86 hasta için hasta etkin dozu ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Nörogirişimsel anjiyografi incelemeleri yapılan inceleme türlerine göre 2 ana gruba (serebral ve karotis) ayrılmaktadır. Bu 2 grup ise kendi aralarında tanı ve tedavi amaçlı olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır. Şekil 4.1’de hasta sayısının gruplara göre dağılımı verilmiştir. Çizelge 4.8’de inceleme türüne göre doz raporundan elde edilen hastaların maruz kaldıkları DAP ve CAK değerlerine ait veriler verilmiştir. Çizelge 4.9’da inceleme türüne göre hasta sayısı ve ışınlama parametrelerine dair veriler

verilmiştir. Çizelge 4.8 ve 4.9'daki veriler ortalama değerler olup; en küçük ve en büyük değerleri parantez içerisinde verilmiştir.



Şekil 4.1 Hasta sayısının inceleme türüne göre dağılımı

Çizelge 4.8 İnceleme türüne göre ortalama DAP ve CAK değerleri

İnceleme Türü		DAP (Gy·cm ²)		CAK (mGy)	
		Floroskopi	Toplam	Floroskopi	Toplam
Serebral	Tanı	13 (1,9-31,4)	73 (30,4-134)	127 (20-535)	657 (232-1882)
	Tedavi	44 (10,5-120)	143 (60-373)	686 (131-1960)	1888 (374-5309)
Karotis	Tanı	8,8 (2,5-10,3)	40 (16-86)	84 (24-171)	487 (210-926)
	Tedavi	29 (6,3-78)	79 (18-179)	333 (39-1088)	679 (114-994)

Çizelge 4.9 İnceleme türüne göre hasta sayısı ve ışınlama parametreleri

İnceleme Türü	Hasta Sayısı	Tüp Gerilimi (kVp)	Tüp Akımı (mA)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı	
Serebral	Tanı	36	75 (70-87)	7,8 (3,8-12,6)	10 (5-23)	933 (307-2471)
	Tedavi	29	80 (72-90)	10,9 (5,7-15)	34,6 (10-107)	2390 (375-4472)
Karotis	Tanı	13	75 (73-76)	9,8 (9,1-10,5)	7 (2-17)	894 (212-1652)
	Tedavi	8	73 (68-76)	9,3 (6-10,1)	34,8 (8-92)	1098 (213-3839)

Hasta etkin dozları PCXMC 2.0 programı kullanılarak hesaplanmıştır. Çizelge 4.10'da hesaplanan ortalama etkin doz değerleri ve en küçük ve en büyük değerleri ise parantez içerisinde verilmiştir.

Çizelge 4.10 Hasta etkin dozları

İnceleme Türü		Etkin Doz (mSv)
		DAP Değerinden
Serebral	Tanı	4,04 (1,54-7,31)
	Tedavi	8,16 (3,22-24,51)
Karotis	Tanı	2,11 (0,81-4,61)
	Tedavi	3,93 (0,90-9,62)
Serebral		5,67 (1,54-24,51)
Karotis		2,84 (0,81-9,62)

Hekim, 86 incelemenin 48'inde inceleme sırasında kullanılan Philips Azurion 7 M20 cihazının CBCT (Konik Demet Bilgisayarlı Tomografi) modunu kullanmıştır. Konik demet BT modunda, dedektör ve x-ışın tüpü hastanın başı çevresinde 240° döner ve 3 boyutlu görüntü elde edilir. Konik demet BT modunun, toplam DAP değerine etkisi Tablo 4.11'de yüzdelik olarak verilmiştir.

Çizelge 4.11 Konik demet BT moduna (3 boyutlu rotasyonel anjiyografi) ait veriler

İnceleme Türü		Alınan Konik Demet BT Sayısı	Konik Demet BT Modunda Alınan Radyografik Görüntü Sayısı	Konik Demet BT Modu CAK Değeri (mGy)	Konik Demet BT Modu DAP Değeri (Gy·cm ²)	Toplam DAP Değerine Etkisi (%)
Serebral	Tanı	3 (1-5)	628 (244-1788)	32 (6-130)	8 (2-18)	82
	Tedavi	5 (2-9)	1541 (866-3065)	66 (20-140)	21 (10-43)	49
Karotis	Tanı	2 (1-3)	699 (244-1321)	41 (9-87)	7 (2-15)	48
	Tedavi	3 (1-4)	1555 (622-2488)	74 (18-131)	22 (10-33)	80
Serebral		4 (1-9)	1171 (244-3065)	52 (6-140)	16 (2-43)	66
Karotis		2 (1-4)	855 (244-2488)	47 (9-131)	10 (2-33)	64

Çizelge 4.12'de ise konik demet BT modu kullanılarak yapılan incelemelerde alınan radyografik görüntü sayısı ile konik demet BT modu kullanılmadan yapılan incelemelerde alınan radyografik görüntü sayısı verilmiştir. Çizelge 4.13' de ise floroskopi süresi, DAP ve CAK değerleri için 3. çeyrek değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.12 Konik demet BT modunun kullanıldığı ve kullanılmadığı incelemelere ait veriler

İnceleme Türü		Konik Demet BT Modu Kullanılmayan İncelemelerde Alınan Radyografik Görüntü Sayısı	Konik Demet BT Modu Kullanılan İncelemelerde Alınan Radyografik Görüntü Sayısı
Serebral	Tanı	736 (307-2273)	1210 (649-2471)
	Tedavi	1392 (375-3135)	2707 (1617-4472)
Karotis	Tanı	605 (212-1588)	1021 (459-1652)
	Tedavi	495 (213-1143)	2906 (1973-3839)

Çizelge 4.13 İnceleme türüne göre floroskopi süresi, radyografik görüntü sayısı DAP ve CAK değerlerinin 3. çeyrek değerleri

İnceleme Türü	Hasta Sayısı	DAP (Gy·cm ²)	CAK (mGy)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı	
Serebral	Tanı	36	95	844	12	1176
	Tedavi	29	175	2731	41	2957
Karotis	Tanı	13	46	643	9	1305
	Tedavi	8	122	799	44	1351

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1. Personel Etkin Dozları

Çizelge 4.7’de her bir personel için BeO OSL dozimetreden elde edilen sonuçlar ile Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılarak hesaplanan personel etkin dozları verilmiştir.

