ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BAZI GİRİŞİMSEL İNCELEMELERDE PERSONEL DOZUNUN BELİRLENMESİ

Elif ÖNAL

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ANKARA
2006

Her hakkı saklıdır

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında , Elif ÖNAL tarafından hazırlanan bu çalışma 21 / 03/ 2006 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Doğan BOR

Üye : Yrd. Doç. Dr. Refik TURHAN

Üye : Doç. Dr. Tanzer SANCAK

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Ülkü MEHMETOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisan Tezi

BAZI GİRİŞİMSEL İNCELEMELERDE PERSONEL DOZUNUN BELİRLENMESİ

Elif ÖNAL

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Bu çalışmada amacımız kardiyoloji incelemelerinde kardiyologların maruz kadıkları radyasyon dozu basit metodlar kullanılarak belirlenmiştir.157 girişimsel çalışmada 5 farklı kardiyoloji sisteminde toplam 9 kardiyoloğun etkin doz ve efektif doz değerleri belirlenmiştir. Herbir projeksiyon için DAP metre kullanılarak hasta dozlarının ayrı ayrı ölçümü yapılmıştır. Bu ölçüler sırasınada floroskopi zamanı T_{fl}, radyografik görüntü sayısı N eş zmanlı olarak kaydedilmiştir. Hasta çalışmalrı ile aynı projeksiyonlar için rando fantom ışınlanmış ve floroskopik ışınlamada dakikadaki ($D_{150}^{n}T_{fl}^{n}$) saçılan doz değeri, radyografik ışınlamada ise radyografik görüntü başına ($D_{150}^{n}N^{n}$) saçılan doz değerleri her bir projeksiyon için belirlenmiştir. Kardiyoloğun bacak, el (bilek), tiroid (göz) dozlarının tahmini için sırası ile yerden 50, 100 ve 150 cm yüksekliklerde saçılan doz değerleri ölçülmüştür. Her kardiyolog için takip ettiği incelemelere bağlı olarak toplam T_{fl} ve N değerleri her bir projeksiyon için belirlendi.

$$D_{150} = \sum_{n} D_{150}^{n} T_{fl}^{n} \left(\overline{T_{fl}^{n}}\right) + \sum_{n} D_{150}^{n} N^{n} \left(N^{n}\right), \quad \text{n= 4, 5, 6, 7, 10}$$

Yukarıdaki bağıntıdan yararlanılarak ekstermite dozları hesaplanmıştır. Burada n; projeksiyon numarasını, x ise yerden olan yüksekliği ifade etmektedir. Her bir kardiyolog için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri birbirleri le kıyaslandığında sonuçların birbirleri ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.

2006, 78 sayfa

Anahtar Kelimeler : Doz- alan çarpımı, giriş dozu, etkin doz.

ABSTRACT

Master Thesis

ASSESMENT OF MEDICAL STAFF RADIATION DOSES RECEIVED IN SOME INTERVENTIONAL EXAMINATION

Elif ÖNAL

Ankara University
Garduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Engineering Physics
Supervisor : Prof. Dr. Doğan BOR

The aim of this work is to suggest a simple method for the estimation of cardiologist extremity doses.The extremity and effective doses of nine cardiologists working at five different angiographic units were measured for 157 interventional examinations. Simultaneous measurement of patient doses were also carried out using a DAP meter separately for each projection. Fluoroscopy time (T_{fl}), number of radiographic frames (N) were recorded on-line during these measurements. A Rando phantom was exposed at similar projections with patient studies and one minute of fluoroscopic exposure ($D_{150}^{n}T_{fl}^{n}$) and one frame of radiographic exposure ($D_{150}^{n}N^{n}$) were determined for each projection. Scatter radiations from these exposures were also measured at 50, 100 and 150 cm above the floor level at the cardiologist positions for the estimation of legs, wrists and thyroid (or eye) doses. Weighting of projections were determined for the patient group of each cardiologist using the recorded values of T_{fl} and N_{rf} .Extremity doses, D_x were calculated with the following formula:

$$D_{150} = \sum_{n} D_{150}^{n} T_{fl}^{n} \left(\overline{T_{fl}^{n}}\right) + \sum_{n} D_{150}^{n} N^{n} \left(N^{n}\right), \quad \text{n= 4, 5, 6, 7, 10}$$

n gives the projection number and x is the distance from the floor level. Measured and calculated extremity doses for each cardiologist were in good agreement. The calculated doses for 50cm and 100cm were found within the measured values of left and right legs and wrists. The use of dominant projection data alone still provided comparable results.

2006, 78 pages

Key Words : Dose-area product, entrance dose, effective dose.

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her safhasında beni yönlendiren hocam Prof. Dr. Doğan BOR'a, bu çalışma için bize tüm imkanlarını sunan Ankara Üniversitesi İbn-i Sina Hastanesi Kardiyoloji ABD başkanı Çetin EROL'a, Ankara Üniversitesi Cebeci Kalp Merkezi Kardiyoloji ABD başkanı Berkten Berkalp'e, Gazi Üniversitesi Kardiyoloji ABD başkanı Atiye Çengel'e, bu uzun ve meşakatli dönemde desteklerini ve sabırlarını esirgemeyen aileme ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Elif ÖNAL
Ankara, Mart 2006

SİMGELER DİZİNİ

AP	Anterior-Posterior projektion
DA	Dijital Anjiyografi
DAP	Doz- Alan Çarpımı
GG	Görüntü Güçlendirici
HVL	Half Value Layer
kVp	Kilovolt tepe değeri
LiF	Lityum Florür
LLAT	Left Lateral projektion
mA	Miliamper
mAs	Miliampersaniye
PA	Postero-Anterior projektion

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Koroner anjiyografide a. balon ve b. stent uygulamaları 4
Şekil 2.2 Anjiyografi sistemin şematik gösterimi 4
Şekil 2.3 Görüntü güçlendirici 5
Şekil 2.4 Daralmış damarın anatomik ve anjiyografik görünümleri 7
Şekil 2.5 Deterministik etki için etki olasılığının doza göre değişimi 8
Şekil 2.6 Yüksek dozdaki ışınlamaların bazı sonuçları 18
Şekil 3.1 Doz ölçüm düzeneği 20
Şekil 3.3 Kardiyologlara TL dozimetrelerinin yerleştirilmesi 22
Şekil 3.4 Ölçüm yapılan hekim konumları 22
Şekil 3.5 Saçılan doz ölçümleri yerden 1 m yükseklik için
4. projeksiyon a. , 5. (PA) projeksiyon b. ,
6.projeksiyon c. , 7. projeksiyon d. ,
10. projeksiyon ölçümleri ise e. 'de gösterilmiştir..... 25
Şekil 4.1 Yerden 50 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri 41
Şekil 4.2 Yerden 100 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri 41
Şekil 4.3 Yerden 150 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri 42
Şekil 4.4 50 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan
(farklı projeksiyonlar kullanılarak) doz değerleri (mGy) 44
Şekil 4.5 100 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan (farklı
projeksiyonlar kullanılarak) doz değerleri (mGy) 45
Şekil 4.6 150 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri (mGy) 45

ÇİZELGELER DÜZENİ

Çizelge 2.1 Deterministik etki doz sınır değerleri 9
Çizelge 2.2 ICRP ogan ağırlık faktörleri 11
Çizelge 3.1 Sistemlere ait floroskopik ve radyografik ışınlama seçenekleri 17
Çizelge 3.2 Saçılan doz değeri ölçümlerinde kullanılan projeksiyonlar ve açı değerleri 23
Çizelge 3.3 Hesaplamaya esas teşkil eden projeksiyonlar 27
Çizelge 3.4 S3 sistemindeki incelemeye ait bilgiler 28
Çizelge 3.5 S3 sisteminde 1. pozisyona ait saçılan doz değerleri 28
Çizelge 4.1 Sistemlere ait ölçüm sonuçları 32
Çizelge 4.2 İncelemelerin sistemlere dağılımı 33
Çizelge 4.3 İncelemesi yapılan hekimlere ait bilgiler 34
Çizege 4.4 Kardiyologların katılmış olduğu incelemeler ve sayıları 34
Çizelge 4.5. Kardiyologların direkt doz ölçümleri 35
Çizelge 4.6 S1 sisteminde kardiyologların kullandıkları floroskopi modlarının tüm incelemedeki toplam floroskopi süresine göre kullanım yüzdeleri 37
Çizelge 4.7 Yıllık doz sınırları için hasta sayıları 39
Çizelge 4.8 Kardiyologların hesaplanan doz değerleri (5 projeksiyon kullanılarak) 40
Çizelge 4.9 Hesaplanan doz değerleri (4. ve 7. projeksiyondan) 44
Çizelge 4.10 Her bir inceleme için kardiyoloğun 1. ve 2. konumda aldıkları doz değerleri 48
Çizelge 4.11 Kardiyologları hesaplanan ve ölçülen DAP(Gy*cm^2) değerleri 49
Çizelge 4.12 Kardiyologlara ait ölçülen ve mesafe düzeltmesi ile hesaplanan doz değerleri 50
Çizelge 5.1 Çalışmalardan elde edilen ortalama T_{fl} ve RG sayılarının literatür ile karşılaştırılması 53
Çizelge 5.2 Kardiyologların ölçülen ekstremite dozlarının ortalamasının literatür ile karşılaştırılması 54
Çizelge 5.3 Çalışmada elde edilen ortalama Efektif dozun literatür ile karşılaştırılması 55

Çizelge 5.4 Yerden 100 cm yüksekli ve 1.pozisyon için ölçülen ve
literatürdeki saçılan doz hızı değerleri (μR/saat) 56

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **i**

ABSTRACT ..... **ii**

TEŞEKKÜR ..... **iii**

SİMGELER DİZİNİ ..... **iv**

ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **v**

ÇİZELGELER DÜZENİ ..... **vi**

1.GİRİŞ **1**

2. KURAMSAL TEMELLER **2**

2.1 Yapılan Klinik İncelemeler **3**

2.2 Anjiyografi Sistemi **4**

2.2.1 X-ışın jeneratörü ve tüpü **5**

2.2.2 Görüntüleme sistemi **5**

2.2.3 Otomatik parlaklık kontrolü **6**

2.2.4 Anjiyografi sistemlerinde görüntülerin oluşumu **6**

2.3 Radyasyonun Biyolojik Etkileri **7**

2.3.1 Deterministik etki **7**

2.3.2. Stokastik etki **9**

2.4. Etkin Doz **10**

2.5 Hasta Dozu Ölçüm Yöntemleri **11**

2.5.1 Doz-Alan çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ölçüm yöntemi **12**

2.5.2 Cilt dozu ölçüm yöntemi **12**

2.6 Personel Dozu Ölçüm Yöntemleri **13**

2.6.1 Direkt ölçümler **13**

2.6.2 İndirekt ölçümler **14**

3. MATERYAL ve YÖNTEM **15**

3.1 İncelemelerde Kullanılan Anjiyografi Sistemleri **15**

3.2 Kardiyoloji İncelemelerinin Sınıflandırılması **18**

3.3 Hasta Dozu Ölçümleri **18**

3.3.1 Doz ölçüm düzeneği **18**

3.3.2 Doz ölçümü **19**

3.4 Personel Doz Ölçümleri **20**

3.4.1 Direkt ölçümler 20
3.4.2 İndirekt ölçümler 23
3.4.2.1 Saçılan doz ölçümü 23
3.4.2.2 Oda içi radyasyon dağılımları 26
3.4.2.3 Her bir kardiyolog için dozun hesaplanması 26
3.4.2.4 Belirli bir sistem için ortalama kardiyolog dozunun hesabı 29
3.4.2.5 Ortalama kardiyolog dozu (tüm sistemler için) 30
3.4.2.6 Kardiyologlar için hesaplanan DAP değerleri 31
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA 32
4.1. Sistemlerin Performans Ölçümleri 32
4.2 İncelemelerin Sistemlere Göre Dağılımı 33
4.3. Kardiyolog Dozlarının Direkt Ölçüm Sonuçları 33
4.4 Rando Fantom ile Anjiyografi Odasındaki Saçılan Radyasyon Dağılımı 39
4.5 Saçılan Radyasyon Ölçümlerinden Her Bir Kardiyolog Dozunun Saptanması..... 40
4.6 Ortalama Kardiyolog Dozlarının Belirli Bir Sistem İçin Saptanması 47
4.7 Kardiyologlar İçin Hesaplanan DAP Değerleri 49
5. SONUÇ 52
KAYNAKLAR 57
EKLER 59
EK 1 60
EK 2 64
EK 3 68
EK 4 72
EK 5 76
ÖZGEÇMİŞ 78

1.GİRİŞ

Girişimsel radyoloji ve kardiyoloji çalışmaları ülkemizde ve dünyada son zamanlarda önemli ölçüde artış göstermiştir. Halen toplum ışınlamasına en büyük katkı diagnostik radyoloji incelemelerinden gelmektedir. Ancak bu incelemelerde hekim ve hasta dozlarının aynı anda ölçülmesi oldukça zordur ve her kullanıcı tarafından gerçekleştirilmesi ise kolay değildir. Maruz kaldıkları radyasyonun miktarını bilemeyen hekimler korunma kurallarına uymadan çok sayıda incelemeyi yapmaktadırlar. Personel dozlarının hasta ölçümlerinde kullanılan parametrelere bağlı olarak ölçülmesi daha kapsamlı bilgi gerektirmektedir. Eş zamanlı doz ölçümleri ile hekimlerin belirli bir süreç içerisinde yapabilecekleri maksimum inceleme sayıları, bu incelemelerin çeşitlerine göre verilebilir.

Girişimsel kardiyoloji incelemelerinde personelin aldığı dozu hesaplayabilmek için temelde iki farklı yöntem kullanılmıştır. Bunlardan birincisi direkt ölçümler ikincisi ise indirekt ölçümlerdir. Direkt ölçümler incelemeler sırasında kardiyologlara dağıtılan TL dozimetreleri ile gerçekleştirilmektedir. Bu dozimetreler her incelemede verilip inceleme sonunda kardiyologlardan toplanmıştır. Dozimetreler bacak dozlarını belirlenebilmesi için kardiyoloğun diz hizasında sağ ve sol bacaklara denk gelecek şekilde, el dozunu belirlemek için sağ ve sol ellerinin parmaklarına (kullanım kolaylığı açısında bazı kardiyologlara bileklerine), bel seviyesinde kurşun önlüğün altında kalacak şekilde , tiroid seviyesinde kurşun önlüğün dışına gelecek şekilde ve göz seviyesindeki dozu belirlemek üzere kardiyoloğun alnına yerleştirilmiştir. Böylelikle kardiyologlara ait doz değerleri direkt ölçülmü gerçekleştirilir. İkinci yöntem olan indirekt ölçümlerde ise, ilk aşamayı oda içindeki radyasyon dağılımın belirlenmesi oluştrmaktadır. Bu amaçla hasta çalışmalarından en çok kullanıldığı belirlenen projeksiyonlar için Rando fantomun ışınlanması sonucu saçılan radyasyon dozları belirlenmiştir. Bu değerler kardiyoloğun en sık bulunması beklenen konumlar için yerden sırası ile 50, 100 ve 150 cm yüksekliklerde ölçülmüştür. Dozimetre çalışması yürütülen her bir kardiyolog o kardiyoloğun takip ettiği tüm incelemerin toplam floroskopi süresi ve radyografik görüntü sayıları projeksiyonlara bulunur. Bu değerler ile rando fantom deneylerinde ölçülen saçılan doz değerleri kullanılarak o kardiyoloğa

ait doz değerleri hesaplanmıştır. İndirekt ölçümün diğer kısmında ise her sistemde her inceleme türür ve toplamdaki hastalarda inceleme türünden bağımsız olmak üzere çalışma parametreleri (projeksiyonlara göre toplam floroskopi süresi ve radyografik görüntü sayıları) belirlenmiştir. Bu sayede kardiyoloğun dozimetre kullanmaması durumunda inceleme türüne göre alacağı ortalama doz değerleri hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir.

Direkt doz ölçümleri kardiyologların etkin doz değerleri ve inceleme başına aldıkları doz değerlerinin belirlenmesi sağlanmıştır. Bu sayede kardiyologların doz seviyelerini yıllık sınırlara ulaştıracak olan inceleme sayıları belirlenmiştir. Yılda alınabilecek toplam incelem sayısın bilinmesi ile yılda ortalama 220 iş günü olduğu kabul edilerek ve kardiyoloğun yıllık sınırlara ulaşmak için günde yapabileceği toplam hasta sayıları belirlenmiştir.

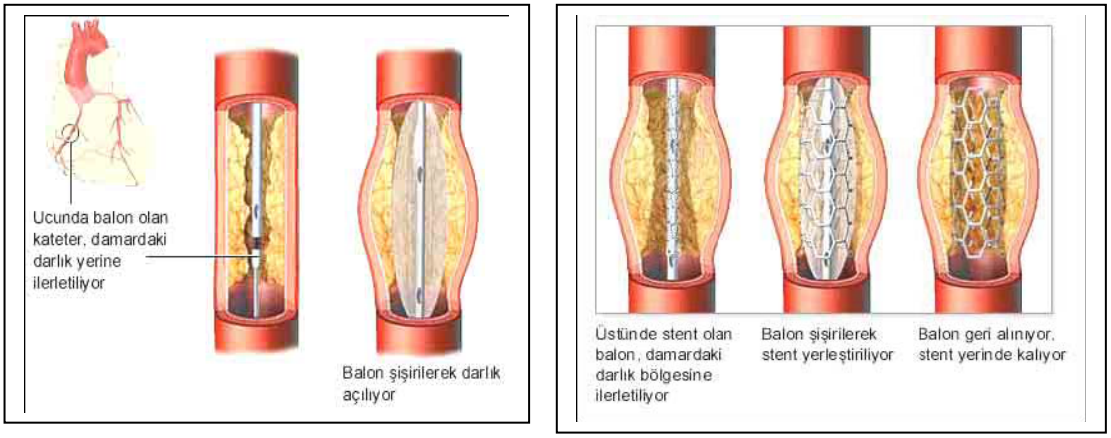
2. KURAMSAL TEMELLER

Bu bölümde kardiyoloji alanında kalp damarları üzerinde yapılan x-ışın incelemeleri, bu alanda kullanılan anjiyografi sistemlerinin özellikleri, radyasyonun biyololjik etkileri, hasta ve kardiyolog doz ölçüm yöntemleri hakkında bilgi verilmektedir.

2.1 Yapılan Klinik İncelemeler

Yapılan incelemelerin başında koroner anjiyografi incelemesi gelmektedir. Koroner Anjiyografi, koroner arter hastalığının teşhisinde kullanılan bir yöntemdir ve koroner arterlerin hangi bölgesinde ne kadar daralma ve / veya tıkanma olduğu tesbit edilebilir. İşlem esnasında kalp boşluklarına da ulaşılacağı için kalp kateterizasyonu ile kalp kapaklarının ve duvarlarının çalışmasındaki kusurlar da incelenebilir.

Yapılan tetkikler sonucunda, eğer kalpte damar tıkanıklığını gösteren bulgular varsa koroner anjiyografi ile kalp damarlarının görüntülenmesinden sonra, aynı işlem sırasında veya ikinci bir seansta daralmış veya tıkanık damarları balon [Percutaneus Transluminal Coronary (PTCA)] veya tel kafes (stent) yöntemi ile açmak mümkün olmaktadır. Balon yönteminde hastanın kasığından girilerek darlık bölgesine kadar çok ince bir kılavuz tel sonra da bu telin üzerinden ince bir balon sönük halde ilerletilir, tam darlığın üzerinde bu balon şişirilerek o bölge genişletilir, eğer tel kafes takılacaksa üzerinde tel kafes olan özel balonlar ilerletilerek darlık bölgesinde şişirilir ve damar genişletilir. Tel kafes damarda bırakılır. Eğer damarlar bu yöntemlerle yani ameliyatsız olarak açılamayacaksa, koroner by-pass ameliyatı ile darlıkların ilerisine ek damarlar bağlanabilir. Şekil 2.1'de tıkalı damar üzerinde stent ve balon uygulamaları görülmektedir.



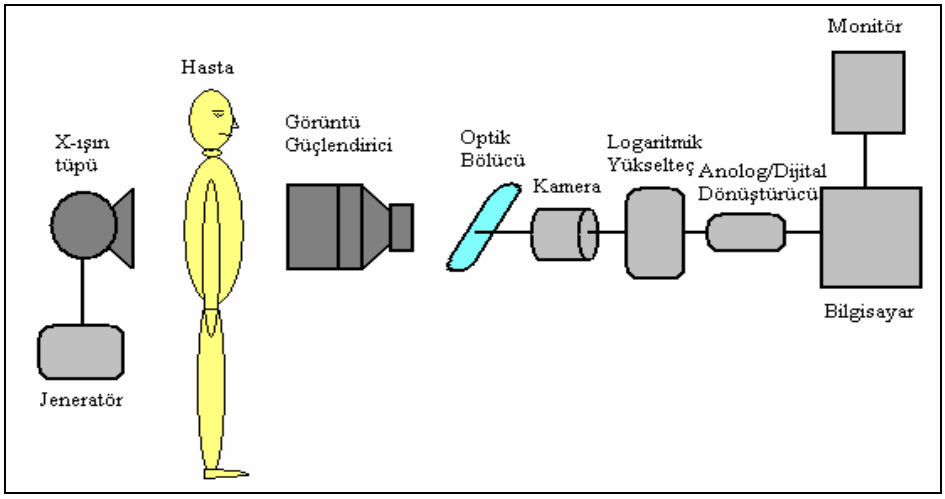
a) (b)

Şekil 2.1 Koroner anjiyografide a. balon ve b. stent uygulamaları

Kalpte oluşan küçük elektriksel uyarıların düzeninin bozulmasına Aritmi denir. Aritminin tedavisinde bir çok yöntem kullanılır. Bunlardan bir tanesi radyofrekans (ablasyon) yöntemidir. Bu yöntem elektrofizyolojik (EPS) araştırma ile aritmiye sebep olan odak bulunabildiği takdirde bu odağın radyo-frekans dalgaları yardımıyla yok edilmesine dayanmaktadır.

2.2 Anjiyografi Sistemi

Anjiografi sistemlerinde damar içerisinde kontrast maddenin ilerleyişi dinamik olarak gözlenmekte gerekli durumlarda çok kısa aralıklarla daha yüksek kalitede bir statik görüntü almış.



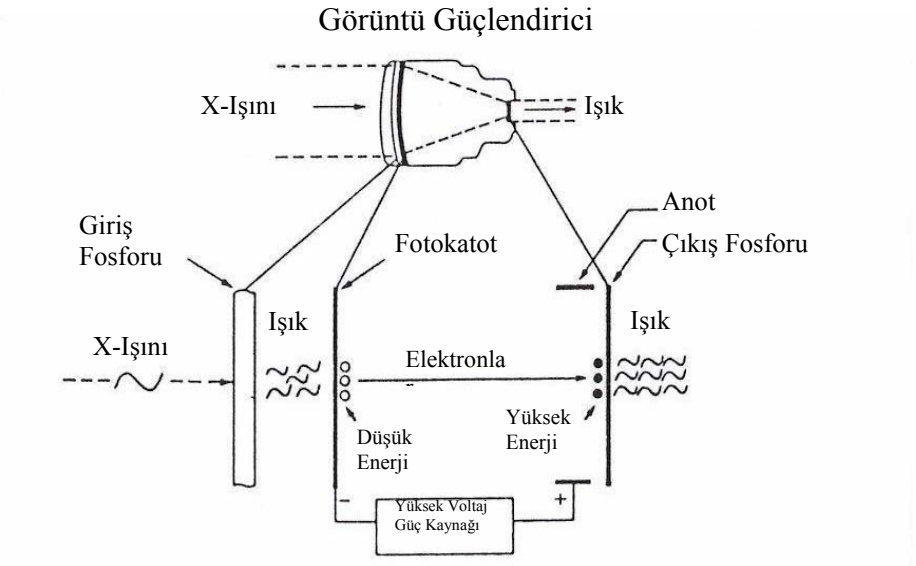
Şekil 2.2 Anjiyografi sistemin şematik gösterimi

2.2.1 X-ışın jeneratörü ve tüpü

Floroskopik incelemelerde kullanılan X-ışın tüp ve jeneratörleri, konvansiyonel uygulamalarda kullanılanlardan çok daha yüksek X-ışın verimi sağlarlar ve ısı kapasiteleri daha fazladır. Jeneratörler, üç faz (6 yada 12 puls) ve yüksek frekans olmak üzere genelde iki tiptir. (Güçlü 2003)

2.2.2 Görüntüleme sistemi

Görüntüleme sisteminin ilk parçası görüntü güçlendiricidir (GG). GG'nin çalışma prensibi Şekil 2.3'de görülmektedir. GG giriş fosforunda X-ışınları soğurularak ışığa çevirilirler. Işık fotonları fotoelektrik etkileşme ile fotokatotta soğurularak, elektron koparırlar. GG içinde, elektronları çıkış fosforuna odaklamak için bir seri elektrot vardır. Elektrotlar üzerine uygulanan voltaj değiştirilerek, giriş görüntü büyüklüğü veya GG büyütme modu ayarlanabilir. Kopan elektronlar, GG çıkış fosforuna doğru hızlandırılarak çarptırılırlar. Çıkış fosforunda elektronlar soğurulur ve ışık fotonları oluşur.



Şekil 2.3 Görüntü güçlendirici

Bu fotonlar, GG çıkış fosforunun arkasında bulunan bir mercek ile ışık ayırıcı aynaya yönlendirilir. Video kameraya doğru yönlenen ışık ise, bir mercek ile video kameraya

odaklanır. Video kamera, üzerine düşen ışığı elektronik sinyallere çevirir. Floroskopik sistemlerde iki tip video kamera kullanılmaktadır. Bunlar; vidicon ve yüke bağlı sistemlerdir (Charge Coupled Devices, CCD). Görüntüleme sisteminin son parçası ise, televizyon monitörüdür. Alınan görüntüler monitörde izlenir.

2.2.3 Otomatik parlaklık kontrolü

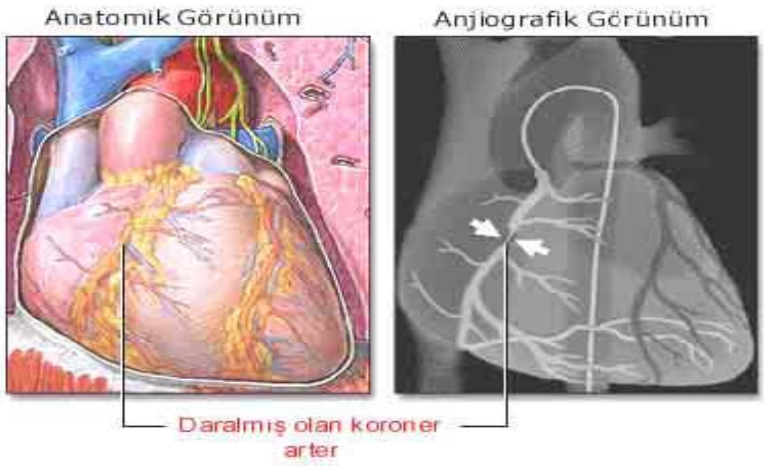
Gerek doku farklılıkları gerekse çalışma esnasında hastanın yeniden pozisyonlanması x-ışınlarının hastada soğrulma miktarını değiştirir ve görüntüdeki parlaklık azalıp çoğalabilir. Kalın hastalarda yüksek x-ışını soğurumu nedeniyle görüntü parlaklığı düşebilir. Hastadaki kalınlık farkının parlaklığı değiştirmemesi istenir. Bunu için sistem önce mA, puls ise ışınlama genliği süresini en son olarakta kVp'yi arttırır. Örneğin, akımın (mA) sınıra gelmesi durumunda x-ışın tüpüne uygulanan gerilimde değişiklik yapılarak parlaklık ayarlanır. Puls tipi ışınlama yapan sistemlerde puls genişliği değiştirilerek de kazanç kontrolü sağlanabilir. Böylece TV kamera video sinyalinin parlaklık kazancı değiştirilebilir.

2.2.4 Anjiyografi sistemlerinde görüntülerin oluşumu

Anjiyografi sistemlerinde floroskopik ve radyografik olmak üzere iki tip görüntüleme tekniği vardır.

Floroskopik görüntülemede, hastaya sürekli x- ışını verilerek görüntü monitörde dinamik olarak izlenmektedir. Dinamik görüntüler sürekli ışınlama veya puls tipi ışınlama yöntemiyle iki farklı şekilde elde edilmektedir. Puls tipi ışınlamada sürekli ışınlamadan farklı olarak, X-ışınları pulslar halinde elde edilir. Radyografik görüntülemede ise, istenen süre boyunca belli aralıklarla statik görüntüler alınır. Işınlama sürekli yada puls tipi olabilir. Puls tipi ışınlamada görüntüler farklı pulslarda elde edilir (saniyede 25, 12, 7 gibi). Radyografik görüntüleme esnasında alınan görüntüler, sayısal çıkarma (Digital Subtraction Angiography, DSA) yapılarak veya yapılmadan (Digital Acqusition, DA) elde edilebilir.

Kardiyoloji incelemelerinde kullanılan anjiyografi sistemlerinin radyografik görüntüleme modunda kalbin istemsiz, hızlı ve sık hareketi yüzünden görüntüleme sayısal çıkarma yapılmadan (Digital Acqusition, DA) elde edilir.



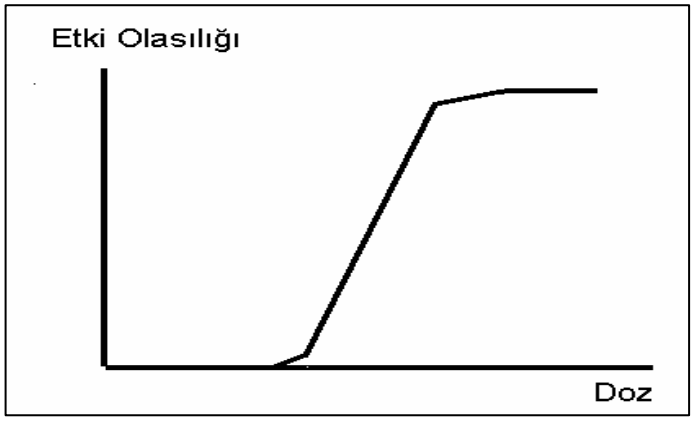
Şekil 2.4 Daralmış damarın anatomik ve anjiyografik görünümleri

2.3 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun iki tür biyolojik etkisi vardır. Bunlardan birincisi detrministik etki, ikincisi ise stokastik etkidir. Stokastik etki ise somatik ve genetik etki olmak üzere kendi içinde ikiye ayrılır (Bor 2000).

2.3.1 Deterministik etki

Doku ve organın yapısına bağlı olarak etkinin ortaya çıkmasının kesin olduğu bir değer vardır ki bu klinik etkilerin görülmesinin kaçınılmaz olduğu EŞİK değerdir. Işınlama dozunun, vücudun herhangi bir doku veya organında fonksiyon bozukluğuna neden olacak miktarda hücre ölümü meydana getirmesi sonucunda ortaya çıkan sonuçlardır. Bu etkinin ortaya çıkması küçük dozlarda sıfır iken belirli bir eşik değerin üzerinde doz alınması durumunda klinik etkilerin ortaya çıkma olasılığı artmaktadır (Şekil 2.5). Bu değerin üzerinde ise hasarın şiddeti doza bağlı olarak artacaktır. Şekil 2.6'de yüksek dozlarda meydana gelmiş cilt yanıkları için iki örnek görülmektedir.



Şekil 2.5 Deterministik etki için etki olasılığının doza göre değişimi

Göz merceğinin saydamlığının yitirmesi, katarakt oluşumu ile geçici ve sürekli kısırlık gibi ikincil doku hasarlarının ortaya çıkması söz konusu olabilir. Tükrük bezi veya troid salgılarında azalma, bazı nörolojik ve vasküler değişiklikler öncekiler kadar zarar vermeyen bazı deterministik etki örnekleridir.

(Gironet 1998) (Wagner 1998)

Şekil 2.6 Yüksek dozlardaki ışınlamaların bazı sonuçları

Deterministik etkinin tek ve fraksiyonel (veya uzayan) ışınlamalara bağlı olarak sınır değerleri Çizelge 2.1'de verildiği gibidir.

Çizelge 2.1'deki NA uygulanamaz demektir. