

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİJİTAL ANJİYOGRAFİ SİSTEMİNDE FARKLI ANJİYOGRAFİK
İNCELEMELER İÇİN HASTA VE ÇALIŞAN DOZLARININ BELİRLENMESİ

ONUR ERDEM

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA

2019

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Onur Erdem tarafından hazırlanan “Dijital Anjiyografi Sisteminde Farklı Anjiyografik İncelemeler İçin Hasta ve Çalışan Dozlarının Belirlenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Turan OLĞAR



Jüri Üyeleri :

Doç. Dr. Turan OLĞAR



Ankara Üniversitesi, Fizik Mühendisliği Bölümü

Prof. Dr. İbrahim Tanzer SANCAK



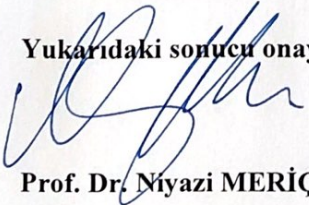
TOBB ETÜ Tıp Fakültesi Hastanesi, Radyoloji Anabilim Dalı

Prof. Dr. Haluk YÜCEL



Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü

Yukarıdaki sonucu onaylarım




Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ETİK

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.

Adı Soyadı: Onur ERDEM

İmza : 

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİJİTAL ANJİYOĞRAFİ SİSTEMİNDE FARKLI ANJİYOĞRAFİK İNCELEMELER İÇİN HASTA VE ÇALIŞAN DOZLARININ BELİRLENMESİ

ONUR ERDEM

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Turan OLGAR

Bu tezin amacı farklı anjiyografi incelemeleri sırasında hastaların ve çalışanların aldıkları radyasyon dozlarının belirlenmesidir. Doz ölçümleri Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi İbn-i Sina Hastanesinde gerçekleştirilmiştir. Anjiyografi incelemelerinde Siemens Artis-Zee model C-kollu floroskopi sistemi kullanılmıştır. Hasta dozları, kerma alan çarpımı (KAP) ve referans hava kerma (K_{ref}) cinsinden floroskopi sistemine takılı KAP metreden elde edilmiştir. Hasta doz ölçümlerine başlamadan önce floroskopi sisteminin performans test ölçümleri yapılmıştır. Çalışan doz ölçümleri, çalışanların tiroit seviyesinde tiroit koruyucu üzerine ve bel seviyesinde kurşun önlük altına yerleştirilen termolüminesans dozimetreler (TLD-100) aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.

Hasta doz ölçümleri renal, hepatik, toraks, alt ekstremit, üst ekstremit ve karotid olmak üzere 6 farklı anjiyografi incelemesi için toplam 431 hastada gerçekleştirilmiştir. Hasta etkin dozlarının hesaplanmasında Monte Carlo tabanlı PCXMC 2.0 programı kullanılmıştır. Ölçümler sonucunda elde edilen ortalama KAP değerleri renal, hepatik, toraks, alt ekstremit, üst ekstremit ve karotid incelemeleri için sırasıyla 106 Gy cm^2 , 65 Gy cm^2 , 34 Gy cm^2 , 32 Gy cm^2 , 9 Gy cm^2 ve 19 Gy cm^2 olarak bulunmuştur. Ortalama etkin doz değerleri ise yine aynı sırayla 18,3 mSv, 9,6 mSv, 6,1 mSv, 1,3 mSv, 0,8 mSv ve 1,8 mSv olarak hesaplanmıştır.

Ölçülen KAP ve hesaplanan etkin doz değerleri, yapılan incelemenin çeşidine, incelemenin karmaşıklığına ve inceleme yapılan hastanın fiziksel özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Hasta kalınlıklarının artması ve karmaşık işlemler daha yüksek hasta dozlarına sebep olmaktadır. Bu sebeple bu incelemelerde hasta dozlarının kayıt ve takip edilmesi oldukça önemlidir. İncelemelerin gerçekleştirdiği sistemlerde bulunan otomatik doz hızı kontrol devreleri, ışınlama parametrelerini değiştirme ve inceleme öncesi seçilen programa göre ilave bakır filtreleri ekleme kabiliyetine sahip oldukları için hastalar farklı demet kalitesinde x-ışınlarına maruz kalabilmektedirler. Bu nedenle bu incelemeler için KAP değerlendirmelerinin yanında etkin doz değerlendirilmelerinin yapılması da faydalı olacaktır.

2019, 70 sayfa

Anahtar Kelimeler: Anjiyografi, KAP, etkin doz, çalışan dozu

ABSTRACT

Master Thesis

ESTABLISHMENT OF PATIENT AND STAFF DOSES FOR DIFFERENT ANGIOGRAPHIC EXAMINATIONS IN DIGITAL ANGIOGRAPHY SYSTEM

ONUR ERDEM

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Master Degree Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Turan OLGAR

The aim of this thesis is to determine the radiation doses of patients and staff during different angiography examinations. Dose measurements were performed in Ibn-i Sina Hospital of Ankara University Medical School. Siemens Artis-Zee model C-arm fluoroscopy system was used in angiography examinations. Patient doses were obtained in terms of kerma area product (KAP) and reference air kerma (K_{ref}) from KAP meter attached to the fluoroscopy system. Performance test measurements of the fluoroscopy system were done before collecting patient dose measurement data. Staff dose measurements were carried out with thermoluminescence dosimeters (TLD-100) placed on the thyroid protector at the thyroid level and below the lead apron at the waist level.

Patient dose measurements were performed for 6 different angiography examinations including renal, hepatic, thorax, lower extremity, upper extremity and carotid on a total of 431 patients. Monte Carlo based PCXMC 2.0 program was used to calculate patient effective doses. Mean KAP values obtained from the measurements were found to be 106 Gy cm^2 , 65 Gy cm^2 , 34 Gy cm^2 , 32 Gy cm^2 , 9 Gy cm^2 and 19 Gy cm^2 for renal, hepatic, thorax, lower extremity, upper extremity and carotid examinations respectively. The mean effective dose values were estimated to be 18.3 mSv, 9.6 mSv, 6.1 mSv, 1.3 mSv, 0.8 mSv and 1.8 mSv in the same respective order.

Measured KAP and calculated effective dose values vary depending on the type and complexity of the examination and physical characteristics of the patient. Complex examinations and thicker patients will yield higher patient doses. Hence it is very important to record and follow patient doses. Since the automatic dose rate control circuits in this systems are capable of changing the exposure parameters and using additional copper filters according to the program chosen before the examination, patients may be exposed to different x-ray beam qualities. Therefore, it would be beneficial to carry out effective dose assessments as well as KAP assessments for these type of examinations.

2019, 70 pages

Key Words: Angiography, KAP, effective dose, staff dose

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında ilgi ve önerileri ile bana yardımcı olan danışmanım Doç. Dr. Turan OLGAR'a, çalışmam sırasında teknik ekipmanları kullanmama olanak sağlayan enstitü müdürümüz Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, ölçümler sırasında yardımlarını esirgemeyen Öğr. Gör Asena YALÇIN ve Öğr. Gör Şule KAYA KELEŐ'e, bana hastanede çalışma imkânı sunan Prof. Dr. Umman SANLIDİLEK ve Prof. Dr. Sadık BİLGİÇ'e ve çalışmam sırasında destek ve yardımlarını esirgemeyen aileme teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1 GİRİŞ	1
2 KURAMSAL TEMELLER	4
2.1 Floroskopi Sistemleri	4
2.1.1 Floroskopi sistemlerinin genel özellikleri	4
2.1.2 Görüntü güçlendiriciler	6
2.1.3 Flat panel dedektörler	6
2.1.4 Otomatik doz hızı kontrol sistemleri	9
2.1.5 Floroskopi sistemlerinde çalışma modları	10
2.1.5.1 Sürekli floroskopi	10
2.1.5.2 Pulsu ve değişken kare hızlı floroskopi	10
2.1.6 Floroskopi sistemlerinde görüntüleme yöntemleri	11
2.1.6.1 Floroskopik görüntüleme	12
2.1.6.2 Radyografik görüntüleme	12
2.2 Radyasyonun Etkileri ve Doz Nicelikleri	13
2.2.1 Stokastik etki	13
2.2.2 Deterministik etki	14
2.2.3 Kerma	14
2.2.4 Soğurulan doz	14
2.2.5 Eşdeğer doz	15
2.2.6 Etkin doz	15
2.2.7 Ağırlık faktörleri	16
2.2.8 Giriş cilt dozu	17
2.3 Doz Ölçüm Yöntemleri	18
2.3.1 Hasta dozu ölçüm yöntemleri	18
2.3.1.1 Kerma alan çarpımı (KAP) ölçüm yöntemi	18

2.3.1.2	Hava kerma ölçüm yöntemi.....	20
2.3.2	Çalışan dozu ölçüm yöntemleri	20
2.4	Etkin Doz Hesabı	20
2.4.1	Hasta etkin dozunun hesaplanması.....	21
2.4.1.1	Monte Carlo yöntemi.....	21
2.4.1.2	Monte Carlo yöntemindeki hata kaynakları.....	22
2.4.2	Çalışan etkin dozunun hesaplanması.....	23
3	MATERYAL VE YÖNTEM	24
3.1	İncelemelerde Kullanılan Sistem.....	24
3.2	KAP ve Hava Kerma Kalibrasyonu.....	24
3.3	Yatak Azalım Faktörü.....	25
3.4	Sistem Performans Ölçümleri	26
3.4.1	Yarı değer kalınlığı (HVL) testi.....	26
3.4.2	Hasta giriş dozları testi.....	27
3.4.3	Görüntü alıcısı giriş dozları testi.....	28
3.4.4	Tüp voltajı (kVp) doğruluğu testi	29
3.4.5	Alçak kontrast ayırma gücü testi	30
3.4.6	Yüksek kontrast ayırma gücü testi	31
3.5	Hasta Dozu Ölçüm Tekniği ve Etkin Doz Hesaplaması.....	32
3.5.1	Hasta dozu ölçüm tekniği.....	32
3.5.2	Hasta etkin doz değerlerinin hesaplanması.....	33
3.6	Çalışan Dozu Ölçüm Tekniği ve Etkin Doz Hesaplaması	37
3.7	İncelemelerin Sınıflandırılması	37
4	BULGULAR.....	39
4.1	KAP ve Hava Kerma Kalibrasyonu.....	39
4.2	Yatak Azalım Faktörü.....	39
4.3	Sistemin Performans Ölçüm Sonuçları	40
4.3.1	Sistemin toplam filtrasyon değeri.....	40
4.3.2	Hasta giriş dozları.....	40
4.3.3	Görüntü alıcısı giriş dozları.....	41
4.3.4	Tüp voltajı (kVp) doğruluğu	42
4.3.5	Alçak kontrast ayırma gücü	43

4.3.6	Yüksek kontrast ayırma gücü	43
4.4	Hasta Dozu Ölçüm Sonuçları	44
4.5	Çalışan Dozu Ölçüm Sonuçları	49
5	TARTIŞMA VE SONUÇ	51
5.1	Hasta Dozu Ölçüm Sonuçları	51
5.2	Çalışan Dozu Ölçüm Sonuçları	64
	KAYNAKLAR	66
	ÖZGEÇMİŞ.....	70



SİMGELER DİZİNİ

ADC	Analog Sayısal Çevirici (Analog to Digital Converter)
ADRC	Otomatik Doz Hızı Kontrol (Automatic Dose Rate Control)
Al	Alüminyum
ALARA	Makul Olarak Gerçekleştirilebilecek Ölçüde Düşük (As Low As Reasonably Achievable)
a-Se	Amorf Selenyum
CsI(Tl)	Talyum Katkılı Sezyum İyodür
ÇÇ	Çizgi Çifti Sayısı
DNA	Deoksiribonükleik Asit (Deoxyribonucleic Acid)
DRL	Tamsal Referans Düzeyi (Diagnostic Reference Level)
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	Flat Panel Dedektör
FPS	Saniyedeki Kare Görüntü Sayısı (Frame Per Second)
GG	Görüntü Güçlendirici
GSF	Geri Saçılma Faktörü
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)

KAP	Kerma Alan arpımı (Kerma Area Product)
LiF	Lityum Florür
MRNM	Masa Referans Noktası Mesafesi
PMMA	Polimetil metakrilat
RBE	Rölatif Biyolojik Etki
TFT	İnce Film Transistör (Thin Film Transistor)
TLD	Termolüminesans Dozimetre



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Floroskopi sisteminin öğeleri	5
Şekil 2.2 TFT aktif matris alanı (Seibert 2006).	7
Şekil 2.3 Direkt dedektörler için kesit alanı görüntüsü (Bushberg vd. 2012'den değiştirilerek alınmıştır).....	8
Şekil 2.4 a. CsI(Tl) katmanı ve iğne şeklinde kristal yapısı (Nickoloff 2011), b. Dedektör elemanın ve CsI(Tl) katmanının kesit alanı görüntüsü (Seibert 2006)	9
Şekil 2.5 a. Saniyede 30 kare görüntülü sürekli floroskopi, b. Saniyede 30 kare görüntü oluşturan pulslu floroskopi, c. Saniyede 15 kare görüntü oluşturan pulslu floroskopi (Bushberg vd. 2012).....	11
Şekil 2.6 Sayısal çıkarma tekniği (Dowsett vd. 2006).....	13
Şekil 2.7 KAP ölçüm yöntemi	19
Şekil 2.8 Hava kerma-alan çarpımı.....	19
Şekil 2.9 İnsan vücudunun matematiksel fantomu (Tapiovaara ve Siiskonen 2008).	22
Şekil 3.1 KAP ve hava kerma kalibrasyon değerlerinin bulunması için tasarlanan deney düzeneği	25
Şekil 3.2 HVL ölçümü için kurulan deney düzeneği	27
Şekil 3.3 Hasta giriş dozları testi için kurulan deney düzeneği	28
Şekil 3.4 Görüntü alıcısı giriş dozları testi için kurulan deney düzeneği	29
Şekil 3.5 a. Test fantomu görüntüsü, b. Fantom içerisindeki disklerin yeri ve numaraları	30
Şekil 3.6 a. Test fantomunun görüntüsü, b. Desenlere ait ayırma gücü değerleri	31
Şekil 3.7 PCXMC v2.0 program ara yüzü	34
Şekil 3.8 'Examination data' bölümünde doldurulan form örneği	34
Şekil 3.9 'Compute doses' bölümü	35
Şekil 3.10 'Change X-ray Spectrum' bölümü.....	36
Şekil 3.11 'Open MC data for dose calculation' bölümü	36
Şekil 4.1 Floroskopi modunda hasta giriş dozları.....	40
Şekil 4.2 Radyografi modunda hasta giriş dozları	41
Şekil 4.3 Floroskopi modunda görüntü alıcısı giriş dozları	42
Şekil 4.4 Hasta sayılarının belirlenen gruplara göre dağılımı.....	44
Şekil 4.5 İnceleme türüne göre hastaların maruz kaldığı KAP değerlerinin dağılımı	45

Şekil 4.6 Floroskopik ve radyografik KAP değerlerinin yüzdesel dağılımı46

Şekil 4.7 Hesaplanan etkin doz değerlerinin dağılımı48



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Radyasyon ağırlık faktörleri (Anonymous 2007).	16
Çizelge 2.2 Doku ağırlık faktörleri (Anonymous 2007).	17
Çizelge 3.1 LCD-4 model test objesine ait disk numarası – kontrast tablosu	31
Çizelge 3.2 Işınlama parametreleri	32
Çizelge 4.1 Radyografi modunda görüntü alıcısı giriş dozları	41
Çizelge 4.2 Tüp voltajı doğruluğu	42
Çizelge 4.3 Yüksek kontrast ayırma gücü test sonuçları	43
Çizelge 4.4 İncelemelerde kullanılan ışınlama parametrelerinin ortalama değerleri.....	45
Çizelge 4.5 Ortalama KAP ve hava kerma değerleri.....	46
Çizelge 4.6 Bu tez çalışmasında hasta dozu ölçümü yapılan girişimsel incelemeler için belirlenmiş DRL değerleri	47
Çizelge 4.7 Etkin doz değerleri.....	48
Çizelge 4.8 Ortalama giriş cilt dozu değerleri	49
Çizelge 4.9 Doz ölçümü yapılan çalışanların bulunduğu inceleme sayıları ve bu incelemeler sırasında hastaların maruz kaldığı KAP değerleri.....	50
Çizelge 4.10 Çalışanlar için etkin doz sonuçları.....	50
Çizelge 5.1 Renal incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler	56
Çizelge 5.2 Hepatik incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler.....	57
Çizelge 5.3 Toraks incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler	58
Çizelge 5.4 Alt ekstremitte incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler.....	59
Çizelge 5.5 Karotid incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler	61
Çizelge 5.6 2004 yılında aynı anjiyografi biriminde, aynı çalışanlar ve farklı cihaz ile gerçekleştirilen incelemelerde yapılan doz değerlendirmelerinin, bu çalışma ile karşılaştırılması	62

1 GİRİŞ

Girişimsel radyoloji, cerrahi müdahaleye gerek kalmadan hastalıkların tanımlanması ve tedavi edilmesine olanak sağlayan tıp biliminin bir alt uzmanlık dalıdır. Girişimsel radyoloji incelemeleri vasküler (damarla ilgili) ve non-vasküler (damar dışı organlar ile ilgili) incelemeler olarak iki ana gruba ayırmak mümkündür. Son yıllarda anjiyografi teknikleri kullanılarak yapılan vasküler girişimsel radyoloji işlemleri klinik uygulamalarda oldukça yaygın bir şekilde tercih edilmektedir (Tsetis vd. 2016).

Anjiyografi, floroskopi sistemi yardımı ile damarların görüntülenmesini sağlayan bir medikal görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte x-ışınlarının yoğun bir şekilde kullanılması sebebi ile hasta radyasyona maruz kalacağından hastada deterministik ve stokastik etkilerin görülme riski bulunmaktadır. Anjiyografi incelemeleri, hasta patolojisini değerlendirmek ve gerekli durumlarda tedavi sürecine rehberlik edebilmek adına, iğne deliği küçüklüğündeki yollarla hasta vücuduna girilerek floroskopi sistemi yardımı ile bir kateterin hasta içerisinde yönlendirilmesi ile gerçekleştirilmektedir.

Anjiyografi incelemelerinde işlemlerin karmaşıklığı, hastanın ışınlanan bölgesinin sürekli değişmesi, ışınlama geometrisinin değişimi gibi sebepler nedeni ile hasta doz ölçümlerinin gerçekleştirilmesi ve değerlendirilmesi konvansiyonel radyolojik işlemlere göre daha karmaşıktır. Uluslararası radyasyon birimleri ve ölçümleri komisyonu (ICRU) tarafından yayınlanan 74 numaralı rapora göre anjiyografi incelemelerindeki doz ölçümlerinde ve değerlendirilmelerinde hava kerma – alan çarpımı (KAP) ile giriş yüzeyindeki hava kerma (ESAK) niceliklerinin dikkate alınması önerilmektedir (Anonymous 2005).

10 Haziran 2006'dan sonra üretilen floroskopi sistemleri bir referans noktasında toplam hava kerma değerini ve toplam hava kerma hızı değerini göstermek zorundadır (Bushberg vd. 2012).

Etkin doz niceliği radyasyonun stokastik etkileri hakkında bilgi verirken, deterministik etkiler hakkında bilgi edinmek için giriş cilt dozu niceliği değerlendirilmelidir (McParland 1998). Bu tez çalışmasında İbn-i Sina Hastanesi Prof. Dr. M. Uluhan Berk anjiyografi ünitesinde gerçekleştirilen anjiyografi işlemlerinde toplam 431 hasta için

etkin doz ve giriş cilt dozu hesaplamaları yapılmıştır. Bunun yanı sıra bu işlemleri gerçekleştiren çalışanlar için de doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Etkin dozu hesaplamak için KAP ve ESAK ölçümleri ve Monte Carlo tabanlı PCXMC 2.0 programı kullanılmıştır. KAP ve ESAK ölçümleri gerekli kalibrasyonlar yapılarak floroskopi sistemine entegre KAP metre ile gerçekleştirilmiştir. Bütün hastalar ve projeksiyonlar için ışınlama parametreleri kaydedilerek etkin doz ve giriş cilt dozu hesaplamaları yapılırken bu parametreler de dikkate alınmıştır.

Anjiyografi incelemelerini gerçekleştiren çalışanlardan seçilen bir grup için TLD-100 dozimetre kullanılarak 2 ay süre ile doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu doz ölçüm sonuçları ve Niklason algoritması kullanılarak çalışanlar için tüm vücut etkin doz hesaplaması yapılmıştır.

Anjiyografi incelemelerinde hasta dozları işlemin karmaşıklığına bağlı olarak yüksek seviyelere çıkabilmektedir. Bu tez çalışması kapsamında çeşitli anjiyografi incelemelerinde hastaların maruz kaldığı KAP ve ESAK değerleri ölçülmüştür. Bu değerler ve PCXMC 2.0 programı kullanılarak etkin doz hesaplamaları yapılmıştır. Ülkemizde buna benzer bir çalışma 2004 yılında Bor ve arkadaşları tarafından sadece hasta dozlarını belirlemek için yapılmıştır. Bu çalışmada (Bor vd. 2004) anjiyografi incelemeleri görüntü güçlendiriciye sahip bir floroskopi sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında ise anjiyografi incelemelerinin gerçekleştirildiği floroskopi sisteminde görüntü alıcısı olarak FPD bulunmaktadır. Buna ek olarak bu iki çalışmada etkin doz hesaplaması yapılırken farklı yöntemler kullanılmıştır. Ayrıca 15 yıl içerisinde artan çalışan tecrübesinin hasta dozları üzerindeki etkisinin görülmesi amaçlanmıştır ancak iki çalışmada farklı sistemlerin kullanılması ve 15 yıl içerisinde anjiyografi uygulamalarında kullanılan katater vb. malzemelerin gelişmesi sebebiyle işlem prosedürlerinin birebir aynı kalmaması sonucunda bu etki tam olarak gözlenememiştir.

Ülkemizde girişimsel radyoloji incelemeleri için belirlenmiş bir tanısal referans düzeyi (DRL) bulunmamaktadır. Bu tez çalışması kapsamında ilerideki çalışmalara bir örnek teşkil etmesi amacıyla DRL seviyeleri de hesaplanmıştır.

Bu tez 5 bölümden oluşmaktadır. Tezin ilk bölümünde anjiyografi incelemelerinde hasta doz değerlendirmelerinin yapılmasının gerekliliği, verilerin toplanması için kullanılan

araç gereç ve doz değerlendirmeleri yapılırken kullanılan nicelikler özetlenmiştir. İkinci bölümde, kuramsal temeller kapsamında floroskopi sistemleri, radyasyonun etkileri, doz ölçüm yöntemleri ve etkin doz hesaplamalarının nasıl yapıldığı anlatılmıştır. Üçüncü bölümde anjiyografi incelemelerinde kullanılan sistem, hasta verileri toplanmadan önce yapılan kalibrasyonlar, sistemin performans test ölçümleri, hasta ve çalışan dozu ölçümlerinde ve etkin doz hesaplamalarında kullanılan yöntemlere ait bilgiler sunulmuştur. Dördüncü bölümde ölçümler sonucu elde edilen ortalama KAP değerleri ve hesaplanan ortalama etkin doz değerlerine yer verilmiştir. Beşinci bölümde ise elde edilen sonuçların literatürle karşılaştırılması yapılmış ve elde edilen sonuçlar tartışılmıştır.



2 KURAMSAL TEMELLER

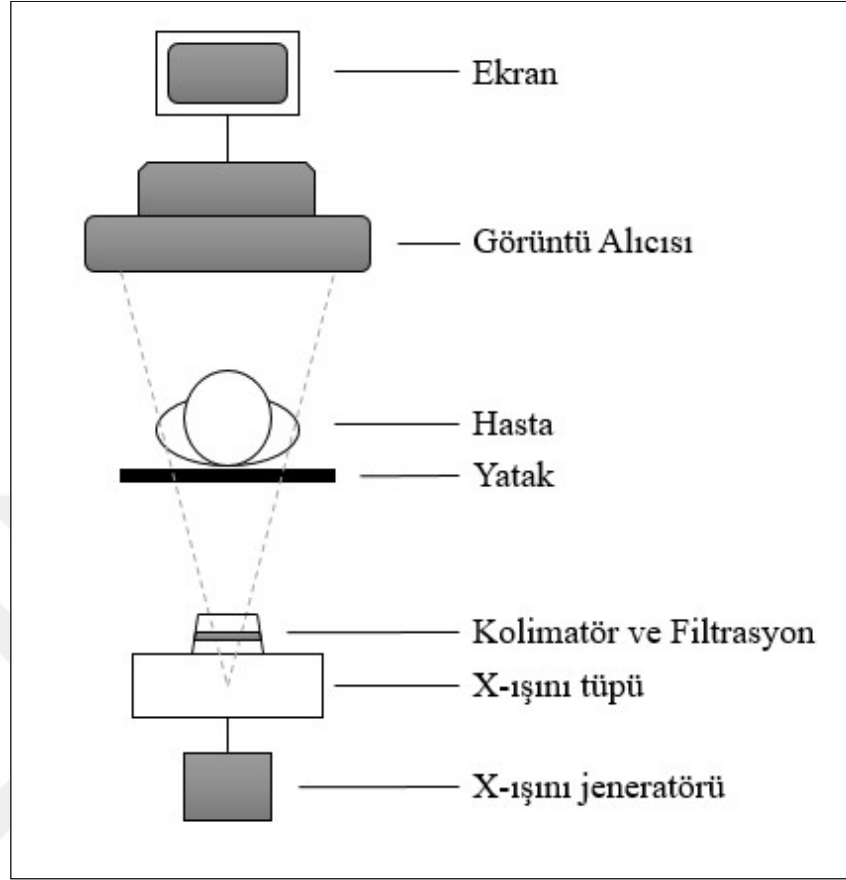
2.1 Floroskopi Sistemleri

2.1.1 Floroskopi sistemlerinin genel özellikleri

Floroskopi sistemleri x-ışınlarını kullanarak dinamik görüntüleme imkânı sağlayan sistemlerdir. Floroskopi sistemlerini radyografi sistemlerinden ayıran en önemli özellik, saniyedeki kare sayısı yüksek ve görüntü başına daha düşük doz değerlerinde dinamik görüntü elde edebilme yetenekleridir. Standart bir floroskopi sisteminin öğeleri şekil 2.1’de görülmektedir. Tüm floroskopi sistemleri temel olarak x-ışını jeneratörü, x-ışını tüpü ve görüntü alıcısı (FPD veya GG) bileşenlerine sahiptir. X-ışını tüpünden çıkan x-ışınları hastayı geçerek görüntü alıcısına ulaşır ve görüntü alıcısında elektronik görüntü bilgisi elde edilir.

Modern floroskopi sistemleri görüntü alıcısı için kullandıkları teknolojiye göre görüntü güçlendirici (GG) ve flat panel dedektör (FPD) olarak iki kategori altında gruplandırılabilir. Radyolojik görüntü oluşturmak için görüntü güçlendirici ile birlikte kamera kullanan floroskopi sistemleri 1960’lı yıllardan itibaren kullanılmaya başlanmıştır (Nickoloff 2011). Günümüzde ise çoğu modern kardiyoloji ve anjiyografi ünitesinde FPD’e sahip floroskopi sistemleri bulunmaktadır.

Görüntü güçlendiriciler, flat panel dedektörlere göre daha büyük boyuttadırlar. Bu sebeple FPD’e sahip sistemler inceleme sırasında daha rahat hareket imkânı sağlamaktadır. Buna ek olarak görüntü güçlendiriciye sahip sistemlerin görüntü güçlendiricinin yapısından kaynaklanan çeşitli görüntü bozuklukları (S-distortion, pincushion distortion, veiling glare) FPD’e sahip sistemlerde görülmemektedir (Yaffe ve Rowlands 1997). Ayrıca FPD teknolojisine sahip sistemler daha büyük ve dikdörtgen şeklinde görüş alanına (48 cm) sahiptirler. Floroskopi sistemlerinde bulunan kolimatörler dikdörtgen şeklinde kolimasyon imkânı sağlamaktadır. Kolimatörlere ek olarak bazı floroskopi sistemlerinde bazı özel bölgelere x-ışını düşüşünü azaltmak için ayarlanabilir kanatlar bulunmaktadır. Bu kanatların doğru bir şekilde kullanılması ile görüntüde meydana gelecek parlaklık sorunu azaltılabilir (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.1 Floroskopi sisteminin öğeleri

Son yıllarda floroskopi sistemlerinde yüksek frekanslı jeneratörler ve '*grid biased*' x-ışını tüplerinin kullanılması yaygınlaşmıştır. Bu tip x-ışını tüplerinde, filaman ile odaklayıcı kap elektriksel olarak yalıtılmıştır. Odaklayıcı kaba uygulanacak -4000 V'luk bir gerilim x-ışını tüpünün katodundan anoduna elektron akışını durdurur. Bu sayede bu tip x-ışını tüpleri puls şeklinde x-ışını demetleri üretebilirler (Bushberg vd 2012). Puls şeklinde x-ışını demeti üretebilen sistemler, görüntüde hasta hareketinden dolayı oluşacak bulanıklığı minimize ederler. Bunun yanı sıra yüksek zamansal çözünürlük gerektirmeyen uygulamalarda da hasta dozlarının düşmesine sebep olurlar. Zamansal çözünürlük, hareket eden bir nesnenin zamana göre yerinin sistem monitöründe ne kadar doğru bir şekilde görüntülediğinin ölçüsüdür (Dowsett vd. 2006).

Modern floroskopi sistemlerinde kullanılan x-ışını tüplerinde ekstra filtre kullanımı da artmıştır. Bu sistemlerde bulunan otomatik doz hızı kontrol devreleri ilave bakır filtreler kullanarak daha düşük tüp gerilimi değerinde ve daha yüksek tüp akımında x-ışını demetleri oluşturur. Oluşan bu x-ışını demetinde, görüntüye katkısı olmayan ancak hasta dozunun yükselmesine sebep verecek düşük enerjideki fotonlar bakır filtre tarafından soğurulur. Böylelikle anjiyografi incelemeleri için gerekli olan yüksek kontrastlı görüntülerin daha düşük hasta dozu değerleri ile oluşturulması sağlanır (Bushberg vd. 2012).

2.1.2 Görüntü güçlendiriciler

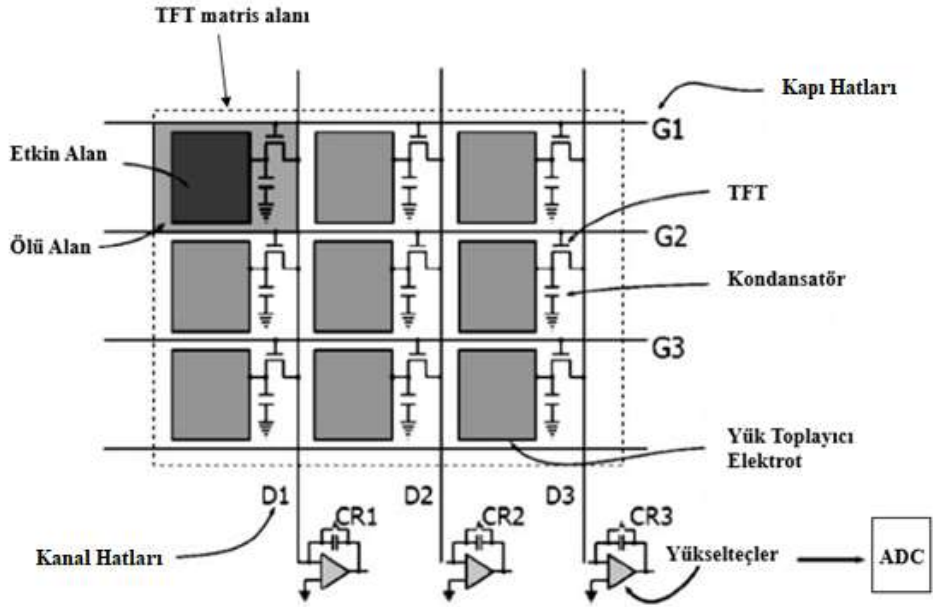
Görüntü güçlendiriciler; elektron akışının engellenmemesi için vakumlanmış ortam, gelen x-ışınlarını önce ışığa ardından elektronlara çeviren giriş fosforu, giriş fosforundan salınan elektronları hızlandıran ve odaklayan elektron optiği ve son olarak hızlandırılan elektronları tekrar ışığa çeviren çıkış fosforu olmak üzere 4 temel bileşenden oluşmaktadır (Bushberg vd. 2012).

Giriş fosforuna gelen x-ışınları, görünür bölgede ışık fotonları oluşturur ve bu ışık fotonları giriş fosforunun hemen bitişiğinde bulunan foto katot ile etkileşerek foto katottan elektron salınmasına sebep olur. Foto katottan salınan bu elektronlar anoda ve elektrotlara uygulanan voltaj sonucu oluşacak gerilim farkı sebebi ile hızlandırılıp çıkış fosforuna çarpacak şekilde odaklanır. Çıkış fosforuna çarpan bu hızlandırılmış elektronlar görünür bölgede ışık fotonları meydana getirirler. Çıkış fosforunda oluşan görüntü, giriş fosforunda oluşan görüntüye göre daha küçük boyuttadır. Çıkış fosforunda oluşan bu görüntü bir kamera sistemi ile monitöre aktarılır.

2.1.3 Flat panel dedektörler

Flat panel tip dedektörler sinyal okuma sürecinde ince film transistör (TFT) teknolojisinden faydalanmaktadır. TFT aktif matris alanını bir amorf silikon alt katmanı üzerine dizilmiş milyonlarca bağımsız dedektör elemanı oluşturur. Her dedektör elemanı bir TFT, yük toplayıcı elektrot ve kondansatör içermektedir (Bushberg vd. 2012). Işımlama sırasında TFT pasif tutulur ve bu sayede dönüştürücü ile etkileşen x-ışınları

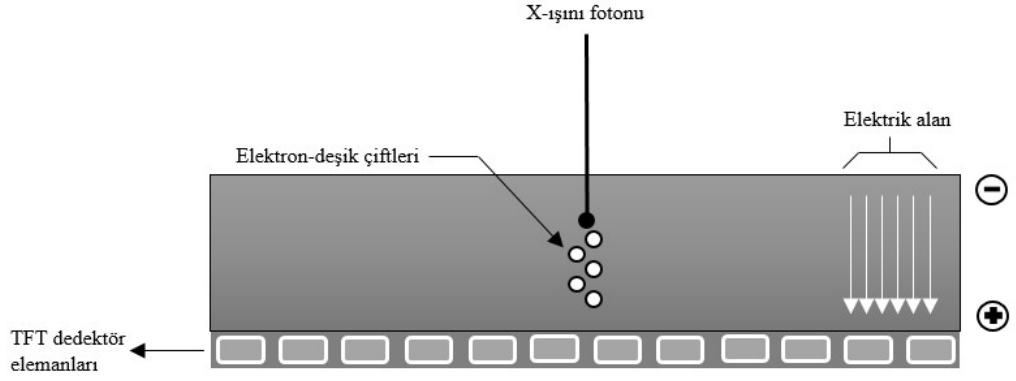
sonucunda oluşan yükler her bir dedektör elemanın kondansatöründe birikir. Işınlama sonrasında kapı hattına gönderilen sinyal ile bu hatta birbirlerine bağlı olan TFT'ler etkinleştirilerek, kondansatörde biriken yük kanal hattı boyunca taşınır ve ilgili yükseltece ulaşır. Yükselteçten çıkan sinyal, dönüştürücü yardımı ile dijital hale getirilir. Böylelikle dijital görüntü bir satır boyunca elde edilmiş olur. Sırasıyla bütün kapı hatları okunarak dijital görüntü elde edilir. Kapı hattının devre dışı bırakılması ilgili TFT'leri sıfırlar ve böylelikle sistem bir sonraki ışınlama için hazır hale gelir (Seibert 2006).



Şekil 2.2 TFT aktif matris alanı (Seibert 2006).

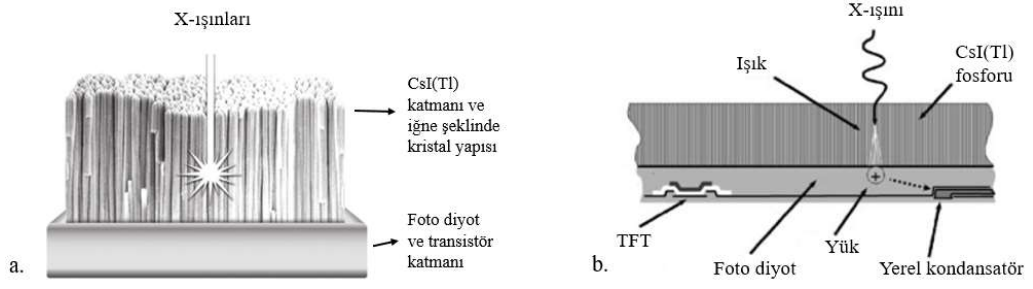
Dinamik görüntü elde edebilmek için okuma işlemi her bir dedektör elemanından saniyede 30 kez veri alacak kadar hızlı olmalıdır. Bu sebeple FPD sistemlerinde dolma ve boşalma hızı yüksek kondansatörlere, daha hızlı yükselteçlere ve daha hızlı dönüştürücülere ihtiyaç duyulur (Seibert 2006). Doluluk faktörü, TFT'nin karakteristik bir özelliğidir ve x-ışını tarafından dönüştürücü malzemeye aktarılan enerjinin dedektör elemanı tarafından toplanabilen kısmını temsil eder. Dedektör elemanlarının yüzey alanının bir kısmı yük toplamak için uygun değildir. Bu alanlara ölü alan denir ve devre elemanlarının elektronik bağlantılarını içerir (Seibert 2006).

Flat panel dedektörler x-ışını enerjisini sinyale dönüştürme yöntemlerine göre direkt ve dolaylı (indirekt) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Direkt dedektörlerde x-ışını enerjisini soğurmak için iki elektrot arasına yerleştirilmiş yarı iletken malzemeler (a-Se) kullanılır. Bu malzemeler soğurulan x-ışını enerjisi ile orantılı sayıda elektrondeşik çifti üretirler (Şekil 2.3). Üretilen elektrondeşik çiftleri elektrotlar arasına uygulanan yüksek gerilim farkı ile toplanarak bir sinyale dönüştürülür. Dolaylı dedektörlerde ise x-ışını enerjisi önce ışığa ardından elektronik sinyale çevrilir (Seibert 2006).



Şekil 2.3 Direkt dedektörler için kesit alanı görüntüsü (Bushberg vd. 2012'den değiştirilerek alınmıştır).

Günümüzde çoğu FPD sisteminde dolaylı dedektörler kullanılmaktadır. TFT matrisinin üst kısmında sintilasyon katmanı bulunmaktadır. Sintilasyon katmanı gelen x-ışınları ile etkileşir ve ışık üretir. Sintilasyon malzemesi olarak genellikle talyum katkılı sezyum iyodür, CsI(Tl) kullanılmaktadır. Sezyum iyodür sintilasyon katmanının yapısı iğne şeklinde kristallerden oluşur (Bushberg vd. 2012). Bu yapı sayesinde x-ışını etkileşimi sonrası oluşacak olan ışık çok fazla dağılmadan sintilasyon katmanının alt kısmında bulunan foto diyota ulaşır (Nickoloff 2011). Oluşacak olan ışığın şiddeti dedektör elemanı üzerine gelen x-ışını şiddeti ile orantılıdır. Daha sonra foto diyot üzerine düşen ışık şiddetine orantılı bir yük oluşturur ve bu yük ilgili dedektör elemanının kondansatöründe depolanır. Okuma işleminin ardından dijital görüntü bilgisi elde edilir ve sistem monitöründe görüntü oluşturulur.



Şekil 2.4 a. CsI(Tl) katmanı ve iğne şeklinde kristal yapısı (Nickoloff 2011), b. Dedektör elemanın ve CsI(Tl) katmanının kesit alanı görüntüsü (Seibert 2006)

2.1.4 Otomatik doz hızı kontrol sistemleri

Girişimsel radyoloji incelemelerinde yapılacak işlemin karmaşıklığı sebebi ile ışınlama süreleri uzun olabilir. Bu nedenle radyasyonun sebep olacağı zararlardan kaçınmak için radyasyon dozlarının minimum düzeyde tutulması gerekmektedir. İncelemeyi tamamlamak için yeterli düzeyde görüntü kalitesinin elde edileceği ve hastanın maruz kalacağı dozu mümkün olduğunca düşük tutan (ALARA prensibi) şartlarda ışınlama yapılmalıdır. Günümüzde floroskopi sistemleri, görüntüleme şartlarındaki dinamik değişimlere cevap verebilmek için bir takım kurallardan (algoritma) faydalanır. Genellikle bu algoritmalar görüntü alıcısının dedektöründeki piksel başına soğurulan enerjiyi belirlenen aralıkta tutmak için tasarlanmıştır. Işınlama parametrelerinin otomatik olarak değiştirmeye olanak sağlayan bu algoritma ve tasarımlar ADRC (otomatik doz hızı kontrolü) sistemi olarak adlandırılmaktadır.

Işınlama parametrelerinin el ile girilmesi yoğun bir klinikte pratik olmayacak ve teknisyen hataları radyasyon dozunda artışa sebebiyet verecektir. Otomatik doz hızı kontrolü sistemi, floroskopi sisteminin hızlı ve kolay kullanılmasını mümkün kılmak için ışınlama parametrelerinin sürekli ve yeterli bir görüntü kalitesi sağlayacak şekilde otomatik olarak seçilmesine imkân verir. Bu sistemler görüntüdeki gürültü seviyesini kabul edilebilir bir düzeyde tutar ve görüntüde yeterli bir kontrast sağlar. Aynı zamanda bu sistemler ALARA prensibi gereğince hasta dozunu mümkün olduğunca düşük seviyede tutarak optimum kalitede görüntü oluşturulmasını sağlar. Görüntü kalite gereklilikleri yapılacak klinik inceleme çeşidine göre değişmektedir (Gislason-Lee 2013).

Otomatik doz hızı kontrol devreleri, sinyal gürültü oranını (S/N) istenilen düzeyde tutmak için görüntü alıcısı girişine gelen doz hızı seviyesini ayarlar. Bu sistemler hasta kalınlığına ve inceleme öncesi seçilen programa göre bu ışınlama parametrelerini, minimum hasta dozunda ve istenilen kalitede görüntü oluşacak şekilde ayarlamaktadır. Işınlama başladıktan sonra dedektör çıkışı, dijital görüntüdeki piksel değerleri cinsinden ölçülür. İnceleme öncesi seçilen programa göre dedektör çıkışında ortalama piksel yoğunluğunun belirli bir seviyede olması gerekmektedir. ADRC devresi x-ışını jeneratörüne bir sinyal göndererek x-ışını şiddetini istenilen seviyeye getirecek şekilde ışınlama parametrelerinin ayarlanmasını sağlar. (Gislason-Lee 2013). ADRC devreleri, sistemin mA, kVp, ve puls genişliği parametrelerini değiştirerek sinyal gürültü oranı istenilen seviyede tutulur. Modern sistemler bu parametrelerle birlikte toplam filtrasyonu değiştirecek şekilde ekstra filtrasyon ekleme kabiliyetine de sahiptirler. Görece olarak daha düşük kVp değerleri ile birlikte kullanılan ekstra bakır filtreler, aynı hatta daha iyi kalitede görüntüler oluştururken hasta dozunun düşmesini sağlamaktadır. Bu parametrelerin hasta kalınlığına göre nasıl değişeceğinin hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerinde oldukça büyük bir önemi vardır (Bushberg vd. 2012).

2.1.5 Floroskopi sistemlerinde çalışma modları

2.1.5.1 Sürekli floroskopi

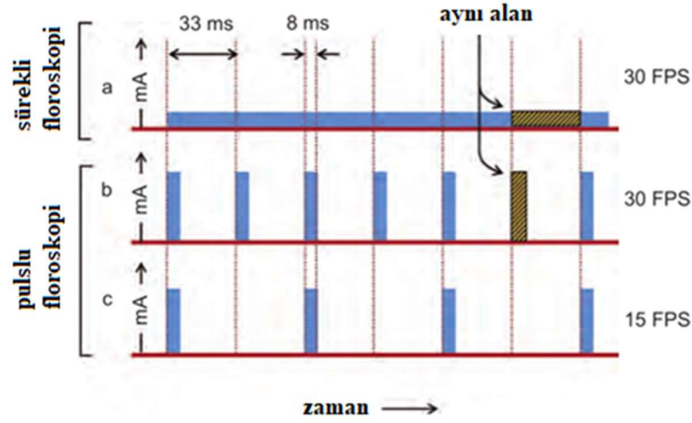
Sürekli floroskopi modunda saniyede 30 kare elde edilecek şekilde 0,5 ile 6 mA arasında sürekli x-ışınları üretilir. Kare görüntünün elde edilme süresi 33 milisaniyedir (1/30 saniye). Bu süreç boyunca hastanın her hareketi görüntüde bulanıklığa sebep olacaktır. Floroskopik görüntüleme yöntemlerinin en temel yöntemi olan bu yöntem tüm analog sistemlerde kullanılmaktadır (Bushberg vd. 2012).

2.1.5.2 Pulslu ve değişken kare hızlı floroskopi

Bu yöntemde x-ışını jeneratörü bir dizi kısa x-ışını pulsu üretir. Bu tür jeneratörlere sahip sistemler saniyede 30 puls üretebilirler ancak her puls süresi oldukça kısadır (3-10 ms). Bu sistemlerde ışınlama süresinin daha kısa olması sebebi ile hasta hareketinden

kaynaklanacak bulanıklık azalacaktır. Bu sebeple bu sistemler ile aynı doz değerlerinde daha kaliteli görüntüler elde etmek mümkündür (Bushberg vd. 2012).

Floroskopi işlemlerinin çoğunda yüksek kare hızını gerektirecek kalitede zamansal çözünürlüğe ihtiyaç duyulmamaktadır. Böyle durumlarda saniyede görüntülenecek kare sayısı azaltılarak hastanın maruz kalacağı radyasyon dozu azaltılabilir. Şekil 2.4'de sürekli ve pulslu floroskopi sistemlerinin ve saniyedeki görüntü hızının hasta dozu üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Puls süresindeki azalma oranı ile aynı oranda artan mA değeri, daha kaliteli görüntülerin aynı hasta dozu değerlerinde elde edilmesini sağlar (Şekil 2.5.a ve 2.5.b). Görüntüdeki zamansal çözünürlüğün önemli olmadığı durumlarda saniyedeki görüntü sayısının yarıya düşürülmesi hasta dozunu da yarıya düşürecektir (Şekil 2.5.b ve 2.5.c). Günümüzde çeşitli kare hızlarında çalışabilen pulslu floroskopi sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.5 a. Saniyede 30 kare görüntülü sürekli floroskopi, b. Saniyede 30 kare görüntü oluşturan pulslu floroskopi, c. Saniyede 15 kare görüntü oluşturan pulslu floroskopi (Bushberg vd. 2012).

2.1.6 Floroskopi sistemlerinde görüntüleme yöntemleri

Floroskopi sisteminin kullanıldığı klinik uygulamalarda elde edilmek istenen patolojik bilgiye göre floroskopik ve radyografik olmak üzere 2 farklı şekilde görüntüleme yapılmaktadır.

2.1.6.1 Floroskopik görüntüleme

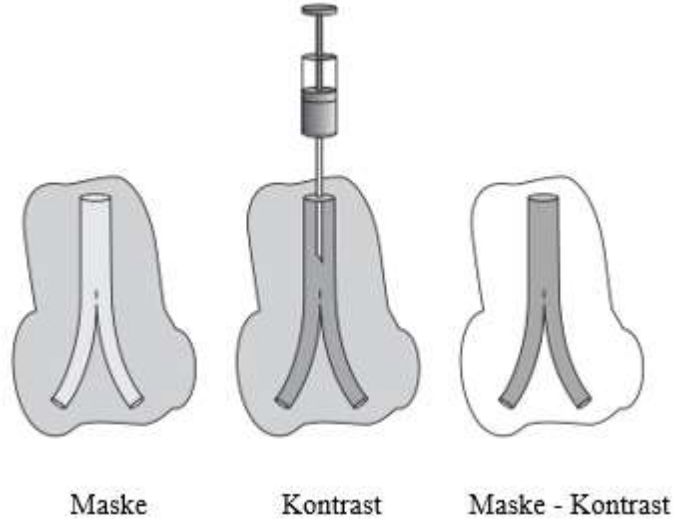
Floroskopik görüntüleme yöntemi ile hastanın x-ışını görüntüsü bir ekrandan dinamik olarak izlenebilmektedir. Örneğin anjiyografi incelemelerinde x-ışını görüntüsü yardımı ile ince bir tel çubuk (kateter) hastanın damarı içerisinde hareket ettirilerek ilgili organa ulaştırılır. Daha sonra damarsal yapıların görüntülenmesini sağlayacak bir kontrast madde bu kateter yardımı ile hastaya enjekte edilerek damarsal yapının dinamik görüntüsü sürekli x-ışınları altında elde edilmiş olur. Bu yöntemde düşük puls sürelerinde ve yüksek kare hızlarında görüntüler elde edilmektedir. Kontrast madde olarak genellikle organik iyot bileşikleri kullanılır (Bushberg vd. 2012).

2.1.6.2 Radyografik görüntüleme

Radyografik görüntüleme görüntünün statik olarak elde edilmesidir. Bu yöntemde de genellikle yüksek puls sürelerinde ve düşük kare hızlarında görüntüler elde edilir.

Elde edilen görüntüler bilgisayar hafızasında matematiksel bir desen halinde saklandığından görüntü üzerinde matematiksel işlemler yapmak mümkündür. Bu açıdan en önemli uygulama anjiyografide sayısal çıkarma tekniğidir (Digital subtraction angiography – DSA).

Sayısal çıkarma tekniği, damarsal sistemlerdeki karmaşık patolojilerin tanısını yapmaya yardımcı olur (Juszkat vd. 2009). DSA tekniğinde damar içerisine kateter yardımı ile kontrast madde verilmeden önce statik bir maske görüntüsü alınır. Bu görüntü sadece kemik ve yumuşak doku bilgilerini içermektedir. Kateter yardımı ile hastaya kontrast madde enjekte edilmesinin ardından çok kısa zaman aralıklarında peş peşe statik görüntüler alınır. Bu görüntüler kemik ve yumuşak doku bilgisinin yanında damarsal yapı ile ilgili bilgileri de taşır. Maske görüntüsü, kontrast madde bilgisi içeren görüntülerden tek tek çıkarıldığında kemik ve yumuşak dokuya ait bilgiler birbirini götürüleceğinden sadece damarsal yapıya ait görüntü bilgisi elde edilir (Şekil 2.6). Bu teknik ile damarların detaylı görüntüsünü engelleyen kemik ve yumuşak doku gibi yapıların görüntüsü ortadan kaldırılmış olur (Dowsett vd. 2006).



Şekil 2.6 Sayısal çıkarma tekniği (Dowsett vd. 2006).

2.2 Radyasyonun Etkileri ve Doz Nicelikleri

2.2.1 Stokastik etki

Düşük dozlarda bile olsa iyonize radyasyona maruz kalmak hücrelere zarar vererek yıllar sonra radyasyona bağlı kanser gelişmesine ve gelecek nesillerde kalıtsal hastalıklara neden olabilir. Düşük dozlarda radyasyondan korunma kavramı, radyasyona bağlı kanser ve kalıtsal hastalıklarla ilgilidir. Bu hastalıklar doğada olasılıksal olarak meydana geldikleri için stokastik etkiler olarak adlandırılmaktadır. Her ışınlamanın bir eşik doz değeri olmaksızın stokastik etkiye sebep olduğu kabul edilmektedir. Etkinin görülme olasılığı soğurulan doz ile artmaktadır ancak etkinin meydana getireceği hasarın şiddeti soğurulan dozdan bağımsızdır. Stokastik riskleri tam olarak önlemek mümkün olmasa da ICRP tarafından öne sürülen etkin doz kavramı ve doz sınırlamaları ile bu risklerin meydana gelme olasılıklarının kabul edilebilir düzeylerde tutulması amaçlanmıştır (Anonymous 2007).

2.2.2 Deterministik etki

İyonize radyasyona maruz kalmak hücre ve dokuların bütünlüğünün ve fonksiyonunun bozulmasına yol açabilir. Radyasyonun bu etkileri deterministik etki olarak adlandırılmaktadır. Klinik olarak gözlenebilen bir hasarın oluşması için belirli bir eşik doz değerinin aşılması gerekmektedir (Anonymous 2007).

2.2.3 Kerma

Yüksüz parçacıkların (foton ve nötron gibi) maddeye enerji transferi, bu madde içerisinde ikincil yüklü parçacıkların oluşması ve yavaşlaması ile gerçekleşir. Yüksüz parçacıkların dm kütlesi içerisinde oluşturduğu yüklü parçacıkların kinetik enerjileri toplamı dE_{tr} , olmak üzere Kerma değeri,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

olarak tanımlanır. SI birim sisteminde $J\ kg^{-1}$ birimindedir ve özel olarak Gray ile ifade edilir (Anonymous 2007).

2.2.4 Soğurulan doz

Radyasyon biyolojisi, klinik radyoloji ve radyasyondan korunma uygulamalarında soğurulan doz, D , temel fiziksel niceliktir. Tüm iyonlaştırıcı radyasyon türleri ve bütün ışınlama geometrilerinde kullanılmaktadır (Anonymous 2007). ' dm ' kütlesine aktarılan ortalama enerji ' $d\varepsilon$ ' olmak üzere soğurulan doz,

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

olarak tanımlanmaktadır. SI birim sisteminde $J\ kg^{-1}$ birimindedir ve özel olarak Gray ile ifade edilir. Soğurulan doz niceliği aktarılan toplam enerjinin ortalama bir değerinden türetilir ve doku içerisindeki etkileşmelerin rastgele dalgalanmasını hesaba katmaz. Madde içerisinde herhangi bir noktada tanımlansa da, değeri ortalama bir dm kütlesi üzerinden hesaplanır. Soğurulan doz tanımı temel bir fiziksel nicelik için gereken bilimsel titizliğe sahiptir. Radyasyon alanını ve belirtilen hacim içerisindeki ve dışarısındaki

maddelerle olan etkileşimlerin hepsini dikkate alır. Ancak maddenin içerisindeki atomik yapıyı ve etkileşmelerin olasılığa dayanan dağılımını ifade etmez (Anonymous 2007).

İyonize radyasyonun bir özelliği de madde ile olan süreksiz etkileşimleri ve buna bağlı olarak enerjilerini madde içerisinde bırakmalarının bir olasılık dağılımına bağlı olmasıdır. Enerji maddeye yüklü parçacıkların atom ve moleküller ile etkileşmesi sonucu aktarılmaktadır. Hücreler ve DNA gibi makro moleküller bir araya gelerek doku ve organları, doku ve organlar da bir araya gelerek insan vücudunu oluşturmaktadır. Belirli bir hacimde enerji aktarımının olasılık dağılımının ortalaması bizi soğurulan doz niceliğine götürür. Bağımsız hücreler ve hücrel yapılar enerji aktarımındaki dalgalanmalar ve yüklü parçacıkların izlediği mikroskobik yollar mikrodozimetrimin konusudur (Anonymous 2007).

2.2.5 Eşdeğer doz

Bir doku veya organın dozu,

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

formülü ile ifade edilmektedir (Anonymous 2007). Burada $D_{T,R}$ niceliği R radyasyonu sebebi ile T dokusu veya organının maruz kaldığı ortalama soğurulan doz niceliğine karşılık gelir. 'w_R' ise radyasyon ağırlık faktörüdür ve birimsiz bir niceliktir. Eşdeğer doz niceliği SI birim sisteminde J kg⁻¹ birimindedir ve özel olarak Sievert (Sv) ile ifade edilir (Anonymous 2007).

2.2.6 Etkin doz

Vücudun belirlenen doku ve organlarında doku ağırlık faktörleri ile çarpılmış eşdeğer dozların toplamı etkin doz ifadesini verir. Etkin doz,

$$E = \sum_T w_T H_T$$

formülü ile ifade edilmektedir. Burada H_T , T organı için eşdeğer doz değeri ve w_T doku ağırlık faktörüdür. Etkin doz niceliği SI birim sistemine göre $J\ kg^{-1}$ birimindedir ve özel olarak Sievert (Sv) ile ifade edilir.

Soğurulan doz kavramı, belirli bir doku için fiziksel bir niceliği ifade ederken, eşdeğer ve etkin doz kavramları radyobiyojik ve epidemiyolojik bulgular sonucu elde edilen ağırlık faktörlerini içerir. Bu ağırlık faktörleri radyolojik koruma uygulamaları için seçilmiş olup bazı kabul edilebilir basitleştirmeleri içermektedir. Bu sebep ile etkin doz tanımı ve değeri sadece fiziksel niceliklere bağlı değildir. Örneğin, doku ağırlık faktörlerinin değeri belirlenirken radyasyona maruz kaldıktan sonra yapılan kanser epidemiyoloji çalışmaları ile deneysel genetik veriler ve bazı tahminler dikkate alınmıştır. Buna ek olarak bu faktörlerin değerleri, her iki cinsiyet ve her yaştaki insanlar için ortalama bir değer olarak verilmektedir (Anonymous 2007).

2.2.7 Ağırlık faktörleri

İyonize radyasyonun insan vücuduna verdiği zararı belirlemek için soğurulan doz kavramı tek başına yeterli değildir. Radyolojik uygulamalarda uygulanan doz miktarları ve bunun sonucu oluşacak stokastik etkiler arasında bir korelasyon kurabilmek için radyasyon ağırlık faktörü w_R ve doku ağırlık faktörü w_T olmak üzere iki çeşit ağırlık faktörü tanımlanmıştır.

Çizelge 2.1 Radyasyon ağırlık faktörleri (Anonymous 2007).

Radyasyon tipi	Radyasyon Ağırlık Faktörü, w_R
Fotonlar	1
Elektronlar ve müonlar	1
Protonlar ve yüklü pionlar	2
Alfa parçacıkları, fisyon ürünleri ve ağır iyonlar	20
Nötronlar	Nötron enerjisine bağlı

Radyasyon ağırlık faktörü değerleri, farklı iyonize radyasyon çeşitlerinin yaratacakları rölatif biyolojik etkilerin (RBE), stokastik etkiler de göz önüne alarak değerlendirilmesi ile hesaplanmıştır (Anonymous 2007). Çizelge 2.1'de ICRP – 103 numaralı rapor tarafından yayınlanmış radyasyon ağırlık faktörleri verilmiştir.

Etkin doz tanımı radyasyonun stokastik etkilerinin yaratacağı zarara göre insan vücudundaki çeşitli organ ve dokuların bağıl radyasyon duyarlılıklarını göz önüne almaktadır. Çizelge 2.2'de ICRP – 103 numaralı rapor tarafından yayınlanmış doku ağırlık faktörleri verilmiştir.

Çizelge 2.2 Doku ağırlık faktörleri (Anonymous 2007).

Organ / Doku	Doku Sayısı	Doku Ağırlık Faktörü, w_T	Toplam Katkı
Akciğer, mide, bağırsak, kemik iliği, meme ve diğerleri	6	0,12	0,72
Yumurtalıklar	1	0,08	0,08
Tiroit, yutak, mesane, karaciğer	4	0,04	0,16
Kemik yüzeyi, cilt, beyin, tükürük bezleri	4	0,01	0,04

Doku ağırlık faktörleri göreceli değerlerdir ve toplamaları bire eşittir. Böylece tüm vücudun sabit değerde bir doz dağılımı ile ışınlaması sonucu tüm vücudun maruz kalacağı eşdeğer ve etkin doz değerleri birbirine eşit olur (Anonymous 2007).

2.2.8 Giriş cilt dozu

Giriş cilt dozu, x-ışını demetinin hasta vücuduna girdiği yüzeyde cildin maruz kalacağı doz miktarıdır. Bir referans noktasında ölçülen hava kerma değeri ile orantılıdır ancak geri saçılma faktörü (GSF) ile doku ve havanın kütle azalım katsayılarının oranını da

içermektedir. Geri saçılma faktörünün değeri x-ışınının spektrumu, alan büyüklüğü ve yüzey dokularının bileşimi ile orantılıdır (Martin 2007). Bir referans noktasında ölçülen hava kerma değeri kullanılarak giriş cilt dozunu (ESD) hesaplamak için aşağıdaki formül kullanılır.

$$ESD = K_{ref} * (ORM/OCM)^2 * GSF * \frac{(\mu/\rho)_{doku}}{(\mu/\rho)_{hava}}$$

Bu formülde K_{ref} bir referans noktasında ölçülen hava kerma değerini, ORM odak-referans noktası mesafesini, OCM odak-cilt mesafesini, GSF geri saçılma faktörünü, $\frac{(\mu/\rho)_{doku}}{(\mu/\rho)_{hava}}$ ifadesi ise doku ve havanın kütle azalım katsayılarının oranıdır ve radyolojide kullanılan enerji aralığındaki x-ışınları için 1,06 değerindedir (Bushberg vd. 2012).

2.3 Doz Ölçüm Yöntemleri

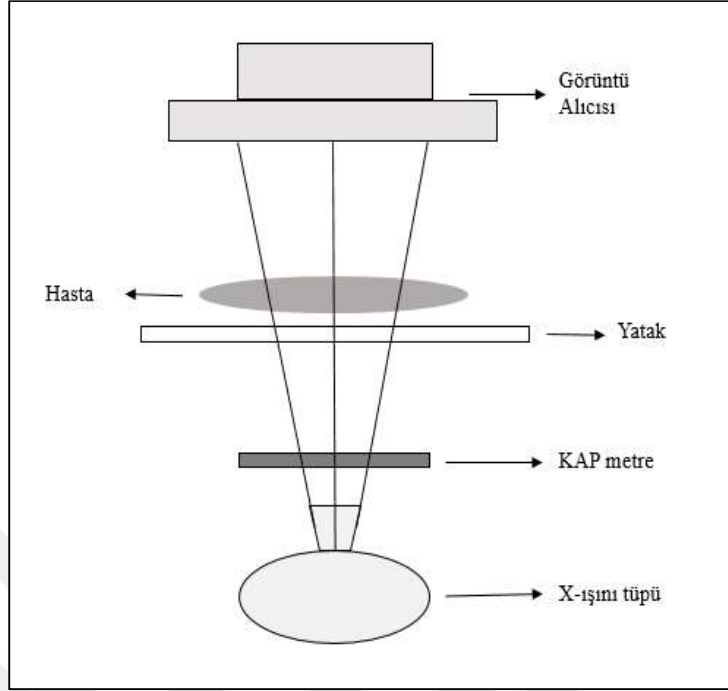
2.3.1 Hasta dozu ölçüm yöntemleri

2.3.1.1 Kerma alan çarpımı (KAP) ölçüm yöntemi

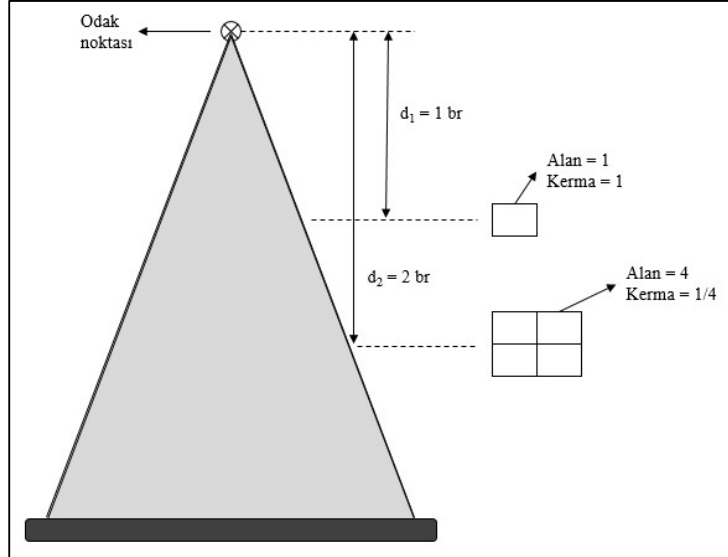
1950'li yılların sonunda radyolojide doz değerlendirmelerinin en iyi yolunun hava kerma-alan çarpımı (KAP) şeklinde yapılan değerlendirmeler olduğu fikri ortaya atıldı (Gfirtner vd. 1999). Bunun üzerine KAP metreler geliştirilmeye başlandı. 1970 yılında KAP ölçümleri ICRP tarafından da tanımlandı. Günümüzde KAP metreler birçok ülkede özellikle floroskopi incelemelerinde kullanılmaktadır. KAP ölçümleri radyasyon riskinin belirlenmesi için gerekli ve faydalı bilgiler sağlamaktadır (Gfirtner vd. 1999).

Kerma alan çarpımı x-ışını tüpü kolimatörlerinin üzerine takılan geçirgen bir iyon odası kullanılarak ölçülür (Şekil 2.7). Kullanılan iyon odasının alanı, iyon odasının monte edildiği noktadaki maksimum ışın demeti alanından büyüktür.

Doz şiddeti odak noktasına olan mesafenin ters karesi ile azalırken demet alanı da odak noktasına olan uzaklığın karesi ile artacağından, odak noktasından farklı uzaklıklardaki KAP ölçümleri birbirine eşit olacaktır (Şekil 2.8). Literatürde bu sistemler için doz-alan çarpımı ve röntgen-alan çarpımı isimleri de kullanılmaktadır (Bushberg vd. 2012).



Şekil 2.7 KAP ölçüm yöntemi



Şekil 2.8 Hava kerma-alan çarpımı

Çoğu floroskopi incelemesinde kolime edilmiş x-ışını demeti alanı, hasta pozisyonu ve x-ışını parametreleri ve odak noktası hasta mesafesi sürekli olarak değişebildiği için KAP ölçümleri doz değerlendirmeleri açısından tercih edilmektedir. KAP ölçümleri odak noktasından olan uzaklığa göre değişmez ve kolimasyon bilgisini içerir. Dolayısıyla etkin doz hesaplamalarında bu yöntem ile elde edilen ölçüm sonuçları kullanılırsa stokastik risk hesaplamaları daha doğru bir şekilde yapılabilir (Bor vd. 2004, Majewska vd. 2011).

2.3.1.2 Hava kerma ölçüm yöntemi

10 Haziran 2006 tarihinden sonra üretilen floroskopi sistemlerinin hava kerma değerini bir referans noktasında göstermesi zorunludur. C-kollu floroskopi sistemlerinde bu referans noktası iso-center noktasından x-ışını tüpüne doğru 15 cm mesafede bulunmaktadır. Bu kerma değeri hasta doz değerlendirmeleri için önemli bir anlam taşımaktadır (Bushberg vd. 2012). Bu ölçüm sonuçları ile etkin doz ve giriş cilt dozu hesaplamaları yapılabilmektedir.

2.3.2 Çalışan dozu ölçüm yöntemleri

Anjiyografi incelemeleri, incelemeyi gerçekleştiren çalışanların radyasyon alanına yakın bir şekilde hasta etrafında durmalarını gerektirir. Bu nedenle çalışanlar hastadan saçılacak radyasyona maruz kalacaklardır. Genel olarak inceleme başına düşen doz miktarı düşük seviyelerde olsa da çalışma yılları boyunca kümülatif doz değeri önemli seviyelere gelebilir (Topaltzikis 2009). Çalışan doz ölçümleri için termolüminesans dozimetre (TLD) kullanımı oldukça yaygındır. Bunun yanı sıra inceleme sırasında eş zamanlı okuma sağlayan elektronik dozimetreler de kullanılmaktadır.

2.4 Etkin Doz Hesabı

Etkin doz yaklaşık 25 yıldır girişimsel radyoloji işlemlerinde stokastik riskleri değerlendirme açısından güçlü ve etkili bir dozimetrik nicelik olarak kullanılmaktadır (Compagnone vd. 2012). İşlemler sırasında, organ dozları ve etkin doz hasta üzerinde direkt olarak ölçülemez. Fiziksel fantom kullanarak yapılan deneysel ölçümler ise zor ve

zaman alıcıdır. Işınlama parametreleri ile ilgili yeterli verilerin varlığında organ dozları ve etkin dozu yaklaşık olarak hesaplamak mümkündür. Günümüzde bu hesaplamalar Monte Carlo yöntemini kullanan programlarla yapılabilmektedir.

ICRP tarafından 1990 yılında yayınlanan 60 numaralı rapor ile radyasyon çalışanları için tüm vücut etkin doz değerinin, 1 yıl içerisinde 50 mSv değerini geçmemesi şartı ile son 5 yıl ortalamasının 20 mSv değerini aşmaması gerektiği rapor edilmiştir (Anonymous 1991). Aynı rapor da çalışanlar için yıllık göz lensi doz sınırı 150 mSv olarak rapor edilmiştir. Ancak yine ICRP tarafından 2012 yılında yayınlanan 118 numaralı rapor ile bu sınır değeri düşürülerek, 1 yıl içerisinde 50 mSv değerini geçmemesi şartı ile son 5 yıl ortalamasının 20 mSv değerini aşmaması gerektiği rapor edilmiştir (Anonymous 2012).

2.4.1 Hasta etkin dozunun hesaplanması

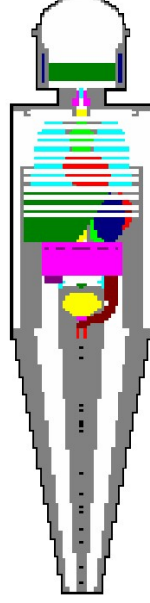
2.4.1.1 Monte Carlo yöntemi

X-ışınının maddeye aktardığı enerjinin Monte Carlo yöntemi ile hesaplanması, fotonlar ve madde arasındaki etkileşimlerin matematiksel simülasyonuna dayanır. Radyoloji de kullanılan enerji aralığındaki x-ışını fotonlarının madde ile etkileşimleri 3 fiziksel olayın (Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve Rayleigh saçılması) olasılıksal dağılımına bağlıdır. Monte Carlo yönteminde, x-ışınları tarafından aktarılan enerjinin simülasyonu için rastgele sayılar kullanılmaktadır (Servomaa ve Tapiovaara 1998).

Monte Carlo yöntemini kullanan programlar ile istenilen spektrumda teorik olarak oluşturulan x-ışını demetinin matematiksel fantom ile etkileşimlerinden organ dozlarını ve etkin dozu hesaplamak mümkündür. Her bir fotonun soğurulmadan önce matematiksel fantom içerisinde teorik menzili boyunca yapacağı etkileşmelerin olasılıkları değerlendirilerek, ortama aktardığı toplam enerji hesaplanmaktadır. Hesaplanan bu enerji değerinin organ kütlelerine bölünmesi ile organ dozuna ulaşılır.

Şekil 2.9'da insan vücudunun matematiksel fantomu görülmektedir. Organlar ve iskelet sistemi çeşitli geometrik şekiller ile ifade edilmiştir. Monte Carlo yöntemi ile hesaplanan organ dozu değerleri, hava kerma değeri ya da KAP değeri gibi ölçülebilen bir niceliğe orantılı olarak verilir. Program kullanıcısı tarafından hava kerma değeri veya alternatif

olarak KAP değerinin temin edilmesi ile ilgili organ doz hesaplamaları gerçekleştirilebilir.



Şekil 2.9 İnsan vücutunun matematiksel fantomu (Tapiovaara ve Siiskonen 2008).

2.4.1.2 Monte Carlo yöntemindeki hata kaynakları

Bu yöntemdeki en önemli hata kaynağı, insan vücutunun oldukça karmaşık anatomisinin matematiksel fantomlarda kullanılan geometrik Őekillerle tanımlanmasıdır. Matematiksel fantomlarda, organların temsilinde dikkate alınan yoğunluklar ve farklı elementlerin bileşimi insan vücutunu tam olarak yansıtamaz.

Hesaplanan organ doz katsayıları, hesaplamanın yapıldığı fantom kalınlığı ve geometrisi için doğrudur. Hastaların vücut anatomisi fantom ile özdeş olamayacağından bu referans değerlerden sapmalar organ dozu hesaplamalarında hataya sebebiyet verecektir.

Monte Carlo yöntemi ile hesaplanan organ doz katsayıları ilgili organda soğurulan her foton için hesaplanmaktadır. Bu hesaplamalardaki rastgele hatalar simülasyonda dikkate alınan foton sayısının artmasıyla azalacaktır (Servomaa ve Tapiovaara 1998).

Organ dozu hesaplamaları x-ışını demetinin spektrumu, boyutu ve pozisyonuna bağlıdır. Simülasyonda gerçekleştirilecek x-ışını demet alanının pozisyonlamasında yapılacak hatalar organ dozu hesaplamalarında büyük farklılıklara sebebiyet verebilir.

2.4.2 Çalışan etkin dozunun hesaplanması

Radyoloji incelemelerinde çalışan personelin maruz kaldığı etkin dozu hesaplamak için Niklason algoritması kullanılabilir (Niklason vd. 1994). Bu algoritmaya göre etkin dozu hesaplayabilmek için kurşun önlük altında bel hizasında ve kurşun önlük üzerinde yaka hizasında doz ölçümü yapılması gerekmektedir. Bu ölçümler yapıldıktan sonra aşağıdaki denklemler yardımıyla çalışanlar için etkin doz hesabı yapılabilmektedir (Niklason vd. 1994).

$$E = 0,06 (Hos - Hu) + Hu \text{ tiroit koruyucu zırh kullanılmadığı durum}$$

$$E = 0,02 (Hos - Hu) + Hu \text{ tiroit koruyucu zırh kullanıldığı durum}$$

Bu denklemlerde Hu bel hizasında kurşun önlük altında ölçülen doz miktarı, Hos ise yaka hizasında tiroit koruyucu üzerinde ölçülen doz miktarıdır.

3 MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 İncelemelerde Kullanılan Sistem

Anjiyografi incelemeleri İbn-i Sina Hastanesi Prof. Dr. M. Uluhan Berk anjiyografi ünitesinde bulunan C-kollu floroskopi sistemi (Siemens Artis-Zee) ile gerçekleştirilmiştir.

X-ışın jeneratörü:	Otomatik olarak doz hızını kontrol etme yeteneğine sahip yüksek frekanslı jeneratör
X-ışını tüpü:	MEGALIX Cat 125/15/40/80-122GW Odak noktası boyutu (mm): 0,3/0,6/1,0 Toplam filtrasyon $\geq 2,5$ mm Al Maksimum ışınlama voltajı: 125 kV
Görüntü alıcısı:	Sintilatör olarak CsI(Tl) bulunan a-Si FPD Piksel büyüklüğü: 154 μ m Piksel derinliği: 14 bit Görüntü Alanı Boyutları (FOV): 48,42,32,22,16 ve 11 cm

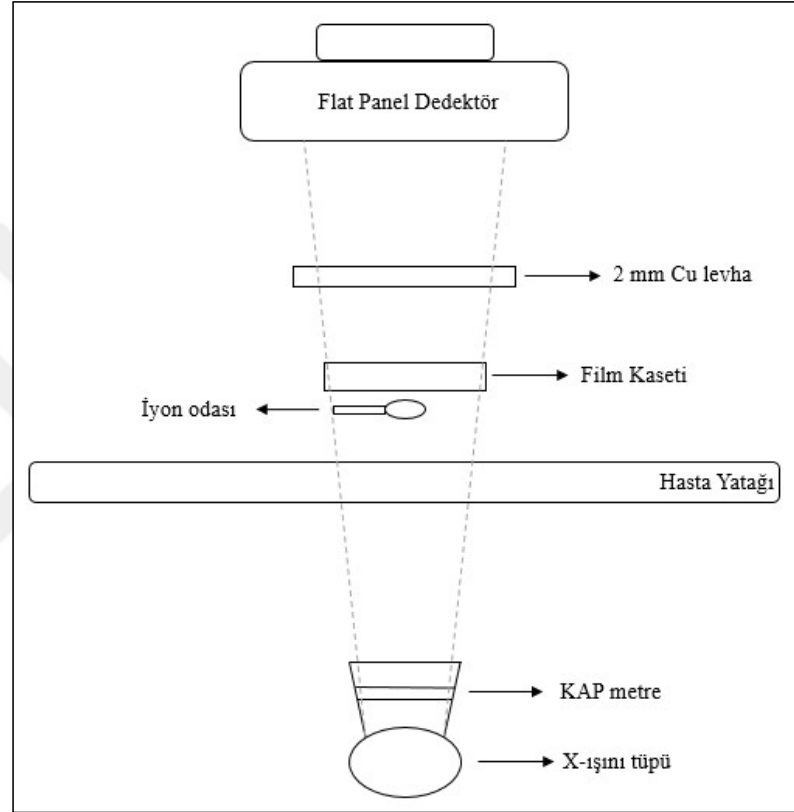
3.2 KAP ve Hava Kerma Kalibrasyonu

KAP ve hava kerma kalibrasyonu Siemens Artis-Zee model anjiyografi cihazında kolimatör önüne takılı olarak bulunan KAP metre için gerçekleştirilmiştir.

Anjiyografi sistemine entegre KAP metre ile elde edilen değerlerin doğruluğunun belirlenmesi amacıyla KAP ve hava kerma kalibrasyon ölçümlerinin yapılması için şekil 3.1’de gösterilen deney düzeneği hazırlanmıştır. 6 cc’lik Radcal 10X-6 iyon odası ve AGDM Accu-Gold dijitalleştirici kullanılarak, iyon odası odak noktasından 60 cm uzaklığa (referans noktası), dijital bir film kaseti ile birlikte yerleştirilip ışınlama yapılmıştır.

Işınlanan dijital film kasetinin görüntüsü ‘ImageJ’ programı yardımı ile incelenerek x-ışını demet alanı değeri ölçülmüştür. Daha sonra bu ölçülen değer, ışınlama sırasında film üzerine yerleştirilen iyon odası ile ölçülen hava kerma değeri ile çarpımının ardından sistem monitöründen okunan KAP değerine bölünmesi ile KAP kalibrasyon faktörü hesaplanmıştır. İdeal durumda bu değer 1’e eşit olması beklenmektedir.

Işınlama sırasında referans noktasında iyon odası ile ölçülen hava kerma değerinin sistemin verdiği hava kerma değerine bölünmesi ile hava kerma kalibrasyon faktörü hesaplanmıştır. İyon odası ile yapılan ölçümler referans noktasından farklı bir uzaklıkta yapıldığı durumlarda bu kalibrasyon faktörünün hesaplamak için ters kare düzeltmesi yapılmalıdır.



Şekil 3.1 KAP ve hava kerma kalibrasyon değerlerinin bulunması için tasarlanan deney düzeneği

3.3 Yatak Azalım Faktörü

Anjiyografi sistemine kolimatör önüne takılı KAP metre, ölçümlerde hasta yatağından kaynaklanacak x-ışını demet şiddetindeki azalımı dikkate almaz. Ancak hasta dozu hesaplamalarında bu yataktan kaynaklanacak azalım hesaba katılmalıdır.

Yataktan kaynaklanacak azalımı hesaplayabilmek için x-ışını tüpünün odak noktasından belirli bir uzaklıkta 6 cc'lik Radcal 10X-6 iyon odası ve AGDM Accu-Gold dijitalleştirici

kullanılarak x-ışını tüpü ve iyon odası arasında yatak varken ve yatak yokken ölçümler alınmıştır. Yatak varlığında yapılan ölçüm sonucu elde edilen doz hızı değerinin yatak yokken yapılan ölçüm sonucu elde edilen doz hızı değerine oranı yatak azalım faktörünü verir.

3.4 Sistem Performans Ölçümleri

Sistemin floroskopi ve radyografi modunda ve çeşitli ışınlama parametrelerinde aşağıda belirtilen performans ölçüm testleri gerçekleştirilmiştir.

- Yarı değer kalınlığı (Half Value Layer, HVL) testi,
- Hasta giriş dozları testi,
- Görüntü alıcısı (dedektör) giriş dozları testi,
- Tüp voltajı (kVp) doğruluğu testi,
- Alçak ve yüksek kontrast ayırma gücü testi

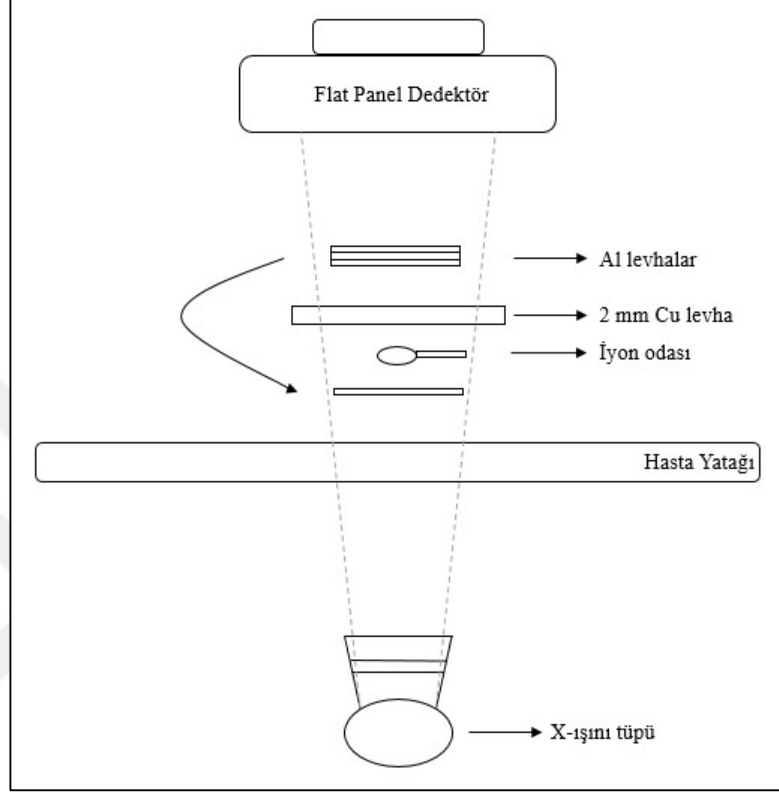
3.4.1 Yarı değer kalınlığı (HVL) testi

Bir x-ışını demetinin şiddetini (hava kerma hızını) yarıya düşüren materyal kalınlığı HVL olarak adlandırılır. X-ışını demetinin HVL'si, dolaylı olarak bu demetin kalitesinin (foton enerjilerinin) ölçüsüdür. Belirli bir kVp değerinde yapılan HVL ölçümlerinden sistemin toplam filtrasyon değerine ulaşmak mümkündür.

Sistemin HVL değerinin belirlenmesinde yüksek saflıkta alüminyum levhalar, 2 mm kalınlığında bakır levha, 6 cc'lik Radcal 10X-6 iyon odası ve AGDM Accu-Gold dijitalleştirici kullanılarak Şekil 3.2'de görülen deney düzeneğinde gerekli ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Anjiyografi sistemlerinde x-ışını demeti parametrelerini elle seçmek mümkün olmadığından aynı kVp değerinde ölçüm yapabilmek için ölçüm süresince x-ışını tüpü ve görüntü alıcısı arasındaki kalınlık sabit tutuldu. Öncelikle iyon odası ile görüntü alıcısı arasına yerleştirilen 2 mm kalınlığında bakır levha ve her biri 1 mm kalınlığındaki Al levhalar ile ışınlama yapıldı ve iyon odası ile ölçülen doz hızı kaydedildi. Ardından iyon odası ile görüntü alıcısı arasında bulunan Al levhalardan bir tanesi iyon odası ile x-ışını

tüpü arasına yerleştirilerek tekrar ışınlama yapıldı ve iyon odası ile ölçülen doz hızı değeri kaydedildi. Bu işlem ilk okunan doz hızı değeri yarıya inene kadar tekrar edildi.



Şekil 3.2 HVL ölçümü için kurulan deney düzeneği

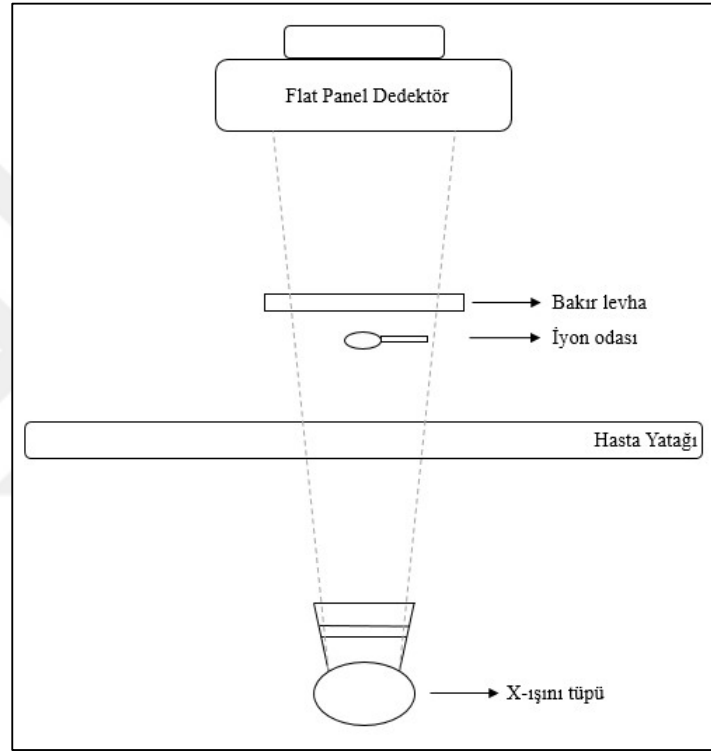
3.4.2 Hasta giriş dozları testi

Bu testin amacı, asgari düzeyde hasta dozu ile optimum görüntü kalitesi elde etmek için gerekli olan ışınlama hızı değerinin belirlenmesidir.

Çeşitli kalınlıkta bakır soğurucular ile 6 cc'lik Radcal 10X-6 iyon odası ve AGDM Accu-Gold dijitalleştirici (digitizer) kullanılarak şekil 3.3'de gösterilen deney düzeneği hazırlandıktan sonra aşağıdaki adımlar izlenerek ölçümler gerçekleştirildi.

- 1) Odak noktası – görüntü alıcı mesafesi 100 cm olarak ayarlandı.
- 2) Odak noktası – iyon odası mesafesi 60 cm olarak ayarlandı.
- 3) X-ışını demetinin boyutu iyon odasına göre kolime edildi.

- 4) Bakır plakalar iyon odası üzerine (iyon odası ile görüntü alıcısı arasına) 1, 2, 3 ve 4 mm soğurucu kalınlığı oluşturacak şekilde yerleştirilerek ışınlama yapıldı ve her bir soğurucu kalınlığı için iyon odası ile ölçülen doz hızı değeri kaydedildi.
- 5) Doz hızı değerlerinin yanında kVp ve mA değerleri de kaydedildi.
- 6) Ölçümler floroskopi modu için saniyedeki puls sayısı 7,5, 10, 15 ve 30 değerlerinde, radyografi modu için ise tek bir ışınlama olacak şekilde, bütün görüntü alanı boyutları (48, 42, 32, 22, 16 ve 11 cm) için tekrar edildi.



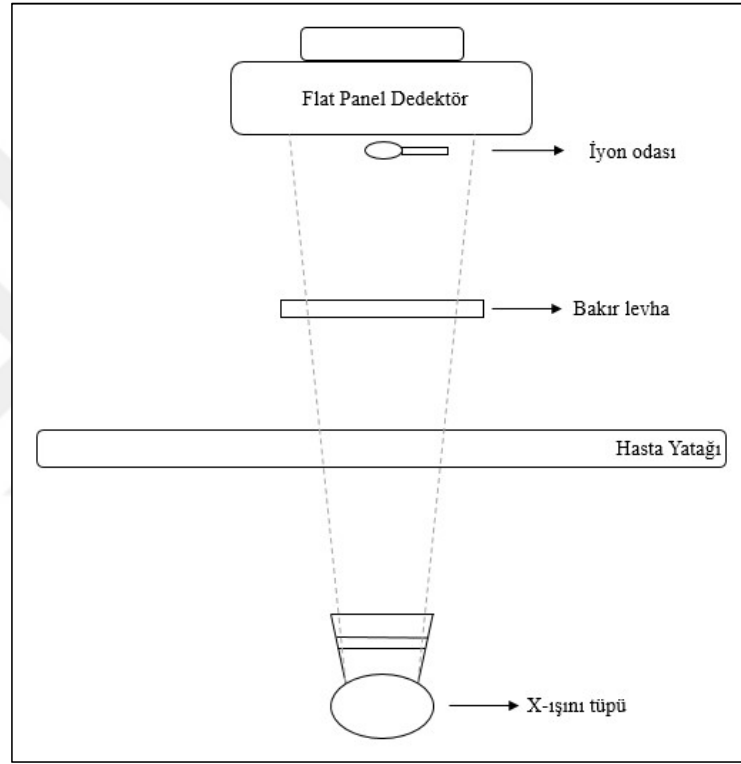
Şekil 3.3 Hasta giriş dozları testi için kurulan deney düzeneği

3.4.3 Görüntü alıcısı giriş dozları testi

2 mm kalınlığında bakır levha ve 60 cc'lik Radcal 10X-6 iyon odası ile Accu-Gold dijitalleştirici kullanılarak şekil 3.4'de gösterilen deney düzeneği hazırlandıktan sonra aşağıdaki adımlar izlenerek ölçümler gerçekleştirildi.

- 1) Odak noktası – görüntü alıcı mesafesi 100 cm olarak ayarlandı.
- 2) İyon odası görüntü alıcısı girişine yerleştirildi.

- 3) X-ışını demetinin boyutu iyon odasına göre kolime edildi.
- 4) Tüp çıkışına 2 mm kalınlığında bakır levha yerleştirildi ve ışınlama yapıldı.
- 5) Doz hızı, kVp ve mA değerleri kaydedildi.
- 6) Ölçümler floroskopi modu için saniyedeki puls sayısı 7,5, 10, 15 ve 30 değerlerinde, radyografi modu için ise tek bir ışınlama olacak şekilde, iyon odasının tamamını kapsayan görüntü alanı boyutları için (48, 42, 32 ve 22 cm) için tekrar edildi.



Şekil 3.4 Görüntü alıcısı giriş dozları testi için kurulan deney düzeneği

3.4.4 Tüp voltajı (kVp) doğruluğu testi

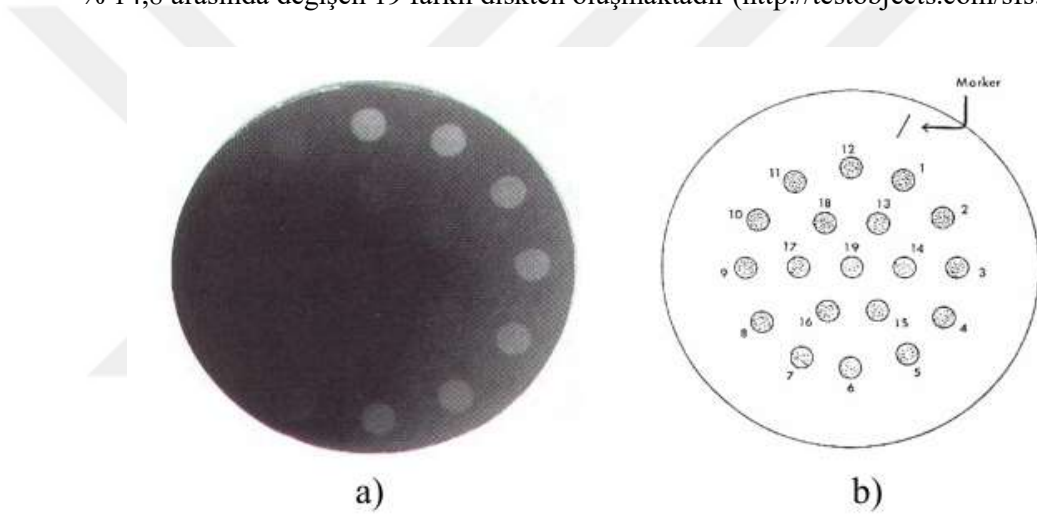
Sistemin kVp doğruluğu testi Accu Gold marka AGMS-D Multi Sensör katı hal dedektörü ve AGDM Accu-Gold dijitalleştirici kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Anjiyografi sisteminde tüp voltajını el ile seçmek mümkün olmadığı için x-ışını tüpü ile görüntü alıcısı arasına farklı kalınlıklarda bakırlar yerleştirilerek ışınlama yapılmış ve multi sensör ile ölçülen kVp değerleri ile anjiyografi sistemi ekranında gözlenen kVp

değerleri karşılaştırılmıştır. Aşağıdaki formül kullanılarak ölçülen kVp değerinin sistemden gözlenen kVp değerinden sapması yüzde cinsinden hesaplanmıştır.

$$\% Sapma = \frac{|kVp_{multi\ sensör} - kVp_{sistem}|}{kVp_{sistem}} * 100$$

3.4.5 Alçak kontrast ayırma gücü testi

Alçak kontrast ayırma gücü testi için Leeds Test Objects Standart Fluoroscopy Set LCD4 modeli (Şekil 3.5) kullanılmıştır. Bu model her biri 11 mm çapında kontrastları %0,42 ile % 14,8 arasında değişen 19 farklı diskten oluşmaktadır (<http://testobjects.com/sfs.html>).



Şekil 3.5 a. Test fantomu görüntüsü, b. Fantom içerisindeki disklerin yeri ve numaraları

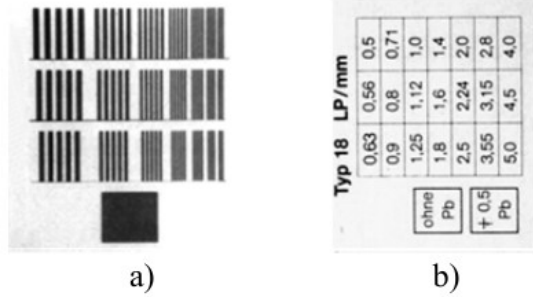
Görüntü alıcısı ve x-ışını tüpü arasına 1 mm bakır levha yerleştirildikten sonra şekil 3.5'de görülen test fantomu görüntü alıcısı girişine yerleştirilerek floroskopi ve radyografi modlarında görüntüler alındı. Alınan görüntülerden gözle görülebilen en düşük kontrast ayırmasına sahip disk numarası tespit edildi ve çizelge 3.1 kullanılarak bu disk numarasına karşılık gelen % kontrast değeri belirlendi.

Çizelge 3.1 LCD-4 model test objesine ait disk numarası – kontrast tablosu

Disk Numarası	% Kontrast	Disk Numarası	%Kontrast	Disk Numarası	%Kontrast
1	14,8	8	4,50	15	1,30
2	12,8	9	3,71	16	1,10
3	10,9	10	3,22	17	0,86
4	8,76	11	2,49	18	0,66
5	7,49	12	2,15	19	0,42
6	6,74	13	1,72		
7	5,25	14	1,55		

3.4.6 Yüksek kontrast ayırma gücü testi

Yüksek kontrast ayırma gücü testi Hüttner-18 model yüksek kontrast test objesi ile gerçekleştirilmiş olup test objesi, 100 µm kalınlığına sahip kurşun plaka üzerine, uzaysal ayırma güçleri 1 milimetrede 0,5 çizgi çifti ile 5 çizgi çifti arasında değişen, her biri 5 çizgiye sahip 21 tane kare desenden oluşmaktadır (<http://testobjects.com/sfs.html>). Şekilde 3.6'da test fantomuna ait görüntü ve kare desenlere ait uzaysal ayırma gücü değerleri görülmektedir.



Şekil 3.6 a. Test fantomunun görüntüsü, b. Desenlere ait ayırma gücü değerleri

Test fantomu görüntü alıcısı girişine yerleştirilerek bütün görüntü alıcısı boyutları için floroskopi ve radyografi modlarında görüntüler alındı. Alınan görüntüler incelenerek floroskopi ve radyografi modunda bütün görüntü alanı boyutları için uzaysal ayırma gücü değerleri (1 milimetrede görülebilecek çizgi çifti sayısı) belirlendi.

3.5 Hasta Dozu Ölçüm Tekniği ve Etkin Doz Hesaplaması

3.5.1 Hasta dozu ölçüm tekniği

KAP ve AK ölçümleri anjiyografi incelemelerinin gerçekleştirildiği floroskopi sisteminde x-ışını tüpü çıkışında bulunan geçirgen tipte iyon odası (PTW Diamentor marka KAP metre) ile gerçekleştirilmiştir. Bu ölçüm sonuçları değerlendirilirken yatak azalım faktörü ve KAP metre kalibrasyon faktörü de göz önüne alınmıştır. KAP sisteminden elde edilen veriler inceleme sırasında sistem monitöründen takip edilebildiği gibi inceleme sonrası sistem bilgisayarına her hasta için bir doz raporu olarak kaydedilmektedir. Her hasta için çizelge 3.2’de görülen floroskopik ve radyografik ışınlama parametreleri kaydedilmiştir.

Çizelge 3.2 Işınlama parametreleri

	Floroskopik Parametreler		Radyografik Parametreler	
1	Görüntülenen Bölge	Hepatik	Görüntülenen Bölge	Hepatik
2	Projeksiyon	PA	Projeksiyon	PA
3	Tüp Voltajı (kVp)	70	Tüp Voltajı (kVp)	71
4	Tüp Akımı (mA)	95	Tüp Akımı (mA)	645
5	Puls süresi (ms)	5,5	Puls süresi (ms)	45,3
6	Görüntü alanı boyu (cm)	48	Görüntü alanı boyu (cm)	32
7	Ekstra filtre (Cu mm)	0	Ekstra filtre (Cu mm)	0
8	Saniyedeki puls sayısı	10	Saniyedeki kare sayısı	3
9	Floro süresi (dakika)	9,7	Toplam görüntü sayısı	21
10	KAP (Gycm ²)	4,5	KAP (Gycm ²)	13,9
11	Hava Kerma (mGy)	16,1	Hava Kerma (mGy)	38,6
12	MRNM (cm)	15	MRNM (cm)	15
13	X-ışını demet alanı		X-ışını demet alanı	

Radyografik görüntüleme parametrelerinin hepsi anjiyografi sistem bilgisayarında inceleme sonrası oluşturulan doz raporuna kaydedilmekteyken floroskopi görüntüleme parametrelerinden sadece floroskopi ışınlamasına ait KAP, floroskopi ışınlamasına ait hava kerma ve floroskopi süresi değerleri bu rapora kayıt edilmektedir. Diğer floroskopi

parametreleri inceleme sırasında sistem bilgisayarına ait monitörden anlık olarak izlenerek kayıt edilmiştir. Bu parametreler sırasıyla;

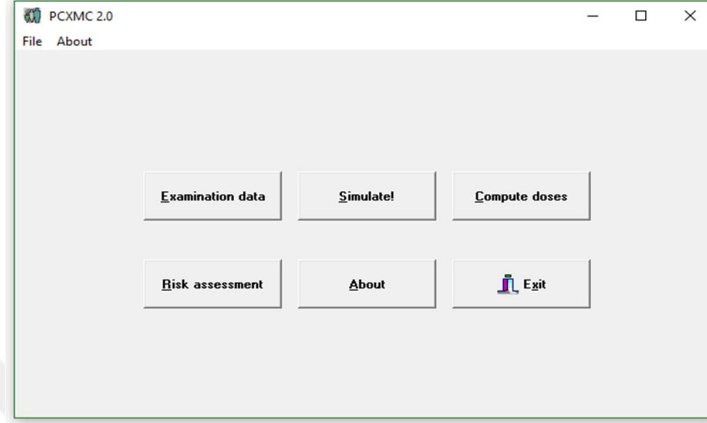
- 1) Hastanın ışınlanan bölgesini tanımlar.
- 2) Hastanın görüntü alınan bölgesi ile görüntü alıcısının konumu arasındaki açıdır.
- 3) Işınlama sırasındaki ortalama tüp gerilim (kVp) değeridir.
- 4) Işınlama sırasındaki ortalama tüp akımı (mA) değeridir.
- 5) Işınlama sırasında kullanılan puls genişliğidir.
- 6) Görüntü alıcısının kullandığı görüntü alanı boyutudur.
- 7) Kullanılan ilave filtre miktarıdır.
- 8) Floroskopi için saniyede üretilen puls sayısını, radyografi için ise saniyede elde edilen kare sayısını ifade eder.
- 9) Floroskopi için toplam ışınlama süresini, radyografi için ise elde edilen toplam görüntü sayısını ifade eder.
- 10) Işınlama sırasında ölçülen toplam KAP değeridir.
- 11) Işınlama sırasında referans noktasında ölçülen toplam hava kerma değeridir.
- 12) Masanın referans noktasına olan uzaklığıdır. Bu parametre değerlendirilerek bütün hastalar için ilgili ışınlama esnasında x-ışını tüpünün odak noktasına olan uzaklığı hesaplanarak doz değerlendirmeleri için gerekli olan ters kare düzeltmesi yapılmıştır.
- 13) Hasta üzerinde x-ışını demet alanının yeri ve büyüklüğünü ifade eder.

3.5.2 Hasta etkin doz değerlerinin hesaplanması

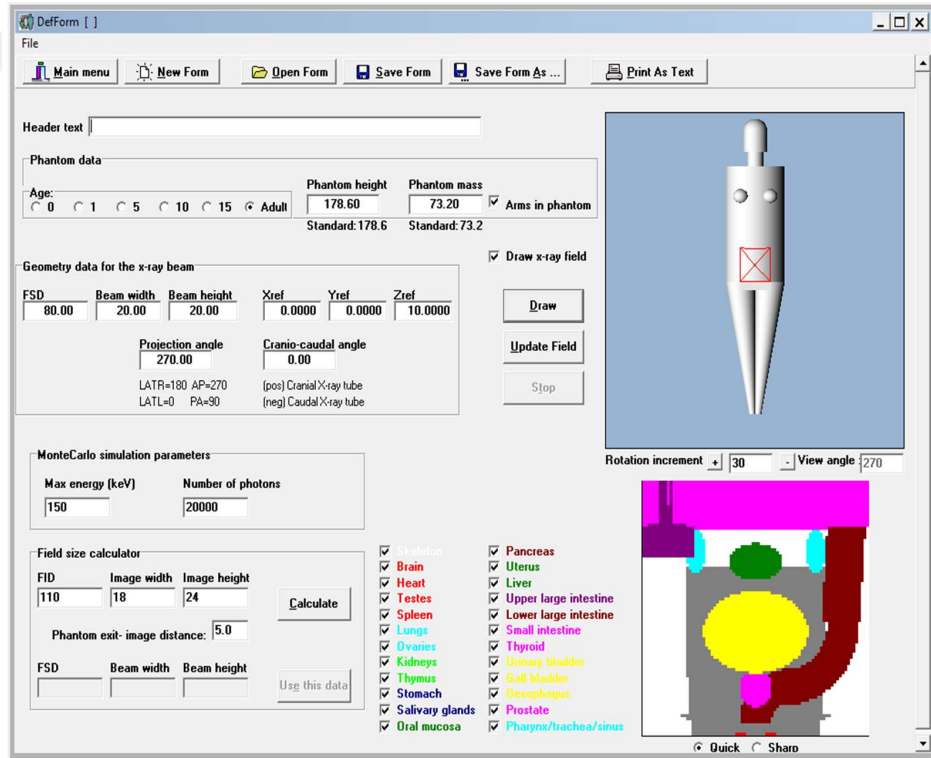
İncelemelerde hastaların maruz kaldığı etkin doz hesaplamaları Monte Carlo yöntemine dayanarak çalışan PCXMC v2.0 programı ile gerçekleştirilmiştir. Bu program inceleme ile ilgili ışınlama parametrelerini değerlendirerek matematiksel fantom üzerinde radyasyon etkileşmelerinin simülasyonunu gerçekleştirir. Böylelikle organ dozları ve etkin dozun hesaplanmasına olanak sağlar (D'alessio vd. 2013).

Program ara yüzü şekil 3.7'de görülmektedir. Hastaların maruz kaldığı etkin dozu hesaplayabilmek amacıyla öncelikle her ışınlama için program ara yüzünden 'Examination data' bölümü seçilerek şekil 3.8'de görülen x-ışını demeti geometrisi ve

simülasyon parametreleri doldurularak bir form oluşturulmuştur. Hastaların boy ve kilo bilgileri kaydedilmediği için bütün hesaplamalarda ‘Standart Adult’ matematiksel fantomu kullanılmıştır.



Şekil 3.7 PCXMC v2.0 program ara yüzü



Şekil 3.8 ‘Examination data’ bölümünde doldurulan form örneği

Işınlama formu oluşturulduktan sonra ara yüz kısmından ‘Simulate’ bölümüne girilerek bu form ile belirlenen geometride, belirlenen foton sayısı ve enerji aralığında simülasyon gerçekleştirilir ve ilgili ışınlama için bir ‘MC data’ dosyası oluşturulur. Tüm simülasyonlar için foton sayısı 1 milyon, enerji aralığı ise 10 ile 150 keV olarak belirlenmiştir.

Daha sonra ara yüze geri dönülerek ‘Compute doses’ bölümü (Şekil 3.9) seçilir ve burada ‘Change X-ray Spectrum’ sekmesinden ilgili ışınlama için ilgili x-ışını spektrumu değerleri girilir (Şekil 3.10). Ardından ‘Compute doses’ bölümünde bulunan ‘Open MC data for dose calculation’ sekmesinden (Şekil 3.11) daha önce oluşturulan ‘MC data’ dosyası açılarak ilgili ışınlama için ölçülen KAP veya hava kerma değeri girilir ve organ dozları ile etkin doz hesaplanarak liste halinde görüntülenir.

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Main menu Change X-ray Spectrum Open MC data for dose calculation Print Save As ...

X-ray tube potential: 70 kV Filtration: 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu
Anode angle: 12 deg

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	17.574090	0.1	(Scapulae)	0.403430	2.3
Adrenals	41.140042	0.7	(Clavicles)	0.086812	9.6
Brain	0.000926	23.9	(Ribs)	19.443351	0.2
Breasts	0.291028	2.7	(Upper arm bones)	0.158767	2.5
Colon (Large intestine)	11.175255	0.3	(Middle arm bones)	1.779198	1.4
(Upper large intestine)	13.792738	0.4	(Lower arm bones)	3.187598	0.6
(Lower large intestine)	7.712887	0.6	(Pelvis)	99.124412	0.1
Extrathoracic airways	0.000000	NA	(Upper leg bones)	0.299603	1.8
Gall bladder	13.641118	0.5	(Middle leg bones)	0.009827	5.8
Heart	1.554520	1.2	(Lower leg bones)	0.000046	72.0
Kidneys	75.446468	0.2	Skin	5.635881	0.1
Liver	12.064162	0.2	Small intestine	18.313293	0.3
Lungs	1.697235	0.4	Spleen	27.565037	0.3
Lymph nodes	9.613103	0.2	Stomach	9.875901	0.4
Muscle	7.081567	0.0	Testicles	0.222352	4.7
Oesophagus	4.085913	1.3	Thymus	0.134616	7.0
Oral mucosa	0.000000	NA	Thyroid	0.002794	21.8
Ovaries	16.864939	1.3	Urinary bladder	4.201749	1.2
Pancreas	17.291493	0.6	Uterus	14.225593	1.1
Prostate	1.529352	3.1			
Salivary glands	0.004872	39.7	Average dose in total body	8.669805	0.0
Skeleton	16.042950	0.1	Effective dose ICRP60 (mSv)	9.863269	0.2
(Skull)	0.005940	9.2	Effective dose ICRP103 (mSv)	8.615763	0.1
(Upper Spine)	0.016328	12.3			
(Middle Spine)	22.322616	0.3			
(Lower Spine)	138.342391	0.2	Abs. energy fraction (%)	74.667263	

Şekil 3.9 ‘Compute doses’ bölümü

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential 70 kV	Filter #1 : Material 13 Atomic Number Al Chemical Symbol	Filter #2 : Material 29 Atomic Number Cu Chemical Symbol
X-ray tube Anode Angle 12.00 degree	Filter #1 : Thickness 3.50 mm 0.9457 g/cm ²	Filter #2 : Thickness 0.10 mm 0.0894 g/cm ²

Exit: Generate this spectrum!

Exit: Keep old spectrum

Şekil 3.10 'Change X-ray Spectrum' bölümü

Patient input dose

Input dose value: 1.0000 mGy	Input dose quantity and unit: <input checked="" type="radio"/> Incident air kerma (mGy) <input type="radio"/> Dose-Area Product (mGy ²) <input type="radio"/> Entrance exposure (mR) <input type="radio"/> Exposure -Area Product (R ²) <input type="radio"/> Current -Time Product (mAs)
Incident air kerma value used in calculations: 1.0000 mGy	

[Corresponds to about 16.6mAs]

(Input dose quantities are for measurements without BSF)

OK ! Cancel

Şekil 3.11 'Open MC data for dose calculation' bölümü

3.6 Çalışan Dozu Ölçüm Tekniği ve Etkin Doz Hesaplaması

Çalışan doz ölçümleri TLD-100 (magnezyum katkılanmış LiF kristali) ile gerçekleştirildi. TLD-100'ler ile doz ölçümü gerçekleştirilmeden önce bu dozimetrelerin kendi aralarındaki hassasiyet farkını belirlemek için ECC (Element Calibration Coefficient) değerleri ve TLD okuyucusundan (Harshaw TLD model 3500 Manual Reader) elde edilen akım değerlerini doz değerlerine dönüştürmek amacı ile RCF (Reader Calibration Factor) değerleri hesaplanmıştır.

Doz ölçümlerini gerçekleştirmek için her pakette 2 adet dozimetre olacak şekilde paketler hazırlandı ve çalışanların bel seviyesinde kurşun önlüğün altına, tiroit seviyesinde tiroit koruyucunun üzerine ve göz lensi dozunu hesaplayabilmek için alın seviyesine yerleştirildi. Ayrıca doğal radyasyon dozu seviyesinin belirlenmesi amacıyla anjiyografi sistemin bulunduğu oda ve sistem bilgisayarının bulunduğu odaya birer paket yerleştirildi. İki aylık süreç boyunca dozimetre yerleştirilmiş personelin katıldığı incelemeler gözlenerek bu incelemelerde hastaların maruz kaldığı radyasyon miktarı KAP ve hava kerma cinsinden not edilmiştir.

İki aylık süre sonunda toplanan dozimetrelerin okunması sonrası elde edilen doz değerleri ve bölüm 2.4.2'de anlatılan Niklason algoritması yardımı ile çalışanlar için etkin doz hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

3.7 İncelemelerin Sınıflandırılması

Yapılan anjiyografi incelemeleri görüntülenmek istenilen anatomik bölgelere göre 6 farklı grupta toplandı.

Hepatik

Karaciğer ve dalağa giden damarların görüntülenmesi, özellikle karaciğer tümörlerinde tümörü besleyen atardamar içerisine girilerek kemoterapötik ilaçların verildiği ve embolizasyon işlemlerinin yapıldığı hastaları içermektedir.

Renal

Böbrek damarları ile ilgili yapılan tanısal ve tedavisel işlemlerin yapıldığı hastaları içermektedir.

Toraks

Kalbe giden ve kalpten çıkan ana damarların görüntülediği hastalar ve bacak damarlarındaki pıhtıların koparak akciğer damarlarına gitmesini engellemek amacıyla filtre yerleştirilme işleminin yapıldığı hastaları içermektedir.

Alt Ekstremitte

Batın orta kesiminden geğen ana atardamar ve ayağa giden damarlar ile ilgili yapılan tanısalsal ve tedavisel işlemlerin yapıldığı hastaları içermektedir.

Üst Ekstremitte

Kol damarları ile ilgili yapılan tanısalsal ve tedavisel işlemlerin yapıldığı hastaları içermektedir.

Karotid

Karotis arter olarak adlandırılan boyun damarları ile ilgili tanısalsal ve tedavisel işlemlerin yapıldığı hastaları içermektedir.

4 BULGULAR

4.1 KAP ve Hava Kerma Kalibrasyonu

Bölüm 3.2’de anlatılan deney düzeneği hazırlanarak gerekli ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları ve aşağıdaki formüller kullanılarak KAP ölçümleri ve hava kerma ölçümleri için kalibrasyon faktörleri hesaplanmıştır.

$$k_{KAP} = \frac{A_{film} \times H.K_{i.o}}{KAP_s}$$

$$k_{H.K} = \frac{H.K_{i.o}}{H.K_s}$$

A_{film} : Film üzerinde ölçülen alan (cm²)

$H.K_{i.o}$: İyon odası ile ölçülen hava kerma değeri (Gy)

$H.K_s$: Sistemden elde edilen hava kerma değeri (Gy)

KAP_s : Sistemden elde edilen KAP değeri (Gy·cm²)

k_{KAP} : KAP kalibrasyon faktörü

$k_{H.K}$: Hava kerma kalibrasyon faktörü

Yapılan ölçümler ve hesaplamalar sonrası k_{KAP} değeri 0,65, $k_{H.K}$ değeri ise 0,66 olarak belirlenmiştir.

4.2 Yatak Azalım Faktörü

Yatak azalım faktörünün hesaplanması için bölüm 3.3’de anlatılan deneyin gerçekleştirilmesi sonucunda elde edilen ölçüm sonuçları ve aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$Yatak\ Azalım\ Faktörü = \frac{(Doz\ hızı\ değeri)_{yatak\ varken}}{(Doz\ hızı\ değeri)_{yatak\ yokken}}$$

Yapılan ölçümler ve değerlendirmeler sonrası yatak azalım faktörü 0,92 olarak hesaplanmıştır.

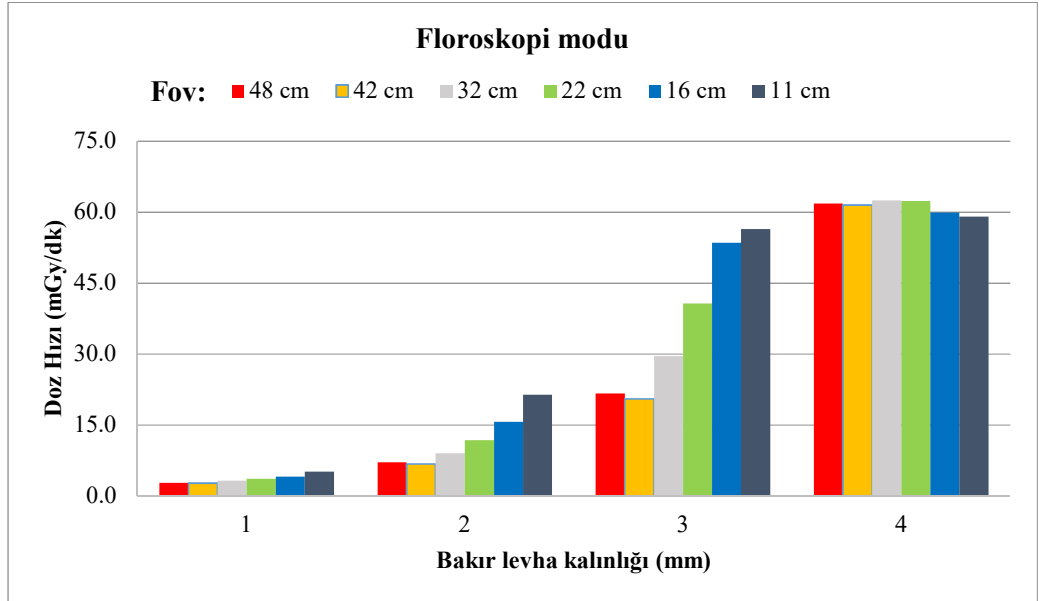
4.3 Sistemin Performans Ölçüm Sonuçları

4.3.1 Sistemin toplam filtrasyon değeri

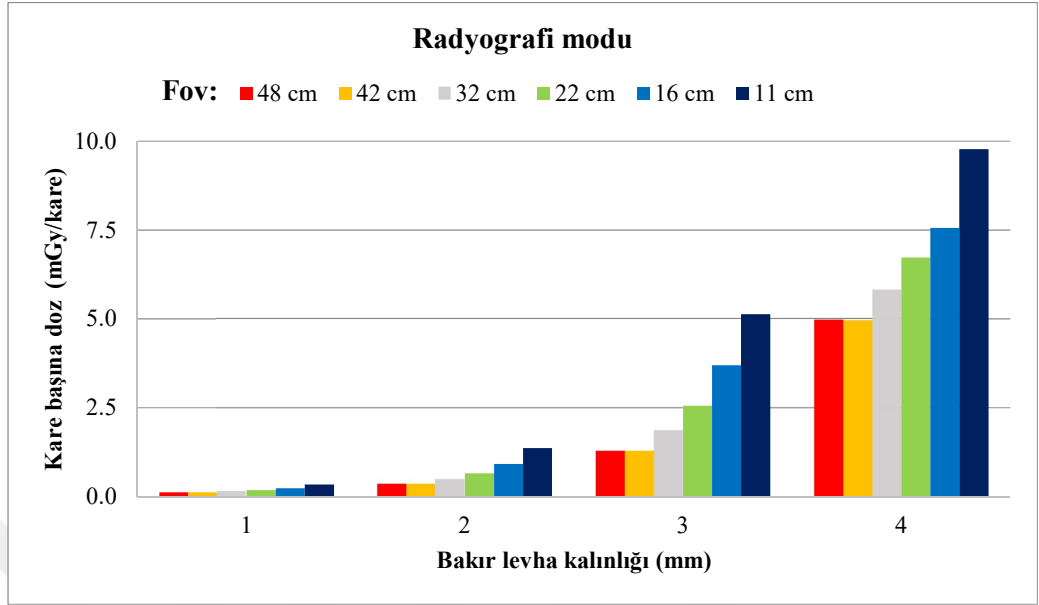
Tüp voltajı 70 kVp olacak şekilde ayarlanarak bölüm 3.4.1’de anlatılan HVL testi gerçekleştirildi. Ardından Al kalınlıklarına karşılık ölçülen doz hızı değerlerinin grafiği çizdirildi ve çizdirilen grafikten HVL değeri 3,7 mm Al olarak hesaplandı. Daha sonra hesaplanan bu HVL değeri ve HVL - toplam filtrasyon tabloları (Conversion Tables between HVL and Total Filtration) kullanılarak sistemin toplam filtrasyon değeri 5,5 mm Al olarak hesaplandı.

4.3.2 Hasta giriş dozları

Bölüm 3.4.2’de anlatılan şartlarda gerçekleştirilen testler sonucu elde edilen ölçüm sonuçları floroskopi ve radyografi modu için sırasıyla şekil 4.1 ve 4.2’ de görülmektedir. Floroskopi modu için verilen sonuçlar saniyedeki puls sayısı 30 olan ölçümler için geçerlidir. Radyografi için verilen sonuçlar ise oluşturulan kare başına doz değerlerini göstermektedir.



Şekil 4.1 Floroskopi modunda hasta giriş dozları



Şekil 4.2 Radyografi modunda hasta giriş dozları

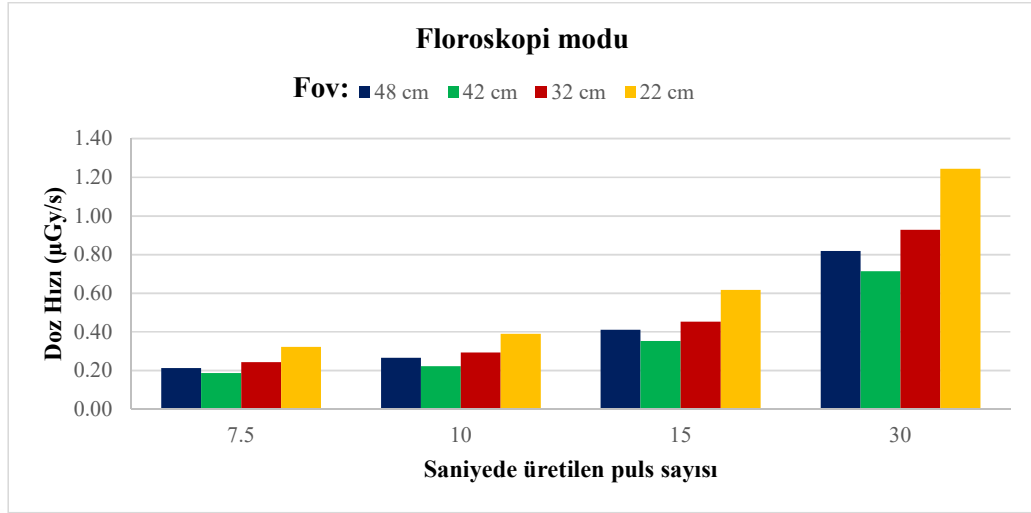
European Commission (EC) tarafından yayınlanan 162 numaralı rapora göre floroskopi modunda normal ışınlama şartlarında ve normal hasta kalınlığında (2 mm bakır) hasta giriş dozunun dakikada 100 mGy'i, radyografi modunda ise kare başına 2 mGy'i geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (Anonymous 2012).

4.3.3 Görüntü alıcısı giriş dozları

Bölüm 3.4.3'de anlatılan şartlarda gerçekleştirilen testler sonucu elde edilen ölçüm sonuçları floroskopi modu için şekil 4.3'de radyografi modu için ise çizelge 4.1'de görülmektedir.

Çizelge 4.1 Radyografi modunda görüntü alıcısı giriş dozları

Görüntü Alanı Boyutu (cm)	Görüntü Alıcısı Giriş Dozları (μ Gy)
48	1,07
42	1,05
32	1,53
22	1,85



Şekil 4.3 Floroskopi modunda görüntü alıcısı giriş dozları

EC tarafından yayınlanan 162 numaralı rapora göre floroskopi modunda normal ışınlama şartlarında (25 cm'den büyük görüntü alıcısı modları için) görüntü alıcısı giriş dozunun saniyede 1 μGy 'i, radyografi modunda ise kare başına 5 μGy 'i geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (Anonymous 2012).

4.3.4 Tüp voltajı (kVp) doğruluğu

Farklı kalınlıkta bakır plakalar kullanılarak yapılan ışınlamalar sonucu sistem monitöründen okunan kVp değerleri ile multi sensör ile ölçülen kVp değerleri ve hesaplanan % sapma değerleri çizelge 4.2'de görülmektedir.

Çizelge 4.2 Tüp voltajı doğruluğu

Bakır Kalınlığı (mm)	kVp _{sistem}	kVp _{multi sensör}	% sapma
1	70,0	70,7	1,0
2	76,8	77,8	1,3
3	81,2	82,5	1,6
4	95,4	95,6	0,2
5	99,8	101,2	1,4

4.3.5 Alçak kontrast ayırma gücü

Sistemin alçak kontrast ayırma gücü testi bölüm 3.4.5’de anlatıldığı şekilde floroskopi ve radyografi modları için görüntü alıcısı boyutu 48 cm iken gerçekleştirilmiş ve sırasıyla %1,72 ve % 1,55 olarak hesaplanmıştır.

EC tarafından yayınlanan 162 numaralı rapora göre sistemin alçak kontrast ayırma gücü değeri %4 veya daha küçük olmalıdır (Anonymous 2012).

4.3.6 Yüksek kontrast ayırma gücü

Yüksek kontrast ayırma gücü testinde, mümkün olan en düşük kVp’de (50 kVp) maksimum kontrast elde etme amacıyla ek bakır plaka yerleştirilmeden ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ölçümler bölüm 3.4.6’da anlatıldığı şartlarda gerçekleştirilmiş olup sonuçlar çizelge 4.3’de görülmektedir.

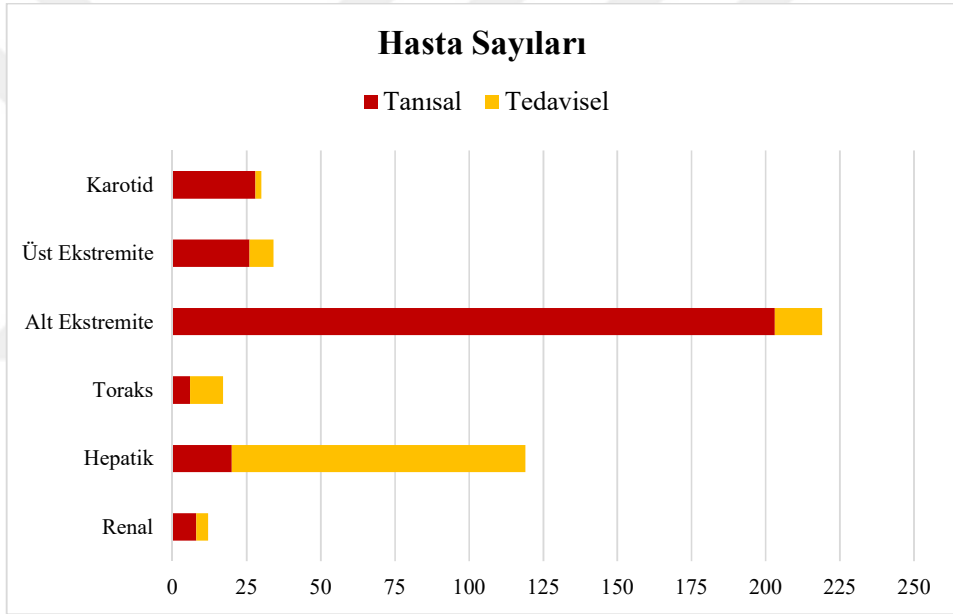
Çizelge 4.3 Yüksek kontrast ayırma gücü test sonuçları

Görüntü Alanı Boyutu (cm)	Floroskopi (ÇÇ×mm ⁻¹)	Radyografi (ÇÇ×mm ⁻¹)
48	0,8	1,25
42	0,8	1,25
32	1,25	1,6
22	1,8	2
16	2	2,5
11	2,8	3,15

EC tarafından yayınlanan 162 numaralı rapora göre görüntü alıcısı boyutunun 25 cm’den büyük olduğu durumlarda 1 mm’de ayırt edilen çizgi çifti sayısı 0,8’den küçük, görüntü alıcısı boyutunun 25 cm ve daha küçük olduğu durumlarda ise 1 mm’de ayırt edilen çizgi çifti sayısı 1,0’den küçük olmamalıdır (Anonymous 2012).

4.4 Hasta Dozu Ölçüm Sonuçları

Çeşitli anjiyografi incelemeleri için toplam 431 hastada doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bu incelemeler, inceleme sırasında görüntülenmek istenilen anatomik bölgeye göre 6 farklı grupta (renal, hepatik, toraks, alt ekstremité, üst ekstremité ve karotid) sınıflandırılmıştır. Buna ek olarak her bir grup kendi içerisinde gerçekleştirilmek istenilen işlemin amacına göre tanısal ve tedavisel olarak ikiye ayrılmıştır. Şekil 4.4'te doz ölçümü gerçekleştirilen hasta sayılarının yapılan bu gruplandırmalara göre dağılımı görülmektedir.



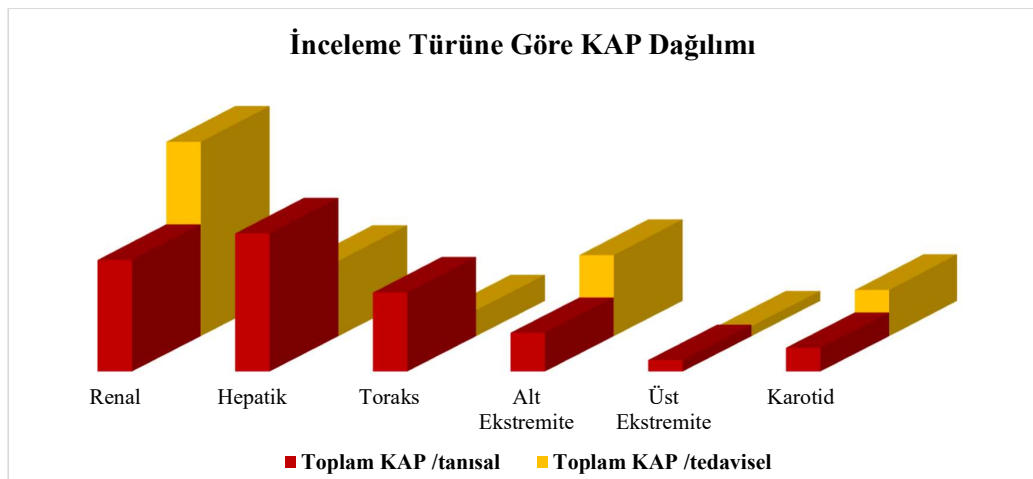
Şekil 4.4 Hasta sayılarının belirlenen gruplara göre dağılımı

Çizelge 4.4'de her bir inceleme için hasta sayısı, tüp gerilimi (kVp), tüp akımı (mA), floroskopi süresi ve radyografik görüntü sayısı gösterilmektedir. Sonuçlar ortalama değerler ve parantez içerisinde en küçük ve en büyük değerler olarak verilmiştir.

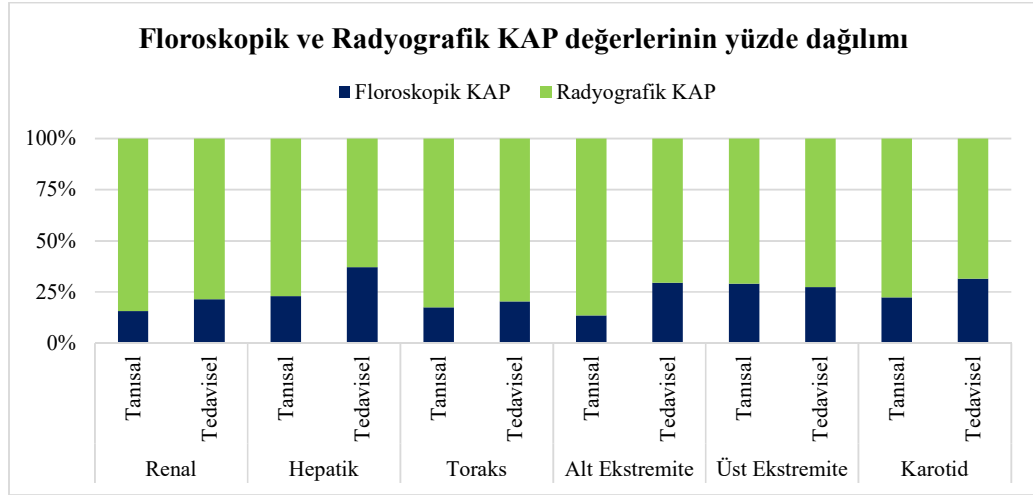
Çizelge 4.4 İncelemelerde kullanılan ışınlama parametrelerinin ortalama değerleri

		Hasta Sayısı	Tüp Gerilimi (kVp)	Tüp akımı (mA)	Floro süresi (dk)	Radyografik görüntü sayısı
Renal	Tamsal	8	72 (70-75)	396 (282-522)	7,5 (1,4-21,9)	163 (64-464)
	Tedavisel	4	77 (74-83)	595 (391-748)	7,0 (3,6-13,1)	150 (52-383)
Hepatik	Tamsal	20	75 (70-86)	402 (261-560)	9,6 (3,5-26,9)	129 (35-268)
	Tedavisel	99	73 (68-92)	423 (281-796)	7,4 (0,6-42,9)	56 (16-248)
Toraks	Tamsal	6	72 (70-77)	349 (311-389)	4,4 (1,5-8,8)	102 (48-60)
	Tedavisel	11	71 (66-81)	351 (155-436)	1,9 (0,9-4,1)	33 (14-51)
Alt	Tamsal	203	69 (60-75)	381 (139-726)	2,2 (0,3-20,7)	87 (15-292)
Ekstremit	Tedavisel	16	70 (61-77)	358 (136-508)	10,3 (1,8-26,4)	123 (25-307)
Üst	Tamsal	26	66 (59-73)	298 (135-431)	3,0 (0,3-8,1)	79 (35-176)
Ekstremit	Tedavisel	8	67 (61-82)	252 (143-385)	2,7 (0,8-4,6)	79 (34-144)
Karotid	Tamsal	28	68 (66-72)	378 (183-456)	5,5 (1,7-13,8)	129 (45-324)
	Tedavisel	2	70 (70-69)	401 (387-416)	9,9 (8,1-11,7)	117 (78-157)

Şekil 4.5'te incelemeler sırasında hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değerlerinin dağılımı görülmektedir.



Şekil 4.5 İnceleme türüne göre hastaların maruz kaldığı KAP değerlerinin dağılımı



Şekil 4.6 Floroskopik ve radyografik KAP değerlerinin yüzdesel dağılımı

Şekil 4.6’da ortalama KAP değerlerinin floroskopik ve radyografik yüzde dağılımları görülmektedir. Çizelge 4.5’te floroskopik ve toplam KAP değerleri ile hasta girişindeki floroskopik ve toplam hava kerma değerleri verilmiştir. Sonuçlar ortalama değerleri ve parantez içerisinde en küçük ve en büyük değerleri göstermektedir.

Çizelge 4.5 Ortalama KAP ve hava kerma değerleri

		KAP (Gycm ²)		Hava Kerma (mGy)	
		Floroskopik	Toplam	Floroskopik	Toplam
Renal	Tamsal	13 (3-40)	85 (21-290)	145(15-589)	680 (80-2483)
	Tedavisel	32 (10-70)	147 (75-339)	282 (87-558)	1068 (552-2315)
Hepatik	Tamsal	24 (3-55)	105 (12-318)	184 (22-520)	537 (54-964)
	Tedavisel	21 (1-146)	57 (10-302)	214 (4-3589)	376 (40-3953)
Toraks	Tamsal	11 (2-37)	60 (14-141)	50 (12-151)	235 (56-535)
	Tedavisel	4 (1-7)	20 (2-36)	15 (2-30)	66 (7-114)
Alt	Tamsal	4 (0-56)	30 (1-209)	14 (0-468)	80 (4-971)
	Tedavisel	18 (1-84)	62 (2-148)	102 (10-439)	283 (11-888)
Üst	Tamsal	3 (0-14)	9 (1-32)	8 (0-38)	23 (2-76)
	Tedavisel	2 (0-6)	8 (2-21)	7 (1-29)	29 (5-128)
Karotid	Tamsal	4 (1-15)	18 (4-103)	16 (3-55)	82 (18-286)
	Tedavisel	11 (8-14)	35 (26-44)	46 (38-54)	140 (110-171)

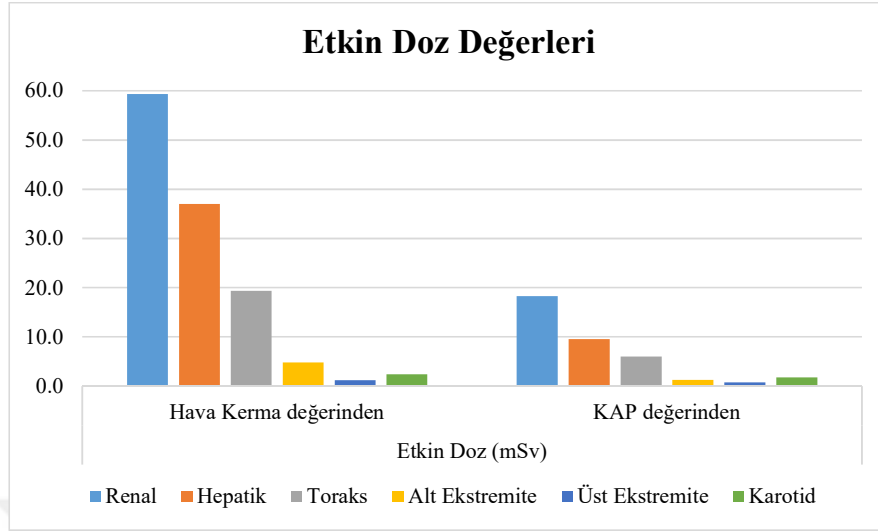
2007'de ICRP tarafından yayınlanan 105 numaralı raporla, gereksiz radyasyon riskinden kaçınmak amacıyla hasta dozlarını optimize etmek için tanısal referans seviye (diagnostic reference level - DRL) kavramının girişimsel radyolojiye genişletilmesi önerilmiştir (Anonymous 2007). Günümüzde hasta dozlarının optimizasyonu ve karşılaştırılması için DRL kavramı önemli bir araç haline gelmiştir (Etard vd. 2017). DRL değerleri radyasyon doz parametrelerinin üçüncü çeyrek değerlerinden hesaplanmaktadır.

Çizelge 4.6'da KAP, hava kerma, floroskopi süresi ve radyografi sayısı için belirlenen referans düzeyleri görülmektedir. Referans düzeyleri belirlenirken incelemeler arasında tanısal ve tedavisel ayrımı yapılmamıştır.

Çizelge 4.6 Bu tez çalışmasında hasta dozu ölçümü yapılan girişimsel incelemeler için belirlenmiş DRL değerleri

	KAP (Gycm²)	Hava Kerma (mGy)	Floro süresi (dk)	Radyografik görüntü sayısı
Renal	97,2	926	8,7	189
Hepatik	82,9	423	9,8	71
Toraks	36,4	114	3,9	59
Alt Ekstremit	37,6	93	2,4	104
Üst Ekstremit	11,6	28	3,8	94
Karotid	22,3	112	6,6	165

Şekil 4.7'de ölçülen KAP ve hava kerma değerlerinden hesaplanan etkin doz değerlerinin dağılımı görülmektedir. Çizelge 4.7'de ise bu ortalama değerler ve parantez içerisinde en büyük ve en küçük değerler birlikte verilmiştir.



Şekil 4.7 Hesaplanan etkin doz değerlerinin dağılımı

Çizelge 4.7 Etkin doz değerleri

		Etkin Doz (mSv)	
		KAP değerinden hesaplanan	Hava Kerma değerinden hesaplanan
Renal	Tamısal	13,9 (3,8 – 45,1)	47,0 (6,5 – 167,3)
	Tedavisel	27,2 (13,1 – 63,7)	83,9 (43,1 – 184,5)
Hepatik	Tamısal	14,5 (1,7 – 45,4)	45,5 (5,0 – 96,3)
	Tedavisel	8,6 (1,5 – 40,6)	35,3 (3,3 – 403,3)
Toraks	Tamısal	10,4 (2,4 – 24,1)	35,4 (8,9 – 78,2)
	Tedavisel	3,7 (0,5 – 6,8)	10,6 (1,4 – 18,4)
Alt Ekstremité	Tamısal	1,2 (0,0 – 9,4)	4,0 (0,2 – 56,8)
	Tedavisel	2,6 (0,1 – 6,2)	15,2 (0,6 – 48,3)
Üst Ekstremité	Tamısal	0,8 (0,1 – 2,8)	1,1 (0,1 – 3,3)
	Tedavisel	0,7 (0,2 – 1,9)	1,4 (0,3 – 5,6)
Karotid	Tamısal	1,7 (0,4 – 9,2)	2,3 (0,6 – 7,5)
	Tedavisel	3,2 (2,3 – 4,1)	3,8 (3,0 – 4,5)

Çizelge 4.8’de hastalar için hasta girişinde ölçülen hava kerma değerlerinden hesaplanan giriş cilt dozu değerleri görülmektedir. Bu değerler hesaplanırken kullanılan geri saçılma faktörleri renal, hepatik ve alt ekstremitte incelemeleri için 1,40, toraks incelemeleri için 1,30, üst ekstremitte ve karotid incelemeleri için ise 1,25 olarak alınmıştır. Alt ekstremitte incelemelerinde giriş cilt dozu hesaplanırken, hasta girişinde ölçülen toplam hava kerma değerinin %50’sinin pelvis bölgesine %50’sinin ise bacaklara geldiği varsayılmış ve pelvis bölgesindeki giriş cilt dozu hesaplanmıştır (Bor vd. 2004).

Çizelge 4.8 Ortalama giriş cilt dozu değerleri

	Giriş Cilt Dozu (mGy)					
	Renal	Hepatik	Toraks	Alt Ekstremitte	Üst Ekstremitte	Karotid
Tanısal	1008	796	324	59	30	108
Tedavisel	1585	558	91	210	38	186

4.5 Çalışan Dozu Ölçüm Sonuçları

Çalışan doz ölçümleri anjiyografi incelemelerinde yer alan 1 hekim, 2 hemşire ve 1 teknisyen için gerçekleştirilmiştir. Doz ölçümü yapılan çalışanların katıldığı incelemeler, inceleme sırasında bu çalışanların üzerinde bulunan dozimetreler ve bu incelemeler esnasında hastaların maruz kaldığı radyasyona ait bilgiler çizelge 4.9’da görülmektedir. Hemşire II’nin başka birimlerde de incelemelere katılması sebebi ile bu dozimetreler için hastaların maruz kaldığı toplam KAP değerleri belirlenememiştir. Teknisyen ise kendisine verilen lens dozimetrelerini düzenli bir şekilde kullanmadığı için bu dozimetrelere ait kayıtlar tutulamamıştır.

İncelemeler esnasında teknisyen ve hemşireler 0,5 mm kalınlığında kurşun önlük kullanırken hekimin kullandığı önlüğün bel hizasındaki kurşun 0,75 mm kalınlıktadır. Buna ek olarak bütün çalışanlar 0,25 mm kalınlığında tiroit koruyucu kullanmıştır.

Çizelge 4.9 Doz ölçümü yapılan çalışanların bulunduğu inceleme sayıları ve bu incelemeler sırasında hastaların maruz kaldığı KAP değerleri

	Tiroit ve Önlük Dozimetreleri		Lens Dozimetreleri	
	Hasta sayısı	KAP (Gycm ²)	Hasta sayısı	KAP (Gycm ²)
Hekim	116	6137	52	2744
Hemşire I	105	4435	81	3176
Hemşire II	70	-	70	-
Teknisyen	80	3112	-	-

- Kayıt tutulamayan değerler

Çalışanlar için dozimetre ölçüm sonuçları ve Niklason algoritması kullanılarak etkin doz hesaplamaları yapılmıştır. Daha sonra hesaplanan etkin doz değerleri, hastaların maruz kaldığı KAP değerine normalize edilmiştir. Buna ek olarak uluslararası kuruluşlar tarafından belirlenen yıllık sınır değerleri (20 mSv) aşmadan çalışanların 1 yıl (220 iş günü) içerisinde katılabileceği inceleme sayısı belirlenmiştir. Sonuçlar çizelge 4.10'da gösterilmektedir.

Çizelge 4.10 Çalışanlar için etkin doz sonuçları

		Tüm Vücut	Lens
		Hekim	Etkin Doz (mSv)
	mSv/Gycm ²	1,55×10 ⁻⁴	4,84×10 ⁻⁴
	Yıllık inceleme sayısı ^a	2445	813
Hemşire I	Etkin Doz (mSv)	0,50	1,32
	mSv/Gycm ²	1,14×10 ⁻⁴	4,16×10 ⁻⁴
	Yıllık inceleme sayısı ^a	4165	1227
Hemşire II	Etkin Doz (mSv)	0,36	1,14
	mSv/Gycm ²	-	-
	Yıllık inceleme sayısı ^a	3878	1228
Teknisyen	Etkin Doz (mSv)	0,46	-
	mSv/Gycm ²	1,48×10 ⁻⁴	-
	Yıllık inceleme sayısı ^a	3478	-

^aTüm vücut ve lens için yıllık doz sınırı 20 mSv olarak kabul edilmiş ve hesaplamalar buna göre yapılmıştır.
- Ölçülemeyen değerler

5 TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 Hasta Dozu Ölçüm Sonuçları

Bu tez çalışmasında değerlendirilen anjiyografi incelemeleri, incelemenin yapıldığı vücut bölgesine göre 6 ana başlıkta toplanmıştır. Ancak vücudun aynı bölgesinde yapılan incelemelerde bile hasta dozları geniş bir aralıkta değişebilmektedir. Bunun başlıca sebepleri, hasta kalınlıklarının farklı olması ve yapılmak istenilen işlemin amacına ve hasta anatomisine göre işlem zorluk derecesinin değişmesidir.

Anjiyografi ünitesinde gerçekleştirilen işlemlerin büyük bir çoğunluğunu alt ekstremitte incelemeleri (219 inceleme) oluşturmaktadır. Alt ekstremitte incelemelerini sırası ile hepatik (119), üst ekstremitte (34), karotid (30), toraks (17) ve renal (12) incelemeleri izlemektedir. (Şekil 4.4)

Renal anjiyografi incelemelerinde tanısal ve tedavisel işlemler için ortalama floroskopi ışınlama süresi ve ortalama görüntü sayısı birbirine yakın olsa da (Çizelge 4.4) tedavisel işlemlerde hastaların maruz kaldığı KAP ve hava kerma değerleri tanısal işlemlere göre daha fazladır (Şekil 4.5 ve Çizelge 4.5). KAP ve hava kerma değerlerinde gözlenen bu artışa, tedavisel işlemlere giren hastaların daha kilolu olması sebebi ile hasta kalınlıklarının ve dolayısıyla ışınlama parametrelerinin (tüp gerilimi, tüp akımı ve puls süresi) artması veya tedavisel işlemlerde yine ışınlama parametrelerinde artışa neden olacak daha küçük boyutta görüntü alanlarının kullanılmasının sebep olduğu düşünülmektedir. Bu sonuçlar floroskopik ışınlama süresinin ve radyografik görüntü sayısının tek başına doz değerlendirmesi açısından yeterli olamayacağını açıkça göstermektedir.

Hepatik anjiyografi incelemelerinin büyük bir çoğunluğunu (toplam 91 hasta) embolizasyon işlemleri oluşturmaktadır. Bu işlemler diğer hepatik işlemlere göre daha az sayıda radyografik görüntü ve daha kısa sürede floroskopi ışınlaması gerektirmektedir. İncelemelerin geriye kalan kısmının büyük bir çoğunluğu (25 hasta) ise karaciğer ve dalağa giden damarların görüntülenmesi ve gerektiğinde bu damarlar ile ilgili tedavisel işlemleri içermektedir. Bu incelemeler embolizasyon incelemelerine göre daha karmaşık olup, daha fazla sayıda radyografik görüntü ve daha uzun sürelerde floroskopi ışınlaması gerektirmektedir. Dolayısıyla bu incelemelerde hastaların maruz kaldığı KAP ve hava

kerma değerleri embolizasyon işlemlerine göre daha fazladır. Embolizasyon işlemlerinin sayısının daha fazla olması ve hepsinin tedavisel hepatik anjiyografi alt başlığı altında sınıflandırılmasından dolayı tedavisel hepatik incelemelerinde hastaların maruz kaldığı ortalama KAP ve ortalama hava kerma değerleri tanısal hepatik incelemelere göre daha düşüktür (Şekil 4.5 ve izelge 4.5).

Toraks anjiyografi incelemelerinde de benzer bir durum söz konusudur. Tanısal ve tedavisel toraks alt başlıkları altında toplanan incelemelerde görüntülenmek istenilen bölge aynı olsa da tanısal toraks alt başlığında toplanan incelemelerde görüntülenmek istenilen damar ve tedavisel toraks alt başlığında toplanan incelemelerde görüntülenmek istenilen damarlar birbirinden farklıdır. Tanısal toraks incelemeleri tedavisel toraks incelemelerine göre daha karmaşıktır ve daha fazla sayıda radyografik görüntü ve daha uzun sürelerde floroskopi işnlenmesini gerektirmektedir (izelge 4.4). Bu sebeple tanısal toraks incelemelerinde hastaların maruz kaldığı KAP ve hava kerma değerleri tedavisel toraks incelemelerine göre daha fazladır. (Şekil 4.5 ve izelge 4.5).

Alt ekstremite incelemelerinin büyük bir kısmını tanısal amaçla gerçekleştirilen işlemler oluşturmaktadır (Şekil 4.4). Tanısal ve tedavisel incelemelerde kullanılan işnleme parametreleri birbirine oldukça yakındır ancak tanısal incelemelerde tedavisel incelemelere kıyasla daha kısa sürelerde floroskopi işnlenmesi ve daha az sayıda radyografik görüntülerle işlem tamamlanmaktadır (izelge 4.4). Dolayısıyla hastaların tanısal alt ekstremite incelemelerinde maruz kaldığı KAP ve hava kerma değerleri, tedavisel alt ekstremite incelemelerine göre daha düşük değerlerdedir (Şekil 4.5 ve izelge 4.5).

st ekstremite incelemelerinde işnleme parametreleri, ortalama floroskopi süresi ve ortalama radyografik görüntü sayısı değerleri (izelge 4.4), tanısal ve tedavisel işlemler için birbirine oldukça yakın olduğu için hastaların bu incelemelerde maruz kaldığı KAP değerleri hemen hemen aynıdır (Şekil 4.5). Tedavisel st ekstremite işlemlerinde llen ortalama hava kerma değeri, tanısal st ekstremite işlemlerinde llen ortalama hava kerma değerinden az da olsa yüksektir ancak bu durum ortalama KAP değerleri için geçerli değildir (izelge 4.5). Bu duruma tedavisel st ekstremite işlemlerinde daha fazla kolimasyon kullanılmış olması sebep olarak gösterilebilir.

Karotid anjiyografi incelemelerinin büyük bir çoğunluğu tanısal işlemlerden oluşmaktadır. Tanısal ve tedavisel işlemlerde kullanılan ışınlama parametrelerinin ortalama değerleri birbirine oldukça yakındır (Çizelge 4.4). Tedavisel incelemelerde tanısal incelemelere kıyasla daha uzun sürelerde floroskopi ışınlaması yapılırken, ortalama radyografik görüntü sayısı tanısal incelemelerde daha fazladır (Çizelge 4.4). Tedavisel karotid incelemelerinde hastaların maruz kaldığı KAP ve hava kerma değerleri tanısal karotid incelemelerine göre daha fazladır (Şekil 4.5 ve Çizelge 4.5).

Şekil 4.6 incelendiğinde bütün incelemeler için radyografik görüntüleme sırasında maruz kalınan KAP değerinin, floroskopi ışınlaması sırasında maruz kalınan KAP değerine oranla daha fazla olduğu görülmektedir. Tedavisel işlemlerde floroskopi ışınlaması, tanısal işlemlere göre daha fazla kullanılmaktadır, üst ekstremité incelemeleri dışında kalan incelemelerde, tedavisel işlemlerde floroskopi ışınlaması sırasında maruz kalınan KAP değerinin, tanısal işlemlere göre daha fazla olduğu yine şekil 4.6'da açıkça görülmektedir. Üst ekstremité incelemeleri için ise tanısal ve tedavisel işlemlerde bu oran hemen hemen birbirine eşittir.

Tedavisel renal incelemeleri hastaların maruz kaldığı KAP değerlerinin ortalamasının en yüksek olduğu incelemelerdir. 431 hasta içerisinde ölçülen en yüksek KAP değeri de bu incelemeye aittir (Çizelge 4.5). Hasta girişinde ölçülen hava kerma değerleri incelendiğinde, bu değerlerin ortalamasının en yüksek olduğu incelemeler tedavisel renal incelemeleri iken, 431 hasta içerisinde ölçülen en yüksek hava kerma değeri tedavisel hepatik incelemesine aittir (Çizelge 4.5). En yüksek KAP ve en yüksek hava kerma değerinin farklı hastalara ait olmasına, her incelemede kullanılan kolimasyonun farklı olması sebep olmuştur. KAP değeri, kolimasyon bilgisini de içerirken, hasta girişinde ölçülen hava kerma değeri bu bilgiyi içermemektedir. Floroskopi incelemelerinde sürekli değişen kolimasyon kullanılması sebebi ile doz değerlendirmeleri yapılırken KAP niceliğinin kullanılması daha avantajlıdır ancak tek başına yeterli değildir. Örneğin hasta üzerinde 500 cm^2 'lik bir alan görüntülenirken hasta girişinde ölçülen hava kerma değeri 100 mGy olduğu durumda bu hastanın maruz kalacağı KAP değeri 50 Gy cm^2 olacaktır. Aynı KAP değerine maruz kalan başka bir hastada eğer görüntülenen alan değeri 50 cm^2 ise hasta girişinde ölçülen doz değeri 1 Gy olacaktır. KAP değerleri aynı olan bu iki farklı radyasyon miktarının, hastaya vereceği zarar farklı olacaktır. Bu yüzden bu incelemeler

için doz değerlendirmeleri yapılırken hem KAP niceliği hem de hasta girişinde ölçülen hava kerma değeri dikkate alınmalıdır.

Çizelge 4.6'da bu tez çalışmasında elde edilen hasta verilerinden hesaplanan referans düzeyler görülmektedir. Ülkemizde girişimsel radyoloji incelemeleri için belirlenmiş bir referans düzeyi olmamakla beraber bu sonuçların ileride yapılacak çalışmalar için bir örnek teşkil edebileceği düşünülmektedir.

Etkin doz hesaplamaları her hasta için ölçülen KAP ve hava kerma değerlerinden ayrı ayrı hesaplanmıştır (Şekil 4.7). Hasta girişinde ölçülen hava kerma değerinden hesaplanan etkin doz değerleri, KAP değerinden hesaplanan etkin doz değerlerine göre daha yüksektir. Bunun sebebi etkin doz hesaplamaları sırasında, matematiksel fantom üzerinde açılan görüntü alan boyutunun, incelemeler sırasında açılan alan boyutuyla birebir aynı olmamasıdır. Buna ek olarak floroskopi ışınlaması sırasında değişken kolimasyon kullanılması nedeniyle görüntülenen alan boyutu sabit değildir ve sürekli değişebilir. Floroskopi ışınlaması sırasında KAP metre ile yapılan ölçümlerde hangi alan boyutunun ne kadar radyasyona maruz kaldığını bilmek mümkün değildir. Bu sebeple floroskopi ışınlaması sırasında görüntülenen alan için, matematiksel fantom üzerinde sadece tek bir alan seçilerek bu alana göre hesaplama yapılabilmiş bunun sonucunda da KAP ve hava kerma değerlerinden hesaplanan etkin doz değerlerinde farklılık gözlenmiştir.

Çizelge 4.7'de KAP ve hava kerma ölçümlerinden hesaplanan etkin doz değerlerinin her bir inceleme için ortalaması ile parantez içinde maksimum ve minimum değerleri görülebilmektedir. KAP ve hava kerma ölçümlerinden hesaplanan etkin doz değerlerinin ortalamasının en yüksek olduğu inceleme, aynı zamanda en yüksek ortalama KAP ve en yüksek ortalama hava kerma değerlerinin de gözlendiği tedavisel renal incelemeleridir. KAP değerinden hesaplanan en yüksek değerde etkin doza maruz kalan hasta, en yüksek KAP değerinin gözlendiği tedavisel renal incelemeye ait iken, hava kerma değerinden hesaplanan en yüksek etkin doza maruz kalan hasta ise yine en yüksek hava kerma değerinin gözlendiği tedavisel hepatic incelemesine aittir. Aynı anatomik bölge için hesaplanan etkin doz değerleri KAP ve hava kerma değerleri ile orantılı bir şekilde artmaktadır.

Alt ekstremite incelemelerinde görüntüleme işlemi karından başlayıp ayaklara kadar uzanmaktadır. Yapılan gözlemler sonucunda ve daha önce yapılan çalışmalarda da belirtildiği gibi toplam KAP ve hava kerma değerinin ortalama %50'sinin pelvis bölgesine düştüğü belirlenmiştir (Bor vd. 2004). Bu sebeple alt ekstremite incelemeleri için etkin doz hesaplamaları yapılırken toplam KAP ve toplam hava kerma değerlerinin %50'si kullanılmış ve sadece pelvis bölgesinde etkin doz hesaplaması yapılmıştır.

Karotid incelemelerinde genellikle farklı projeksiyonlarda ışınlama yapılmıştır. Etkin doz hesaplamaları yapılırken ayrı projeksiyonlardaki ışınlamalar için ayrı ayrı hesaplama yapıldıktan sonra bu değerler toplanarak ilgili hastanın maruz kaldığı etkin doz değeri elde edilmiştir.

Çizelge 4.8'de ölçülen hava kerma değerlerinden hesaplanan giriş cilt dozu nicelikleri görülmektedir. Ortalama giriş cilt dozu değerinin en yüksek olduğu inceleme grubu, ortalama hava kerma değerinin de en yüksek olduğu inceleme grubu ile aynı olan tedavisel renal incelemeleridir. Ortalama giriş cilt dozu değerinin en düşük olduğu inceleme grubu ise yine ortalama hava kerma değerinin en düşük olduğu inceleme grubu ile aynı olan tanisal üst ekstremite incelemeleridir. Alt ekstremite incelemelerinde giriş cilt dozu hesaplanırken etkin doz hesaplamalarında olduğu gibi hasta girişinde ölçülen toplam hava kerma değerinin %50'sinin pelvis bölgesine %50'sinin ise bacaklara geldiği varsayılmış ve pelvis bölgesindeki giriş cilt dozu hesaplanmıştır.

Renal incelemeleri için literatürde yapılan çalışmalarda floroskopi süreleri 21,5 dakika (Rana vd. 2018), 14,3 dakika (Etard vd. 2017), 19,8 dakika (Livingstone vd. 2005), 4,7 dakika (Hart vd. 2007) ve 3,2 dakika (Livingstone vd. 2001), radyografik görüntüleme sırasında elde edilen görüntü sayıları ise 378 (Rana vd. 2018), 162 (Etard vd. 2017), 832 (Livingstone vd. 2005) ve 210 (Livingstone vd. 2001) olarak verilmiştir.

Renal incelemeleri için KAP değerleri 161 Gy cm^2 (Rana vd. 2018), 128 Gy cm^2 (Etard vd. 2017), 104 Gy cm^2 (Zotova vd. 2012), 148 Gy cm^2 (Majevska vd. 2011), 139 Gy cm^2 (Livingstone vd. 2005), 88 Gy cm^2 (Hart vd. 2007) ve 75 Gy cm^2 (Livingstone vd. 2001) olarak belirtilmiştir. 2005 yılında Livingstone ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada bu incelemeler için ölçülen KAP değerlerinden giriş cilt dozu değerleri hesaplanmış ve ortalama giriş cilt dozu değerinin 1,01 Gy olduğu rapor edilmiştir. Topaltzikis ve arkadaşları tarafından 2009 yılında yapılan çalışmada 21 hasta için TLD ile giriş cilt dozu

ölçümleri yapılmış, NRPB dönüşüm tabloları kullanılarak etkin doz değerleri hesaplanmış ve ortalama etkin doz değeri 15,9 mSv olarak rapor edilmiştir. 2001 yılında Livingstone ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 109 hasta için KAP değerlerinden etkin doz değerleri hesaplanmış ve ortalama etkin doz değeri 8,8 mSv olarak rapor edilmiştir. Çizelge 5.1’de renal incelemeleri için literatürde verilen değerler ve bu tez çalışması sonucunda elde edilen sonuçların karşılaştırılması görülebilmektedir. Bu tez çalışması sonucu elde edilen ortalama KAP değeri ve ortalama etkin doz değeri literatürde yayınlanan benzer çalışmalarda rapor edilmiş değerler ile yakınlık göstermektedir.

Çizelge 5.1 Renal incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler

	Hasta sayısı	Floro süresi (dk)	Görüntü sayısı	KAP (Gycm ²)	Giriş cilt dozu (Gy)	Etkin doz (mSv)
Rana vd. 2018	21	21,5	378	161	-	-
Etard vd. 2017^a	42	14,3	162	128	-	-
Zotova vd. 2012	3	-	-	104	-	-
Majevska vd. 2011	22	-	-	148	-	-
Topaltzikis vd. 2009	21	1,5	72	-	-	15,9
Livingstone vd. 2005	17	19,8	832	139	1,01	-
Hart vd. 2007	502	4,7	-	88	-	-
Livingstone vd. 2001	109	3,2	210	75	-	8,8
Bu çalışma	12	7,4	159	106	1,20	18,3

^a ortanca değerler

Hepatik incelemeler için Rana ve arkadaşlarının 2018 yılında yaptığı çalışmada ortalama floroskopi süresi 19,6 dakika ve ortalama görüntü sayısı 168 olarak rapor edilmiştir. Bunun yanı sıra Etard ve arkadaşları tarafından 2017 yılında, Erskine ve arkadaşları tarafından 2014 yılında, Compagnone ve arkadaşları tarafından 2012 yılında yapılan çalışmalarda ortanca değerler rapor edilmiştir. Bu çalışmalarda rapor edilen floroskopi süreleri sırasıyla 17,7 dakika, 30 dakika ve 16,2 dakikadır. Etard ve arkadaşları tarafından rapor edilen ortanca radyografik görüntü sayısı değeri 105 iken, Compagnone ve

arkadaşları tarafından ortalama radyografik görüntü sayısı değeri 199 olarak rapor edilmiştir.

Hepatik incelemeleri için KAP değerleri ortalama veya ortalama değer olarak, 126 Gy cm^2 (Rana vd. 2018), 121 Gy cm^2 (Etard vd. 2017), 216 Gy cm^2 (Ruiz-Cruces vd. 2015), 209 Gy cm^2 (Erskine vd. 2014), 178 Gy cm^2 (Compagnone vd. 2012), 273 Gy cm^2 (Dauer vd. 2011) ve 210 Gy cm^2 (Dauer vd. 2009) olarak belirtilmiştir.

2009 yılında Dauer ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda ortalama giriş cilt dozu değeri 1,96 Gy olarak rapor edilmiştir. 2012 yılında Compagnone ve arkadaşları tarafından ortalama etkin doz değeri 27 mSv ve 2011 yılında Dauer ve arkadaşları tarafından ortalama etkin doz değeri 49 mSv olarak rapor edilmiştir. Çizelge 5.2'de hepatik incelemeler için literatürde yayınlanmış değerler ile bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar görülmektedir.

Çizelge 5.2 Hepatik incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler

	Hasta sayısı	Floro süresi (dk)	Görüntü sayısı	KAP (Gy cm^2)	Giriş cilt dozu (Gy)	Etkin doz (mSv)
Rana vd. 2018	8	19,6	168	126	-	-
Etard vd. 2017^a	397	17,7	105	121	-	-
Ruiz-Cruces vd. 2015	138	-	-	216	-	-
Erskine vd. 2014^a	52	30,0	-	209	-	-
Compagnone vd. 2012^a	14	16,2	199	178	-	27,0
Dauer vd. 2011	113	-	-	273	-	49,0
Dauer vd. 2009^a	146	-	-	210	1,96	-
Bu çalışma	119	7,7	68	65	0,59	9,6

^a ortalama değerler

Bu tez çalışmasında, literatürde yayınlanan çalışmalara kıyasla incelemeler daha düşük sürelerde floroskopi ışınlanması ve daha az sayıda radyografik görüntü ile tamamlanmıştır. Bu sebeple hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değeri, literatürde yayınlanan diğer çalışmalara göre daha düşüktür.

Toraks incelemeleri için literatürde, yapılan çalışmalarda ortalama floroskopi süreleri 12,6 dakika (Rana vd. 2018), 16 dakika (Persliden vd. 2005) ve 3,7 dakika (Hart vd. 2007), radyografik görüntüleme sırasında elde edilen ortalama görüntü sayısı ise 124 (Rana vd. 2018) olarak rapor edilmiştir. Ortalama KAP değerleri ise, 96 Gy cm^2 (Rana vd. 2018), 70 Gy cm^2 (Persliden vd. 2005) ve 27 Gy cm^2 (Hart vd. 2007) olarak verilmiştir. 2005 yılında Persliden ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ortalama etkin doz değeri 11,5 mSv olarak rapor edilmiştir. 2009 yılında Dauer ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise ortalama giriş cilt dozu değeri olarak 261 mGy rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasının sonucunda, toraks incelemeleri için tanısal ve tedavisel ayrımı yapılmadığı durumda toplam 17 hasta için ortalama floroskopi süresi 2,8 dakika, ortalama radyografik görüntü sayısı 57, ortalama KAP değeri 34 Gy cm^2 , ortalama etkin doz değeri 6,1 mSv ve ortalama giriş cilt dozu değeri 173 mGy olarak hesaplanmıştır. Literatürdeki diğer çalışmalara kıyasla incelemeler sırasında daha kısa süreli floroskopi ışınlaması yapılmış ve daha az sayıda radyografik görüntü çekilmiştir. Bunun sonucunda hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değerleri literatürde yer alan diğer çalışmalara göre daha düşüktür. Çizelge 5.3'te toraks incelemeleri için literatürde yayınlanmış değerler ve bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar görülmektedir.

Çizelge 5.3 Toraks incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler

	Hasta sayısı	Floro süresi (dk)	Görüntü sayısı	KAP (Gy cm^2)	Giriş cilt dozu (mGy)	Etkin doz (mSv)
Rana vd. 2018	10	12,6	124	96	-	-
Persliden vd. 2005	138	16,0	-	70	-	11,5
Hart vd. 2007	57	3,7	-	27	-	-
Bu çalışma	17	2,8	57	34	173	6,1

Alt ekstremite incelemeleri için literatürde yayınlanan ortalama değerler ve bu tez çalışması sonucu elde edilen ortalama değerler çizelge 5.4'te görülmektedir. Çizelgeden görüleceği gibi tedavisel incelemelerde tanısal incelemelere göre daha uzun sürelerde floroskopi ışınlaması ve daha fazla sayıda radyografik görüntü kullanılmaktadır. Bunun sonucunda da tedavisel işlemlerde hastaların maruz kaldığı KAP değerleri artmaktadır.

Çizelge 5.4 Alt ekstremite incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler

		Hasta sayısı	Floro süresi (dk)	Görüntü sayısı	KAP (Gycm ²)	Etkin doz (mSv)
Rana vd. 2018	Tanısal	9	6,2	82	13	-
	Tedavisel	11	31,5	986	32	-
Etard vd. 2017^a	Tanısal	193	2,2	166	38	-
	Tanısal	384	3,2	-	34	-
Erskine vd. 2014^a	Tanısal	315	10,4	-	50	-
	Tedavisel	90	-	-	44,5	-
Majevska vd. 2011	Tedavisel	90	-	-	44,5	-
Topaltzikis vd. 2009	Tanısal	30	1,6	104	-	9,8
Hart vd. 2007	-	4584	3,9	70	34,3	-
Ruiz-Cruces vd. 1997	Tanısal	12	-	43	58	9,0
	Tedavisel	10	-	120	80	12,6
Bu çalışma	Tanısal	203	2,2	87	30	1,2
	Tedavisel	16	10,3	123	62	2,6

^a ortanca değerler

Tanısal alt ekstremite incelemeleri için literatürde yer alan çalışmalarda floroskopi süreleri ortalama veya ortanca değer olarak, 6,2 dakika (Rana vd. 2018), 2,2 dakika (Etard vd. 2017), 3,2 dakika (Erskine vd. 2014) ve 1,6 dakika (Topaltzikis vd. 2009) olarak verilmiştir. Bu tez çalışmasında aynı incelemeler için ortalama floroskopi süresi 2,2 dakika olarak rapor edilmiştir. Tanısal alt ekstremite incelemeleri için radyografik görüntüleme sırasında elde edilen görüntü sayısı ortalama veya ortanca değer olarak, 82 görüntü (Rana vd. 2018), 166 görüntü (Etard vd. 2017), 104 görüntü (Topaltzikis vd. 2009) ve 43 görüntü (Ruiz-Cruces vd. 1997) olarak verilmiştir. Bu tez çalışmasında ise ortalama radyografik görüntü sayısı 87 görüntü olarak rapor edilmiştir. Tanısal alt ekstremite incelemeleri için ortalama veya ortanca KAP değerleri 13 Gycm² (Rana vd. 2018), 38 Gycm² (Etard vd. 2017), 34 Gycm² (Erskine vd. 2014) ve 58 Gycm² (Ruiz-Cruces vd. 1997) olarak rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında aynı incelemeler için hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değerleri 30 Gycm² olarak bulunmuştur.

Tedavisel alt ekstremite incelemeleri için literatürde yer alan çalışmalarda floroskopi süreleri ortalama veya ortanca değer olarak, 31,5 dakika (Rana vd. 2018) ve 10,4 dakika

(Erskine vd. 2014) olarak verilmiştir. Bu tez çalışmasında aynı incelemeler için ortalama floroskopi süresi 10,3 dakika olarak rapor edilmiştir. Tedavisel alt ekstremitte incelemeleri için radyografik görüntüleme sırasında elde edilen görüntü sayısı ortalama veya ortanca değer olarak, 986 görüntü (Rana vd. 2018) ve 120 görüntü (Ruiz-Cruces vd. 1997) olarak verilmiştir. Bu tez çalışmasında ise ortalama radyografik görüntü sayısı 123 görüntü olarak rapor edilmiştir. Tedavisel alt ekstremitte incelemeleri için ortalama veya ortanca KAP değerleri 32 Gy cm^2 (Rana vd. 2018), 50 Gy cm^2 (Erskine vd. 2014), 44 Gy cm^2 (Majevska vd. 2011) ve 80 Gy cm^2 (Ruiz-Cruces vd. 1997) olarak rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında aynı incelemeler için hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değerleri 62 Gy cm^2 olarak bulunmuştur.

2005 yılında Hart ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada tanısal ve tedavisel ayrımı yapılmadan toplam 4584 hasta için ortalama floro süresi 3,9 dakika, ortalama radyografik görüntü sayısı 70 ve ortalama KAP değeri 34,3 Gy cm^2 olarak rapor edilmiştir.

2009 yılında Topaltzikis ve arkadaşları ile 1997 yılında Ruiz-Cruces ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada tanısal alt ekstremitte incelemeleri için ortalama etkin doz değerleri sırasıyla 9,8 mSv ve 9,0 mSv olarak rapor edilmiştir. Tedavisel alt ekstremitte incelemeleri için ise Ruiz-Cruces ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ortalama etkin doz değerleri 12,6 mSv olarak rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise KAP ölçümleri sonucu hesaplanan ortalama etkin doz değerleri tanısal ve tedavisel incelemeler için sırasıyla 1,2 mSv ve 2,6 mSv bulunmuştur.

2018 yılında Rana ve arkadaşları tarafından üst ekstremitte incelemesi geçiren toplam 7 hasta için yapılan çalışma sonucunda ortalama floroskopi süresi 2,7 dakika, ortalama radyografik görüntü sayısı 68 görüntü ve hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değeri 9,7 Gy cm^2 olarak rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise toplam 34 hasta için ortalama floroskopi süresi 2,9 dakika, ortalama radyografik görüntü sayısı 79 görüntü, hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değeri 8,8 Gy cm^2 ve ortalama etkin doz değeri 0,8 mSv olarak rapor edilmiştir.

Karotid incelemeleri için literatürde, yapılan çalışmalarda floroskopi süreleri ortalama veya ortanca değer olarak 8,2 dakika (Tsapaki vd. 2007), 16 dakika (Persliden vd. 2005) ve 6,6 dakika (Hart vd. 2007) olarak rapor edilmiştir. Tsapaki ve arkadaşları 2007 yılında 35 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada radyografik görüntüleme sırasında elde edilen

görüntü sayılarının ortanca değerinin 247 görüntü olduğunu rapor etmişlerdir. KAP değerleri ise ortalama veya ortanca olarak, 53 Gy_{cm}² (Majevska vd. 2011), 112 Gy_{cm}² (Tsapaki vd. 2007), 75 Gy_{cm}² (Persliden vd. 2005) ve 41 Gy_{cm}² (Hart vd. 2007) olarak rapor edilmiştir. 2009 yılında Topaltzikis ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ortalama etkin doz değeri 8,9 mSv olarak rapor edilmiştir. Bu tez çalışması sonucunda, karotid incelemelerinde tanısal ve tedavisel ayrımı yapılmadığı durumda, toplam 30 hasta için ortalama floroskopi süresi 5,8 dakika, ortalama radyografik görüntü sayısı 128 görüntü, ortalama KAP değeri 19 Gy_{cm}², ortalama etkin doz değeri 1,8 mSv ve ortalama giriş cilt dozu değeri 113 mGy olarak hesaplanmıştır. Literatürdeki diğer çalışmalara kıyasla incelemeler sırasında daha kısa süreli floroskopi ışınlanması yapılmış ve daha az sayıda radyografik görüntü çekilmiştir (Çizelge 5.5). Bunun sonucunda hastaların maruz kaldığı ortalama KAP değerleri literatürde yer alan diğer çalışmalara göre daha düşüktür.

Çizelge 5.5 Karotid incelemeleri için literatürde yayınlanmış ortalama değerler

	Hasta sayısı	Floro süresi (dk)	Görüntü sayısı	KAP (Gy _{cm} ²)	Giriş cilt dozu (mGy)	Etkin doz (mSv)
Persliden vd. 2005	65	16,0	-	75	-	-
Hart vd. 2007	68	6,6	-	41	-	-
Tsapaki vd. 2007^a	35	8,2	247	112	-	-
Topaltzikis vd. 2009	27	11	156	-	-	8,9
Majevska vd. 2011	73	15,1	-	53	-	-
Bu çalışma	30	5,8	128	19	113	1,8

^a ortanca değerler

Literatürde karşılaştırılan değerlerin geniş bir spektruma yayılmasının başlıca sebepleri, incelemelerin gerçekleştirildiği sistemlerin farklı olması, inceleme protokollerin farklı ülkeler ve hastaneler için değişiklik göstermesi, işlemi gerçekleştiren hekimin kullandığı tekniklerin farklı olması, incelemeyi gerçekleştiren hekim ve sistem cihazını kullanan teknisyenin deneyim seviyelerinin farklı olması olarak sıralanabilir. Bunlara ek olarak bu incelemelerin sınıflandırılma şekli de önemli bir etkidir. Girişimsel radyoloji incelemelerinin uluslararası bir standartta sınıflandırılması yoktur (Tsalafoutas vd. 2006).

Girişimsel radyoloji işlemlerinin karmaşık yapılarının sonucu işlem sırasında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunda artışa sebep olacak komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Aynı girişimsel radyoloji işlemi, hastaların fiziksel özelliklerine bağlı olarak her hasta için farklı bir zorluk derecesi göstermektedir. Bunun sonucunda da farklı hastalar aynı girişimsel radyoloji işlemi için farklı seviyelerde radyasyona maruz kalmaktadırlar. Bu durum bu tez çalışması içerisinde aynı grup içinde sınıflandırılan hastaların maruz kaldığı radyasyon seviyelerinin çeşitliliğini de açıklamaktadır.

Çizelge 5.6'da bu tez çalışmasının sonuçları ve bu tez çalışmasının yapıldığı anjiyografi biriminde aynı çalışanlar ile fakat farklı sistem (görüntü alıcısı olarak görüntü güçlendirici bulunan bir floroskopi sistemi) kullanılarak yapılan çalışmanın (Bor vd. 2004) sonuçları beraber gösterilmektedir.

Çizelge 5.6 2004 yılında aynı anjiyografi biriminde, aynı çalışanlar ve farklı cihaz ile gerçekleştirilen incelemelerde yapılan doz değerlendirmelerinin, bu çalışma ile karşılaştırılması

		Ortalama		Ortalama		KAP		Etkin Doz	
		floro süresi (dk)		görüntü sayısı		(Gycm ²)		(mSv)	
		Bor vd. 2004	Bu çalışma	Bor vd. 2004	Bu çalışma	Bor vd. 2004	Bu çalışma	Bor vd. 2004	Bu çalışma
Renal	Tanısal	5,2	7,5	62	163	86	85	13,7	13,9
	Tedavisel	5,0	7,0	84	150	81	147	11,7	27,2
Hepatik	Tanısal	3,2	9,6	59	129	52	105	8,6	14,5
	Tedavisel	7,7	7,4	59	56	77	57	10,5	8,6
Toraks	Tanısal	8,0	4,4	72	102	48	60	6,0	10,4
	Tedavisel	-	1,9	-	33	-	20	-	3,7
Alt Ekstremit	Tanısal	1,0	2,2	44	87	14	15	3,5	1,2
	Tedavisel	2,2	10,3	36	123	18	31	4,5	2,6
Üst Ekstremit	Tanısal	5,7	3,0	59	79	12	9	0,6	0,8
	Tedavisel	5,7	2,7	61	79	18	8	0,9	0,7
Karotid	Tanısal	5,0	5,5	83	129	24	18	4,9	1,7
	Tedavisel	8,6	9,9	101	117	22	35	2,5	3,2

Çizelge 5.6 incelendiğinde renal incelemelerinde tanısal ve tedavisel işlemler için hem ortalama floroskopi süresi hem de ortalama radyografik görüntü sayısının bu tez çalışmasında arttığı gözlenmiştir. Tedavisel işlemlerde bu artış ortalama KAP değerinde de gözlenirken tanısal işlemler için ortalama KAP değerinde büyük bir değişim gözlenmemiştir. Bu duruma bu tez çalışmasında daha fazla kolimasyon kullanılmasının sebep olduğu düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında tanısal hepatik işlemlerinde ortalama floroskopi süresi ve ortalama radyografik görüntü sayısında bir artış gözlenmiştir ve bunun sonucunda ortalama KAP değerlerinde de bir artış meydana gelmiştir. Tedavisel işlemlerde ise hem ortalama floroskopi süresi hem de ortalama radyografik görüntü sayısında az da olsa bir azalma gözlenmiş ve bu da ortalama KAP değerinde bir azalmaya sebep olmuştur (Çizelge 5.6).

Tanısal toraks incelemelerinde bu tez çalışmasında ortalama floroskopi sürelerinde bir azalma gözlenirken, ortalama radyografik görüntü sayısında bir artış gözlenmiştir (Çizelge 5.6). Ortalama KAP değerinde ise bir artış görülmektedir.

Bu tez çalışmasında tanısal ve tedavisel alt ekstremitte işlemlerinde ortalama floroskopi süresinde, ortalama radyografik görüntü sayısında ve ortalama KAP değerlerinde bir artış gözlenmiştir. Çizelge 5.6'da verilen ortalama KAP değerleri etkin doz hesaplamalarında kullanılan (toplam KAP değerinin %50'si) ortalama KAP değerleridir. Ortalama KAP değerlerindeki bu artışa rağmen hastaların daha düşük değerlerde etkin doza maruz kaldığı hesaplanmıştır. Bu duruma iki çalışmada etkin doz hesaplamalarının farklı şekillerde yapılması ve bu hesaplamalarda farklı doku ağırlık faktörlerinin kullanılmasının sebep olduğu düşünülmektedir. Bu tez çalışmasında ICRP 103'ün önerdiği doku ağırlık faktörleri kullanılırken 2004 çalışmasında ICRP 60'ın önerdiği doku ağırlık faktörleri kullanılmıştır (Bor vd. 2004).

Üst ekstremitte incelemelerinde tanısal ve tedavisel işlemlerde bu tez çalışmasında ortalama floroskopi süresinde azalma, ortalama radyografik görüntü sayısında ise artış gözlenmiştir. Buna bağlı olarak ortalama KAP değerlerinde bir azalma gözlenmiştir (Çizelge 5.6).

Bu tez çalışmasında tanısal ve tedavisel karotid incelemelerinde ortalama floroskopi süresi ve ortalama radyografik görüntü sayılarında bir artış gözlenmiştir (Çizelge 5.6).

Ortalama KAP değerlerinde ise tanısal işlemlerde bir azalma görülürken, tedavisel işlemlerde bir artış gözlenmiştir. Tanısal karotid işlemlerinde ortalama KAP değerlerindeki bu azalmaya daha etkin kolimasyon kullanılmasının sebep olduğu düşünölmektedir.

5.2 Çalışan Dozu Ölçüm Sonuçları

Çizelge 4.10'da incelemelere katılan bir hekim iki hemşire ve bir teknisyen için yapılan ölçüm sonuçları ve hesaplanan etkin doz değerleri görölmektedir.

Yapılan ölçüm ve hesaplamalar sonucunda hastaların maruz kaldığı her 1 Gy cm^2 'lik ışınlama için hekim, hemşire I ve teknisyenin maruz kalacağı etkin doz değerleri sırasıyla 0,155 μSv , 0,114 μSv ve 0,148 μSv olarak belirlenmiştir. Teknisyenin inceleme sırasındaki konumu itibariyle hekime göre daha az düzeyde radyasyona maruz kalacağı açıktır ancak etkin doz hesaplamaları sonucu 1 Gy cm^2 'lik hasta ışınlaması için teknisyenin maruz kaldığı etkin doz değeri hekime göre daha az olsa da bu değerler birbirine oldukça yakındır. Bu durumun hekimin kullandığı kurşun önlüğün kalınlığının teknisyenin kullandığı kurşun önlüğe göre daha fazla olmasından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır.

Hasta dozlarının her inceleme için geniş bir aralıkta farklılık göstermesi, çalışanların da her inceleme sırasında maruz kaldığı radyasyon miktarının geniş bir aralıkta değişmesine sebep olmaktadır. Ancak çalışanlar adına bir gösterge olması amacıyla uluslararası kuruluşlar tarafından belirlenen yıllık sınır değerleri (20 mSv) aşmadan çalışanların 1 yıl (220 iş günü) içerisinde katılabileceği inceleme sayısı hesaplanmıştır (Çizelge 4.10). Buna göre 1 yıl içerisinde hekimin 813 incelemeye, I ve II numaralı hemşirenin sırasıyla 1227 ve 1228 incelemeye katılması durumunda lensler için ICRP tarafından belirlenen yıllık sınır olan 20 mSv'e ulaşılabileceği belirlenmiştir. Teknisyen için lens dozu ölçümü yapılamamasından dolayı tüm vücut etkin dozu üzerinden katılabileceği inceleme sayısı belirlenmiştir. Teknisyenin toplam vücut dozunun ICRP tarafından belirlenen yıllık 20 mSv sınırını geçmemesi için bir yıl içerisinde en fazla 3478 incelemeye katılabileceği belirlenmiştir.

Bu tez çalışması sonucunda anjiyografi incelemelerinde hastaların maruz kaldığı doz seviyelerinin geniş bir spektrumda dağıldığı gözlenmiştir. Bu sebeple bu incelemeler için bir DRL seviyesinin belirlenmesi önemlidir. Girişimsel radyoloji incelemeleri için ülkemizde DRL seviyeleri belirlenmemiştir. Ülkemiz için belirlenecek DRL seviyelerine bir örnek oluşturması açısından daha fazla hastanede bu tarz çalışmaların yapılmasının faydalı olacağı düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

- Anonymous. 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 60.
- Anonymous. 2005. Patient Dosimetry For X-Rays Used In Medical Imaging. ICRU (The International Commission On Radiation Units And Measurements), Report no 74.
- Anonymous. 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 103.
- Anonymous. 2007. Radiological Protection in Medicine. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 105.
- Anonymous. 2012. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. EC (European Commission), Radiation Protection No 162.
- Anonymous. 2012. ICRP Statement on Tissue Reactions - Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 118.
- Bor, D., Sancak, T., Olgar, T., Elcim, Y., Adanali, A., Sanlıdilek, U., & Akyar, S. (2004). Comparison of effective doses obtained from dose–area product and air kerma measurements in interventional radiology. *The British Journal of Radiology*, 77(916); 315-322. doi:10.1259/bjr/29942833
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (n.d.). (2012). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed.). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 1030, Philadelphia. Sayfa 282, 283, 292, 293, 294, 306, 308, 380
- 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
- D'Alessio, D., Giliberti, C., Soriani, A., Carpanese, L., Pizzi, G., Vallati, G. E., & Strigari, L. (2013). Dose evaluation for skin and organ in hepatocellular carcinoma during angiographic procedure. *Journal of Experimental & Clinical Cancer Research*, 32(1). doi:10.1186/1756-9966-32-81
- Dauer, L. T., Thornton, R., Boylan, D. C., Holahan, B., Prins, R., Quinn, B., & Germain, J. S. (2011). Organ and effective dose estimates for patients undergoing hepatic arterial embolization for treatment of liver malignancy. *Medical Physics*, 38(2); 736-742. doi:10.1118/1.3533685

- Dauer, L. T., Thornton, R., Erdi, Y., Ching, H., Hamacher, K., Boylan, D. C., . . . Germain, J. S. (2009). Estimating Radiation Doses to the Skin from Interventional Radiology Procedures for a Patient Population with Cancer. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 20(6); 782-788. doi:10.1016/j.jvir.2009.03.009
- Dowsett, D. J., Kenny, P. A., & Johnston, R. E. (2006). *The physics of diagnostic imaging* (2nd ed.). Hodder, 725, London. Sayfa 269, 370, 371
- Erskine, B. J., Brady, Z., & Marshall, E. M. (2014). Local diagnostic reference levels for angiographic and fluoroscopic procedures: Australian practice. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 37(1); 75-82. doi:10.1007/s13246-014-0244-2
- Etard, C., Bigand, E., Salvat, C., Vidal, V., Beregi, J. P., Hornbeck, A., & Greffier, J. (2017). Patient dose in interventional radiology: A multicentre study of the most frequent procedures in France. *European Radiology*, 27(10); 4281-4290. doi:10.1007/s00330-017-4780-5
- Gfirtner, H., Stieve, F., & Wild, J. (1997). A new Diamentor for measuring kerma-area product and air-kerma simultaneously. *Medical Physics*, 24(12); 1954-1959. doi:10.1118/1.598109
- Gislason-Lee, A., Hoornaert, B., Cowen, A. R., Davies, A. G. (2013, March). Understanding automated dose control in dynamic X-ray imaging systems. *European Congress of Radiology (ECR) 2013, Vienna, Austria*. doi:10.1594/ecr2013/C-2183
- Hart, D., Hillier, M. C., & Wall, B. F. (2007). *Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK –2005 Review*. Health Protection Agency Radiation Protection Division Report (HPA-RPD-029), ISBN 978-0-85951-600-6
- Juszkat, R., Blaszkak, M. A., Majewska, N., & Majewski, W. (2009). Dose-Area Product Of Patients Undergoing Digital Subtraction Angiography (Dsa): Abdominal Aorta And Lower Limb Examinations. *Health Physics*, 96(1), 13-18. doi:10.1097/01.hp.0000326445.75429.a2
- Leeds Test Objects. Web Sitesi. <http://testobjects.com/sfs.html>. Erişim Tarihi: 10.02.2019
- Livingstone, R. S., Kumar, N. K., & Raj, D. V. (2001). Radiation dose to voluntary kidney donors during renal angiography procedures. *Journal of Radiological Protection*, 21(4); 371-376. doi:10.1088/0952-4746/21/4/305
- Livingstone, R., Mammen, T., & Gopi. (2005). Evaluation of radiation dose to patients during abdominal embolizations. *Indian Journal of Medical Sciences*, 59(12); 528. doi:10.4103/0019-5359.19195

- Majewska, N., Blaszkak, M., Juszkat, R., Frankiewicz, M., Makalowski, M., & Majewski, W. (2011). Patients' Radiation Doses During the Implantation of Stents in Carotid, Renal, Iliac, Femoral and Popliteal Arteries. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 41(3); 372-377. doi:10.1016/j.ejvs.2010.10.018
- Martin, C. J. (2007). Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. *Radiation Protection Dosimetry*, 128(4); 389-412. doi:10.1093/rpd/ncm495
- McParland, B. J. (1998). A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *The British Journal of Radiology*, 175-185.
- Nickoloff, E. L. (2011). AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Physics of Flat-Panel Fluoroscopy Systems. *RadioGraphics*, 31(2); 591-602. doi:10.1148/rg.312105185
- Niklason, L. T., Marx, M. V., & Chan, H. (1994). The Estimation of Occupational Effective Dose in Diagnostic Radiology With Two Dosimeters. *Health Physics*, 67(6); 611-615. doi:10.1097/00004032-199412000-00003
- Persliden, J. (2005). Patient and staff doses in interventional X-ray procedures in Sweden. *Radiation Protection Dosimetry*, 114(1-3); 150-157. doi:10.1093/rpd/nch539
- Rana, B. S., Kumar, S., Ahuja, C. K., Singh, N. P., Yadav, M. K., & Sandhu, I. S. (2018). Estimation of Radiation Exposure to The Patients in Diagnostic and Therapeutic Interventional Procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, 181(3); 290-300. doi:10.1093/rpd/ncy025
- RTI Electronics. Web Sites. <https://www.rtigroup.com/content/downloads/application-notes/Piranha%20-%20HVL%20and%20TF%20-%20AN011.pdf>. Erişim Tarihi: 31.05.2018
- Ruiz-Cruces, R., Pérez-Martínez, M., Martín-Palanca, A., Flores, A., Cristófol, J., Martínez-Morillo, M., & Ríos, A. D. (1997). Patient dose in radiologically guided interventional vascular procedures: Conventional versus digital systems. *Radiology*, 205(2); 385-393. doi:10.1148/radiology.205.2.9356618
- Ruiz-Cruces, R., Vano, E., Carrera-Magariño, F., Moreno-Rodríguez, F., Soler-Cantos, M. M., Canis-Lopez, M., . . . Cañete, S. (2016). Diagnostic reference levels and complexity indices in interventional radiology: A national programme. *European Radiology*, 26(12); 4268-4276. doi:10.1007/s00330-016-4334-2
- Seibert, J. A. (2006). Flat-panel detectors: How much better are they? *Pediatric Radiology*, 36(S2); 173-181. doi:10.1007/s00247-006-0208-0
- 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
- Tapiovaara M., & Siiskonen, T., (2008). PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2 nd Ed.). Report STUK-A139, Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety.

- Topaltzikis, T., Rountas, C., Fezoulidis, I., Kappas, C., & Theodorou, K. (2009). In vivo dosimetry during DSA of the carotid and renal arteries. Derivation of local DRLs. *Physica Medica*, 25(4); 166-171. doi:10.1016/j.ejmp.2008.11.004
- Topaltzikis, T., Rountas, C., Moisisidou, 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
- Tsalafoutas, I. A., Goni, H., Maniatis, P. N., Pappas, P., Bouzas, N., & Tzortzis, G. (2006). Patient Doses from Noncardiac Diagnostic and Therapeutic Interventional Procedures. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 17(9), 1489-1498. doi:10.1097/01.rvi.0000233526.17393.e4
- Tsapaki, V., Vano, E., Mavrikou, I., Neofotistou, V., Gallego, J. J., Fernandez, J. M., . . . Mendez, J. (2007). Comparison of Patient Dose in Two-Dimensional Carotid Arteriography and Three-Dimensional Rotational Angiography. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 31(3); 477-482. doi:10.1007/s00270-007-9190-7
- 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
- Yaffe, M. J., & Rowlands, J. A. (1997). X-ray detectors for digital radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 42(1); 1-39. doi:10.1088/0031-9155/42/1/001
- Zotova, R., Vassileva, J., Hristova, J., Pirinen, M., & Järvinen, H. (2012). A national patient dose survey and setting of reference levels for interventional radiology in Bulgaria. *European Radiology*, 22(6); 1240-1249. doi:10.1007/s00330-012-2386-5

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Onur ERDEM

Doğum Yeri: Ankara

Doğum Tarihi: 15.06.1990

Medeni Hali: Bekâr

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu

Lise: Dr. Binnaz Ege - Dr. Rıdvan Ege Anadolu Lisesi (2008)

Lisans: Hacettepe Üniversitesi – Fizik Mühendisliği Bölümü (2015)