Bu tez çalışmasında yapılan hesaplamalara göre hastanın $1 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$ ’lik radyasyona maruz kaldığı durumlarda personelin maruz kalacağı etkin doz değerleri Niklason vd. 1994 algoritmasına göre sırasıyla (hekim, hemşire ve teknisyen) $0,13 \mu\text{Sv}$, $0,07 \mu\text{Sv}$ ve $0,11 \mu\text{Sv}$; Borrego vd. 2020 algoritmasına göre ise sırasıyla (hekim, hemşire ve teknisyen) $0,21 \mu\text{Sv}$, $0,12 \mu\text{Sv}$ ve $0,16 \mu\text{Sv}$ olarak bulunmuştur. İnceleme başına personelin maruz kalacağı etkin doz değerleri ise Niklason vd. 1994 algoritmasına göre sırasıyla (hekim, hemşire ve teknisyen) $12,63 \mu\text{Sv}$, $7,11 \mu\text{Sv}$ ve $10,00 \mu\text{Sv}$; Borrego vd. 2020 algoritmasına göre ise sırasıyla (hekim, hemşire ve teknisyen) $19,74 \mu\text{Sv}$, $11,05 \mu\text{Sv}$ ve $15,26 \mu\text{Sv}$ olarak bulunmuştur.

Personelin inceleme süresince konumları itibari ile hekimin en yüksek düzeyde radyasyona maruz kalması beklenmektedir. Teknisyen, hemşireden az da olsa fazla radyasyona maruz kalmıştır. Bu durum teknisyenin bazı incelemelerde tek parçadan oluşan kurşun önlük kullanmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Girişimsel radyoloji incelemelerinde göz lensi dozunun azaltılabilmesi için incelemeler optimum ışınlama parametreleri belirlenerek gerçekleştirilmeli ve personelin koruyucu gözlük kullanımı gibi önlemleri alması gerekmektedir. Her bir personel için Eşitlik 12 kullanılarak hesaplanan göz lensi dozları Çizelge 4.7’de verilmiştir. Çizelge 4.7’ye göre hastanın $1 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$ ’lik radyasyona maruz kaldığı durumlarda personelin göz lensi eşdeğer doz değerleri sırasıyla (hekim, hemşire ve teknisyen) $0,19$, $0,21$ ve $0,14 \mu\text{Sv}$ olarak bulunmuştur.

Literatürde nörogirişimsel incelemeler sırasında personelin maruz kaldığı etkin doz değerleri Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1 Personel etkin dozları için literatürde yayınlanmış olan değerler

	Hekim (İnceleme Başına/Birim DAP başına)	Hemşire (İnceleme Başına/Birim DAP başına)	Teknisyen (İnceleme Başına/Birim DAP başına)
Derdeyn vd. 1999	0,28/- μ Sv	-	0,44/- μ Sv
Lisvingstone vd. 2001	5/- μ Sv	4/- μ Sv	6/- μ Sv
Kemerink vd. 2002	3,7/- μ Sv	2,0/- μ Sv	-
Bor vd. 2005 (3 Hekimin Ortalaması)	18,92/0,11 μ Sv	-	7,36/0,05 μ Sv
Bu çalışma (Niklason vd. 1994)	12,63/0,13 μ Sv	7,11/0,07 μ Sv	10,00/0,11 μ Sv
Bu çalışma (Borrego vd. 2020)	19,74/0,21 μ Sv	11,05/0,12 μ Sv	15,26/0,16 μ Sv

Literatürde nörogirişimsel incelemeler sırasında 3 hekim için ortalama yıllık bilek dozu 26,4 mSv olarak; 3 hekim için ortalama yıllık yaka dozu 2,4 mSv olarak; 2 hekim için ortalama yıllık bel hizasındaki dozu ise 1,1 mSv olarak verilmiştir (Akan vd. 2020). 2 teknisyen için ise ortalama yıllık yaka dozu 3,2 mSv olarak; 2 teknisyen için ortalama yıllık bel hizasındaki dozu ise 0,3 mSv olarak verilmiştir (Akan vd. 2020). Literatürde nörogirişimsel incelemeler için inceleme başına personel lens eş değer dozu 19 μ Sv olarak verilmiştir (Vano vd. 2015).

Bu tez çalışması sonucunda hekim için inceleme başına ve 1 Gy·cm² başına elde edilen etkin doz değerleri literatür ile karşılaştırıldığında uyumlu olduğu görülmektedir. Teknisyen için inceleme başına ve 1 Gy·cm² başına elde edilen etkin doz değerleri literatür ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durumun, teknisyenin bazı incelemelerde tek parçadan oluşan kurşun önlük kullanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Hemşire için inceleme başına elde edilen etkin doz değerleri literatür ile karşılaştırıldığında yüksek olduğu görülmüştür. Bu durumun, bazı incelemeler sırasında hemşirenin doktoru asiste ederken x-ışın tüpüne ve hastaya normalden daha yakın durmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu doz farklılıklarının, kullanılan ölçüm yöntemlerinin farklı olması, klinik ekipmanlar ve personelin kullandığı korunma önlemlerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

5.2. Hasta Etkin Dozları

İncelenen nörogirişimsel incelemeler toplam 86 hasta için incelenen bölgelere göre 2 ana başlıkta toplanmıştır. Şekil 4.1’de görüldüğü gibi yapılan incelemelerin büyük bir çoğunluğunu serebral incelemeler (36 tanı ve 29 tedavi) oluşturmaktadır.

Çizelge 4.9’da tanı amaçlı yapılan serebral ve karotis incelemelerinin floroskopi sürelerinin birbirlerine yakın olduğu gözlemlenmektedir. Aynı zamanda tedavi amaçlı yapılan serebral ve karotis incelemelerinin floroskopi sürelerinin de birbirlerine yakın olduğu gözlemlenmektedir. Serebral incelemeler sırasında hastanın aldığı toplam DAP ve hava kerma değerlerinin karotis incelemelerine göre yüksek olduğu Çizelge 4.8’de gözlemlenmektedir. Serebral incelemelerin karotis incelemelerine göre daha karmaşık yapıya sahip olması, daha küçük boyutta görüntü alanı kullanılması ve alınan radyografik görüntü sayısının daha fazla olması hastanın maruz kaldığı radyasyon doz miktarını arttırmaktadır.

Hasta etkin dozları, her hasta için PCXMC 2.0 kullanılarak DAP değerlerinden hesaplanmış ve Çizelge 4.10’da verilmiştir. Çizelge 4.10’da en yüksek etkin doz değerinin tedavi amaçlı yapılan serebral incelemelere ait olduğu görülmektedir.

Bu tez çalışması kapsamında tanı amaçlı yapılan serebral incelemelerde toplam 36 hasta için ortalama floroskopi süresi 10 dakika; ortalama radyografik görüntü sayısı 933; ortalama DAP değeri ise $73 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$; hasta etkin doz değerleri ise 4,04 mSv olarak bulunmuştur. Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemelerde ise toplam 29 hasta için ortalama floroskopi süresi 34,6 dakika; ortalama radyografik görüntü sayısı 2390; ortalama DAP değeri ise $143 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$; hasta etkin doz değerleri ise 8,16 mSv olarak bulunmuştur. Tanı amaçlı yapılan karotis incelemelerde toplam 13 hasta için ortalama floroskopi süresi 7 dakika; ortalama radyografik görüntü sayısı 894; ortalama DAP değeri ise $40 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$; hasta etkin doz değerleri ise 2,11 mSv olarak bulunmuştur. Tedavi amaçlı yapılan karotis incelemelerde ise toplam 8 hasta için ortalama floroskopi süresi 34,8 dakika; ortalama radyografik görüntü sayısı 1098; ortalama DAP değeri ise $79 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$; hasta etkin doz değerleri ise 3,93 mSv olarak bulunmuştur.

Tanı ve tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürde ortalama kümülatif hava kerma değeri sırasıyla 541,5 mGy ve 3673,8 mGy (Ihn vd. 2021); 630 mGy ve 2770

mGy (Etard vd. 2017) olarak verilmiştir. Bu tez çalışması kapsamında ise ortalama kümülatif hava kerma değeri sırasıyla 657 mGy ve 1888 mGy olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.2, 5.3, 5.4, 5.5 ve 5.6'da bu çalışma sonucunda elde edilen değerler ve literatürde yayınlanmış olan değerler birlikte verilmiştir. Çizelge 5.7, 5.8, 5.9 ve 5.10'da ise bu çalışma sonucunda elde edilen 3. çeyrek değerleri ve literatürde yayınlanmış olan 3. çeyrek değerleri birlikte verilmiştir.

Çizelge 5.2 Tanı amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki veriler

	Hasta Sayısı	Floroskopi Süresi (dk)	DAP (Gy·cm ²)	Radyografik Görüntü Sayısı
Livingstone vd. 2001	40	7,93	121,56	597
Brambilla vd. 2004	188	13,7	158	-
Bor vd. 2005	27	10,6	91,5	481
Aroua vd. 2007	91	12,6	121	679
D'Ercole vd. 2012	100	9,89	142,1	242
Lunelli vd. 2013	158	9	75,4	769
Chun vd. 2014	439	12,6	136,6	251
Hassan vd. 2017	398	5,6	43,1	245
Varghese vd. 2019	45	5,1	47,6	-
Ihn vd. 2021	429	10,4	78	511,1
Bu çalışma	36	10	73	933

Çizelge 5.3 Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki veriler

	Hasta Sayısı	Floroskopi Süresi (dk)	DAP (Gy·cm ²)	Radyografik Görüntü Sayısı
Kemerink vd. 2002	31	34,8	228	267
Miller vd. 2003	356	87,1	319,9	1053
Bor vd. 2005	21	48,4	215,7	1250
Aroua vd. 2007	52	36,5	335	760
D'Ercole vd. 2012	72	37,2	382,8	574
Chun vd. 2014	111	52,9	226	241
Hassan vd. 2017	357	18,3	66	281
Riabroi vd. 2018	54	20,9	406,2	-
Varghese vd. 2019	14	38,4	111,1	796
Ihn vd. 2021	78	77,2	300,1	1293,8
Bu çalışma	29	34,6	143	2390

Çizelge 5.4 Tanı amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki veriler

	Hasta Sayısı	Floroskopi Süresi (dk)	DAP (Gy·cm ²)	Radyografik Görüntü Sayısı
Williams 1997	25	-	60,7	-
Mini vd. 1998	12	7,8	98	199
Bor vd. 2005	5	16,5	131,8	613
Bor vd. 2006	4	9,3	67,7	109
Tsapaki vd. 2008 (Hastane 1, 2D)	35	8,2	112	247
Tsapaki vd. 2008 (Hastane 2, 3D)	25	5,1	41	242
Opitz vd. 2022	26	18,67	164,83	-
Bu çalışma	13	7	40	894

Çizelge 5.5 Tedavi amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki veriler

	Hasta Sayısı	Floroskopi Süresi (dk)	DAP (Gy·cm ²)	Radyografik Görüntü Sayısı
Bor vd. 2005	4	50,1	188,6	727
Forbrig vd. 2021	14	85	290	-
Opitz vd. 2022	60	61,9	265,84	-
Ozpeynirci vd. 2022	30	183,8	318,8	-
Bu çalışma	8	34,8	79	1098

Çizelge 5.6 Hasta etkin dozları için literatürde yayınlanmış olan değerler

	Hasta Sayısı		Serebral	Karotis
	Serebral	Karotis	DAP Değerinden	DAP Değerinden
	Tanı/Tedavi (mSv)	Tanı/Tedavi (mSv)	Tanı/Tedavi (mSv)	Tanı/Tedavi (mSv)
McParland 1998	28/5	11/-	7,4/10,5	4,9/-
Livingstone vd. 2001	40/-	-	4,6/-	-
Kemerink vd. 2002	-/31		-/13,9	-
Bor vd. 2004	47/5	19/2	3/3	4,9/2,5
Bor vd. 2005	27/21	5/4	5,1/13,4	11,1/16,4
Riabroi vd. 2018	-/54	-	-/35,3	-
Erdem 2019	-	28/2	-	1,7/3,2
Varghese vd. 2019	45/14	-	3,3/6,8	-
Lukic vd. 2020	224/55	-	12,7/11,4	-
Bu çalışma	36/29	13/8	4,0/8,2	2,1/3,9

Çizelge 5.7 Tanı amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri

	Hasta Sayısı	DAP (Gy·cm ²)	CAK (mGy)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı
Brambilla vd. 2004	188	198	-	17,5	-
Aroua vd. 2007	91	125	-	15	480
Vano vd. 2008	72	107	-	12	550
D'Ercole vd. 2012	100	180	-	12,3	317
Chun vd. 2014	439	154,2	-	14	273
Ihn vd. 2021	429	101,6	711,3	13,3	637
Bu çalışma	36	95	844	12	1176

Çizelge 5.8 Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri

	Hasta Sayısı	DAP (Gy·cm ²)	CAK (mGy)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı
Aroua vd. 2007	52	440	-	50	800
D'Ercole vd. 2012	72	487	-	46,3	717
Vano vd. 2013 (2009 Çalışması)	80	386	3900	-	-
Vano vd. 2013 (2010 Çalışması)	92	392	3300	-	-
Chun vd. 2014	111	272,8	-	61,1	276
Ihn vd. 2021	78	412,3	4447,8	99,3	1621,3
Bu çalışma	29	175	2731	41	2957

Çizelge 5.9 Tanı amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri

	Hasta Sayısı	DAP (Gy·cm ²)	CAK (mGy)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı
Vano vd. 2008	112	122	-	11,2	297
Opitz vd. 2022	26	215	-	-	-
Bu çalışma	13	46	643	9	1305

Çizelge 5.10 Tedavi amaçlı yapılan karotis incelemeler için literatürdeki 3. çeyrek verileri

	Hasta Sayısı	DAP (Gy·cm ²)	CAK (mGy)	Floroskopi Süresi (dk)	Radyografik Görüntü Sayısı
Opitz vd. 2022	60	350	-	-	-
Ozpeynirci vd. 2022	30	376,2	-	241,8	-
Bu çalışma	8	122	799	44	1351

Literatürde baş ve boyun anjiyolarında ortalama etkin doz değeri 2 mSv olarak verilmiştir (Mettler vd. 2008). Tanı amaçlı yapılan serebral incelemeler için hasta etkin dozu floroskopi modunda ortalama 9,8 mSv ve maksimum 75 mSv; radyografi modunda ortalama 19 mSv ve maksimum 76 mSv; radyografi ve floroskopi modlarının birlikte kullanılması durumunda ortalama 33 mSv ve maksimum 152 mSv olarak verilmiştir (Gkanatsios vd. 2002). Tedavi amaçlı yapılan serebral incelemeler için hasta etkin dozu floroskopi modunda ortalama 22 mSv ve maksimum 76 mSv; radyografi modunda ortalama 41 mSv ve maksimum 114 mSv; radyografi ve floroskopi modlarının birlikte

kullanılması durumunda ortalama 74 mSv ve maksimum 156 mSv olarak verilmiştir (Gkanatsios vd. 2002).

Tanı amaçlı yapılan işlemlerin floroskopi sürelerinin tedavi amaçlı işlemlere göre daha kısa olduğu gözlemlenmiştir. Bunun nedeni tanı amaçlı yapılan işlemlerde floroskopik işlemlerin genellikle katater yerleştirilirken kullanılması olduğu düşünülmektedir. Tedavi amaçlı yapılan işlemlerin tanı amaçlı yapılan işlemlere göre daha karmaşık olması ve işlemlerin daha uzun sürmesi hasta dozlarının daha yüksek olmasına sebep olmaktadır.

Hasta kalınlıklarının değişmesi, yapılan işlemin aynı olmasına rağmen hasta anatomisine göre işlemin zorluk derecesi, yapılan işlemlerin farklı olması gibi durumlar hasta dozlarının değişiklik göstermesinin başlıca sebepleridir. İnceleme sırasında büyütme modlarının kullanılması, hekimin tecrübesinin yetersiz olması, saniyede alınan görüntü sayısının artması ve görüntü alıcısı ile hasta arasındaki mesafenin artması da hasta dozlarının artmasına sebep olabilmektedir. Hasta ve personel dozlarını azaltabilmek için inceleme sırasında düşük fps modları kullanılmalı, gerekmedikçe büyütme modları kullanılmamalı, görüntü alıcı ile hasta mesafesi minimum olacak şekilde ayarlanmalı ve floroskopi süresi mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır. DAP değerinin değişkenliği ise inceleme alanının boyutu, x-ışınının geliş açısı ve hekimin tecrübesi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır.

Hekim bazı incelemelerde cihazın konik demet BT modunu kullanarak 3 boyutlu (3D) görüntüler almıştır. Konik demet BT modunda 240°'lik bir ark boyunca 2 boyutlu (2D) görüntüler elde edilerek mevcut anatominin herhangi bir açıda görüntülenebilmesine olanak sağlayan 3D görüntü oluşturulur. Bu sebeple 3D görüntü alınan incelemelerdeki radyografik görüntü sayısı 3D görüntü alınmayan incelemelere göre daha yüksek olması beklenmektedir. Çizelge 4.12'deki verilere göre 3D görüntü alınan incelemelerdeki görüntü sayısı, alınmayan incelemelere göre sırasıyla serebral tanı/tedavi ve karotis tanı/tedavi olacak şekilde yaklaşık 1,6/1,9 kat ve 1,7/5,9 kat daha fazladır. Tsapaki vd. 2008 çalışmasında 2D incelemelerde görüntü başına düşen dozun uygulanan bölgeye göre genellikle 1-8 mGy; 3D incelemelerde ise görüntü başına düşen dozun genellikle 0,1 mGy olduğunu belirtmiştir. 3D incelemelerdeki ortalama hasta dozunun 2D'ye göre 3 kat daha az olduğunu belirtmiştir. Schueler vd. 2005 çalışmasında ise 3D incelemeler için hasta kümülatif hava kerma dozunun 2D incelemelere göre %40 daha düşük olduğunu

belirtmiştir. Tsapaki vd. 2008 çalışmasında 20 cm PMMA için hasta giriş doz hızını hastane 1 için 17,3 mGy/dk; hastane 2 için ise 9,2 mGy/dk olarak vermiştir. Bu tez çalışmasındaki incelemelerde en sık kullanılan FOV değerlerinde (15, 19, 22 cm) ve 2 mm Cu kalınlığında hasta giriş doz hızı 12,2, 11,1 ve 10,1 mGy/dk olarak elde edilmiştir. Guberina vd. 2016 çalışmasında anevrizma incelemelerinde etkin doz değerinin 2D incelemelerde, 3D incelemelere göre yaklaşık 4 kat daha fazla olduğunu (2D için 0,4 mSv; 3D için 0,1 mSv) belirtmiştir. Ayrıca Guberina vd. 2016 çalışmasında organ dozlarının 3D incelemelerde, 2D incelemelere göre yaklaşık 2 ile 5 kat daha az olduğunu da belirtmiştir.

Bor vd. 2005 çalışmasında görüntü güçlendirici tabanlı floroskopi sistemi kullanılarak tanı ve tedavi amaçlı serebral ve karotis incelemeleri için bulunan DAP değerleri bu çalışmada bulunan DAP değerlerine göre serebral incelemeleri için yaklaşık 1,4 ve karotis incelemeleri için ise yaklaşık 2,8 kat daha yüksektir. Bu tez çalışmasında kullanılan yeni nesil düz panel dedektörün dedektör performansının görüntü güçlendiriciye göre daha iyi olması, daha düşük hasta dozlarına yol açtığı düşünülmektedir (Bushberg vd. 2002, Bushberg vd. 2012).

Benzer prosedürler için inceleme tipinin tanımındaki farklılıklar, incelemelerin gerçekleştirildiği merkezler arasında kullanılan tekniklerin farklılıkları, inceleme sırasında kullanılan cihazların farklılıkları, prosedürlerin karmaşıklığı, hekim ve ekibinin tecrübesi dahil olmak üzere çeşitli nedenler literatür ile bu tez çalışması sonucunda elde edilen değerler arasında farklılıklara neden olmaktadır.

Özet olarak bu tez çalışması kapsamında dijital anjiyografi sisteminde nörogirişimsel radyoloji incelemeler için hasta dozlarının DAP ve kümülatif hava kerma cinsinden ölçülmesi ve eş zamanlı olarak personel dozunun ölçülmesi gerçekleştirilmiştir. Hasta dozlarını hesaplamak için; her hastaya ait ışınlama geometrisi bilgileri PCXMC 2.0'a girilerek tanım dosyaları oluşturulmuş ve simüle edilmiştir. Ardından her hastaya ait ışınlama parametreleri ve DAP değerlerinden hasta dozları hesaplanmıştır. Personel etkin dozları ise Niklason vd. 1994 ve Borrego vd. 2020 matematiksel denklemleri kullanılarak hesaplanmıştır.

Bu tez çalışması tek bir merkezde yapılmıştır. Benzer teknikler ile farklı hastane ve farklı cihazlarda çalışma tekrarlanarak yerel DRL (Diagnostic Reference Level, Tanısal

Referans Düzeyi) değerleri belirlenebilir ve ulusal DRL değerleri için taban oluşturulabilir.



KAYNAKLAR

- Albrecht, H., O., Mandeville, C., E. (1956). Storage of energy in beryllium oxide. *Phys. Rev.* 101, 1250.
- Akan, C., A., Gumus, H., Akan, H. (2020). Radiation exposure of patients and staff working in angiography and interventional radiology unit. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 37, 1-4.
- Alsafi, A., Wernig, F., Tood, J., Tan, T., Palazzo, F., F., Meeran, K., Jackson, J., E. (2020). Adrenal vein sampling: radiation dose reduction on new angiography platform. *The Arab Journal of Interventional Radiology*, Volume 4, Issue 2. doi: 10.4103/AJIR.AJIR_24_20
- American Association of Neurological Surgeons. (2023). Websitesi <https://www.aans.org/en/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Cerebral-Aneurysm>. Erişim tarihi: 07.01.2023
- Aroua, A., Rickli, H., Stauffer, J., C., Schnyder, P., Trueb, P., R., Valley, J., F. (2007). How to set up and apply reference levels in fluoroscopy at a national level. *Eur Radiol*, 17:1621-1633.
- Ay, M. (2020). Girişimsel kardiyoloji incelemelerinde personel radyasyon dozunun ölçülmesi ve hasta radyasyon dozları ile korelasyonu. (Yüksek lisans tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı) YÖK tez numarası: 618685.
- Bartal, G., Vano, E., Paulo, G. (2021). Get Protected! Recommendations for staff in IR. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 44(6), 871-876.
- Bor, D., Sancak, T., Olgar, T., Elcim, Y., Adanali, A., Sanlıdilek, U., ve Akyar, S. (2004). Comparison of effective doses obtained from dose–area product and air kerma measurements in interventional radiology. *Br J Radiol*, 77:
- Bor, D., Cekirge, S., Turkay, T., Turan, O., Gülay, M., Onal, E., Cil, B. (2005). Patient and staff doses in interventional neuroradiology. *Radiation protection dosimetry*, 117(1-3), 62-68.
- Bor, D., Toklu, T., Olgar, T., Sancak, T., Cekirge, S., Onal, B., Bilgic, S. (2006). Variation of patient doses in interventional examinations at different angiographic units. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 29:797-806. doi:10.1007/s00270-004-9223-4.
- Bor, D., Olgar T, Onal E, Caglan A, Toklu, T. (2009a). Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations. *Med Phys* 36:3730–3736
- Bor, D., Olgar, T., Toklu, T., Caglan, A., Onal, E., Padovani, R. (2009b). Patient doses and dosimetric evaluations in interventional cardiology. *Physica Medica*, 25(1), 31-42.
- Borrego, D., Kitahara, C., M., Balter, S., Yoder, C. (2020). Occupational doses to medical staff performing or assisting with fluoroscopically guided interventional procedures. *Radiology*, 294(2), 353-359.

- Botter- Jensen, L., McKeever, S., W., S., Wintle, A., G. (2003). Optically stimulated luminescence dosimetry (1st ed.). Elsevier Science B.V. The Netherlands. Sayfa 92.
- Brambilla, M., Marano, G., Dominietto, M., Cotroneo, A., R., Carriero, A. (2004). Patient radiation doses and references levels in interventional radiology. *Radiol Med*, 107:408-418.
- Bulur, E., Göksu, H., Y. (1998). OSL from BeO ceramics: new observations from an old material. *Radiation Measurement*, Volume 29, Issue 6, Pages 639-650.
- Bundy, J., J., McCracken, I., W., Shin, D., S., Monroe, E., J., Johnson, G., E., Ingraham, C., R., Kanal, K., M., Bundy, R., A., Jones, S., T., Valji, K., Chick, J., F., B. (2020). Fluoroscopically-guided interventions with radiation doses exceeding 5000 mGy reference point air kerma: a dosimetric analysis of 89,549 interventional radiology, neurointerventional radiology, vascular surgery, and neurosurgery encounters. *CVIR endovascular*, 3(1), 1-8.
- Bushberg, J., T., Seibert, J., A., Leidholdt, E., M., & Boone, J., M. (2002). The essential physics of medical imaging (2nd ed.) Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. Sayfa 238.
- Bushberg, J., T., Seibert, J., A., Leidholdt, E., M., & Boone, J., M. (2012). The essential physics of medical imaging (3rd ed.). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 1030, Philadelphia. Sayfa 52, 53, 54, 56, 57, 59, 159, 221, 222, 282, 283, 284, 285, 290, 291, 292, 293, 294, 299,308, 321, 380, 381, 752, 845, 846, 852, 873.
- Chaikh, A., Gaudu, A., Balosso, J. (2014). Monitoring methods for skin dose in interventional radiology. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 3.
- Chun, C., W., Kim, B., S., Lee, C., H., Ihn, Y., K., Shin, Y., .S. (2014). Patient radiation dose in diagnostic and interventional procedures for intracranial aneurysms: experience at a single center. *Korean J. Radiol*, 15, 844–849.
- Compagnone, G., Giampalma, E., Domenichelli, S., Renzulli, M., Golfieri, R. (2012). Calculation of conversion factors for effective dose for various interventional radiology procedures. *Medical Physics*, 39(5); 2491-2498. doi:10.1118/1.3702457
- Cristy, M., Eckerman, K., F. (1987). Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Report ORNL/TM-8381/V1. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory.
- D’Ercole, L., Thyron, F., Z., Bocchiola, M., Mantovani, L., Klersy, C. (2012). Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures. *Phys Med*, 28:61-70.
- Derdeyn, C., P., Moran, C., J., Eichling, J., O. ve Cross III, D., T. (1999). Radiation dose to patients and personnel during intraoperative digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol*, 20:300–305.

- Dowsett, D. J., Kenny, P., A., Johnston, R., E. (2006). The physics of diagnostic imaging (2nd ed.). Hodder, 725, London. Sayfa 253, 254, 255, 370, 621, 622, 624, 627, 639.
- Duran, A., Hian, S., K., Miller, D., L., Le Heron, J., Padovani, R., Vano, E. (2013). Recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. *Catheterization and cardiovascular interventions*, 82(1), 29-42.
- EC162. (2012). Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. EC (European Commission), Radiation Protection No 162.
- Erdem, O. (2019). Dijital anjiyografi sisteminde farklı anjiyografik incelemeler için hasta ve çalışan dozlarının belirlenmesi. (Yüksek lisans tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı) YÖK tez numarası: 568320.
- Erdem, O., Ay, M., Yalcin, A., Bilgic, S., Sanlıdilek, U., Amasyalı, B., Sancak, T., Olgar, T. (2022). Patient and staff doses for various interventional radiology and cardiology examinations in Turkey. *Radiation Protection Dosimetry*, 198(3), 158-166.
- Etard, C., Bigand, E., Salvat, C., Vidal, V., Beregi, J., P., Hornbeck, A., Greffier, J. (2017). Patient dose in interventional radiology: A multicenter study of the most frequent procedures in France. *Eur Radiol*, Volume 27, Issue 10, 4281-4290.
- Forbrig, R., Stahl, R., Geyer, L., L., Ozpeynirci, Y., Liebig, T., Trumn, C., G. (2021). Radiation Dose and Fluoroscopy Time of Endovascular Treatment in Patients with Intracranial Lateral Dural Arteriovenous Fistulae. *Clin Neuroradiol*, 31:1149–1157.
- Foti, C., Padovani, R., Trianni, A., Bokou, C., Christofides, S., Corbett, R. H., . . . Zdesar, U. (2008). Staff Dosimetry in Interventional Cardiology: Survey on Methods and Level of Exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, 129, 100-103.
- Geise, R., A., O’Dea, T., J. (1999). Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. *Applied Radiation and Isotopes*, 50, 173-184.
- Gfirtner, H., Stieve, F., E., Wild, J. (1997). A new Diamentor for measuring kerma-area product and air-kerma simultaneously. *American Association of Physicists in Medicine*, 24, 1954-1959.
- Gkanatsios, N., A., Huda, W., Peters, K., R. (2002). Adult patient doses in interventional neuroradiology. *Medical Physics*, Vol 29, No 5, 717-723. doi: 10.1118/1.1470206
- Gösselsberger, C., Hajek, M., Fugger, M. (2008). Heavy charged particle thermoluminescent efficiency of differently doped CaF₂:Tm and LiF:Mg,Ti phosphors with respect to ⁶⁰Co gamma irradiation. Vienna University of Technology Atomic Institute of the Austrian Universities AIAU 28605.
- Guberina, N., Lechel, U., Forsting, M., Mönninghoff, C., Dietrich, U. (2016). Dose comparison of classical 2-plane DSA and 3D rotational angiography for the assessment of intracranial aneurysms. *Neuroradiology*. 58:673-678.

- Gürdal, Ş., O. (2016). Monte carlo yöntemi ile optik uyarılmali lüminesans dozimetri sistemlerinin benzeşimi. (Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Anabilim Dalı) YÖK tez numarası: 421341.
- Hassan, A., E., Amelot, S. (2017). Radiation Exposure during neurointerventional procedures in modern biplane angiographic systems: A single-site experience. *Interventional Neurology*, 6:105-116.
- Hendee, W., R., Ritenour, E., R. (2002). Medical imaging physics (4th ed.). Wiley-Liss, Inc., New York. Sayfa 98, 99, 414, 419.
- ICRP103. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 103.
- ICRP139. (2018). The 2018 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 139.
- ICRU74. (2005). Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. ICRU (The International Commission On Radiation Units And Measurements), Report no 74.
- Ihn, Y., K., Kim, B., S., Byun, J., S., vd. (2016). Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic procedures for intracranial aneurysms: a multicenter study. *Neurointervention*, 11 (2), 78–85.
- Ihn, Y., K., Kim, B., S., Jeong, H., W., vd. (2021). Monitoring Radiation Doses during Diagnostic and Therapeutic Neurointerventional Procedures: Multicenter Study for Establishment of Reference Levels. *Neurointervention*, Vol 16, No 3, 240-251.
- Juszkat, R., Blaszkak, M., A., Majewska, N., Majewski, W. (2009). Dose-Area Product of Patients Undergoing Digital Substraction Angiography (DSA): Abdominal Aorta and Lower Limb Examinations. *Health Physics*, 96, 13-18.
- Kemerink, G., J., Frantzen, M., J., Oei, K., Sluzewski, M., van Rooij, W., J., Wilmlink, J., van Engelshoven, J., M., A. (2002). *Neuroradiology*, Volume 44, Issue 6, 522–528.
- Koninklijke Philips N.V. (2016-2021). Philips Azurion Elektronik Kullanım Talimatları Sürüm 2.2, Philips Healthcare 4523 001 01761.
- Kordolaimi, S., D., Salvara, A., L., N., Antonakos, I., Tsalafoutas, I., A., Broutzos, E., Efstathopoulos, E., P. (2013). Comparative performance evaluation of a flat detector and an image intensifier angiographic system both used for interventional cardiology procedures in adult and pediatric patients. *Physica Medica*, 29, 178-187.
- Livingstone, R., S., Raghuram, L., Raj, D., V. (2001). Patient and staff doses during cerebral angiography. *Journal of Medical Physics*, 26, 2.
- Livingstone, R., S., Varghese, A. (2017). Radiation safety culture: the way forward in practicing interventional radiology. *Journal of Clinical Interventional Radiology ISVIR*, 1(02), 100-106.

- Lopez, P., Ortiz, et al. (2018). ICRP Publication 139: occupational radiological protection in interventional procedures. *Annals of the ICRP* 47.2: 1-118.
- Lukic, S., Rasulic, L., Kovacevic, V., Vitosevic, F., Savic, A., Mijailovic, M. (2020). Radiation exposure during neurointerventional procedures in modern angiographic systems: A single center experience. *Vojnosanitetski Pregled*, Volume 77, Issue 9, 962-966.
- Lunelli, N., A., Khoury, H., J., de Andrade, G., H., V., Borrás, C. (2013). Evaluation of occupational and patient dose in cerebral angiography procedures. *Radiol Bras.* 46(6):351-357.
- Martin, C. J. (2009). A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. *Radiation Protection Dosimetry*, 136, 140-157.
- Martin, C., J., Magee, J., S. (2013). Assessment of eye and body dose for interventional radiologists, cardiologists, and other interventional staff. *Journal of Radiological Protection*, 33(2), 445.
- McParland, B., J. (1998). A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *Br J Radiol*, 71:175–85.
- Mettler, F., A., Jr., Huda, W., Yoshizumi, T., T., vd. (2008). Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology*, 248: 254-263.
- Miller, D., L., Balter, S., Cole, P., E., Lu, H., T., Schueler, B., A, Geisinger, M. (2003). Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part I: overall measures of dose. *J Vasc Interv Radiol*, 14:711-727.
- Mini, R., L., Schmid, B., Schneeberger, P. vd. (1998). Dose-area product measurements during angiographic X-ray procedures. *Radiat Prot Dosim*, 80: 145–148.
- Nickoloff, E., L. (2011). AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: physics of flatpanel fluoroscopy systems. *RadioGraphics*, 31(2); 591-602. doi:10.1148/rg.312105185
- Niklason, L., T., Marx, M., V., Chan, H., P. (1994). The Estimation of Occupational Effective Dose in Diagnostic Radiology With Two Dosimeters. *Health Physics*, 67, 611-615.
- Opitz, M., Alatzides, G., Zensen, S., Bos, D., Wetter, A., vd. (2022). Radiation exposure during diagnostic and therapeutic angiography of carotid-cavernous fistula. *Clin Neuroradiol*, 32: 117–122.
- Ozpeynirci, Y., Trumm, C., G., Stahl, R., Liebig, T., Forbrig, R. (2022). Radiation dose and fluoroscopy time of endovascular coil embolization in patients with carotid cavernous fistulas. *Diagnostics*, 12, 531.
- Paulo, G., Bartal, G., Vano, E. (2020). Radiation dose of patients in fluoroscopically guided interventions: an update. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 44:842–848.
- Papp, J. (2002). Quality management in the imaging sciences (2nd ed.). Mosby Inc. Sayfa 129.

- RadiologyInfo.org. (2023). Websitesi
<https://www.radiologyinfo.org/en/info/angiocerebral> Erişim tarihi: 07.01.2023
- Rhyner, G. R., Miller, W. G. (1970). Radiation dosimetry by optically-stimulated luminescence of BeO. *Health Phys*, 18, 681–684.
- Riabroi, K., Khanungwanitkul, K., Wattanapongpitak, P., Krisanachinda, A., Hongsakul, K. (2018). Patient radiation dose in neurointerventional radiologic procedure: A tertiary care experience. *Neurointervention*. 13:110-116.
- Samei, Ehsan, et al. (2018). Medical imaging dose optimisation from ground up: expert opinion of an international summit. *Journal of Radiological Protection*, 38.3: 967.
- Schueler, B., A., Kallmes, D., F., Cloft, H., J. (2005). 3D cerebral angiography: radiation dose comparison with digital subtraction angiography. *American Society of Neuroradiology*, 26: 1898-1901.
- Seibert, J., A. (2006). Flat-panel detectors: how much better are they? *Pediatric radiology*, 36, 173-181.
- Servomaa, A., Tapiovaara, M. (1998). Organ dose calculation in medical x ray examinations by the program PCXMC. *Radiation Protection Dosimetry*, 80(1); 213-219. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a032509
- Sommer, M., Henniger, J. (2006). Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 119, No. 1–4, pp. 394–397.
- Sommer, M., Freudenberg, R., Henniger, J. (2007). New aspects of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Measurements*, 42, 617 – 620.
- Sommer, M., Jahn, A., Henniger, J. (2008). Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter. *Radiation Measurements*, 43, 353 – 35.
- Sommer, M., Jahn, A., Henniger, J. (2011). A new personal dosimetry system for Hp(10) and Hp(0.07) photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide. *Radiation Measurements*, 46, 1818-1821.
- Stecker, M., S., Balter, S., Towbin, R., B., Miller, D., L., Vano, E., Bartal, G., Angle, J. F., Chao, C., P., Cohen, A., M., Dixon, R., G., Gross, K., Hartnell, G., G., Schueler, B., Statler, J.D., de Baère, T., Cardella, J. F. (2009). Guidelines for patient radiation dose management. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 20:S263– S273. doi:10.1016/j.jvir.2009.04.037
- Tapiovaara, M., Lakkisto, M., Servomaa, A., (1997). PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Report STUK-A139, Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety.
- Tapiovaara, M., Siiskonen, T., (2008). PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.). Report STUK-A231, Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety.
- Toossi, M., T., B., Mehrpouyan, M., Nademi, H., Fardid, R. (2015). Preliminary results of an attempt to predict over apron occupational exposure of cardiologists from

- cardiac fluoroscopy procedures based on DAP (dose area product) values. *Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine*, 38, 83-91.
- Topaltzikis, T., Rountas, C., Moissidou, R., Fezoulidis, I., Kappas, C., Theodorou, K. (2009). Radiation dose to patients and staff during angiography of the lower limbs. Derivation of local dose reference levels. *Physica Medica*, 25(1); 25-30. doi:10.1016/j.ejmp.2008.02.005
- Tsapaki, V., Vano, E., Mavrikou, I., Neofotistou, V., Gallego, J., J., Fernandez, J., M., Santos, E., Mendez, J. (2008). Comparison of patient dose in two-dimensional carotid arteriography and three-dimensional rotational angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 31:477–482.
- Tsapaki, V., et al. (2018). The International Atomic Energy Agency action plan on radiation protection of patients and staff in interventional procedures: Achieving change in practice. *Physica Medica* 52: 56-64.
- Tsetis, D., Uberoi, R., Fanelli, F., Roberston, I., Krokidis, M., Delden, O., V., . . . Belli, A., M. (2016). The Provision of Interventional Radiology Services in Europe: CIRSE Recommendations. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 39(4), 500-506. doi:10.1007/s00270-016-1299-0
- Tu, C., Y., Lin, C., J., Yang, B., H., Wu, J., Wu, T., H. (2020). Cardiac catheterization real-time dynamic radiation dose measurement to estimate lifetime attributable risk of cancer. *PloS one*, 15(6), e0234461.
- UW Medicine. (2017). Angiography: carotid angiogram. UW Medicine Patient Education. *Clinical Review* 05/2017.
- Vano, E., Jarvinen, H., Kosunen, R., Bly, R., Malone, J., Dowling, A., vd. (2008). Patient dose in interventional radiology: a European survey. *Radiat Prot Dosimetry*, 129:39e45.
- Vano, E., Fernandez, J., M., Sanchez, R., M., Martinez, D., Ibor, L., L., Gil, A., Serna-Candel, C. (2013). Patient radiation dose management in the follow-up of potential skin injuries in neuroradiology. *American Journal of Neuroradiology*, 34(2), 277-282.
- Vano, E., Sanchez, R., M., Fernandez, J., M. (2015). Estimation of staff lens doses during interventional procedures. Comparing cardiology, neuroradiology and interventional radiology. *Radiation protection dosimetry*, 165(1-4), 279-283.
- Varghese, A., Keshava, S., N., Moses, V., Koshy, G., Mammen, S., Ahmad, M., Livingstone, R., S. (2019). Radiation dose reference card for interventional radiology procedures: Experience in a tertiary referral centre. *Indian Journal of Radiology and Imaging*, 247-252. doi: 10.4103/ijri.IJRI_35_19
- Von Boetticher, H., Lachmund, J., Hoffmann, W. (2010). An analytic approach to double dosimetry algorithms in occupational dosimetry using energy dependent organ dose conversion coefficients. *Health Phys.* 99 800–5.
- Wikipedia. (2023). Websitesi <https://en.wikipedia.org/wiki/Stent>. Erişim tarihi: 07.01.2023

- Williams, J., R. (1997). The interdependence of staff and patient doses in interventional radiology. *Br J Radiol*, 70: 498–503.
- Yaffe, M., J., Rowlands, J., A. (1997). X-ray detectors for digital radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 42(1); 1-39.
- Yukihara, G. E. (2011). Luminescence properties of BeO optically stimulated luminescence (OSL) detectors. *Radiation Measurements*, 46, 580 – 587.
- Yukihara, G., E. ve McKeever, S., W., S. (2011). Optically stimulated luminescence: fundamentals and applications (1st ed.). John Wiley & Sons Ltd. Sayfa 89.
- Zhao, W., Huntb, D., C., Taniokac, K., Rowlands, J., A. (2005). Amorphous selenium flat panel detectors for medical applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 549, 205-209.
- Zieler, E. (1960). Messungen der Strahlenbelastung von patienten in der röntgendiagnostik. *Fortschr, Röntgenstr*, 92, 211-216.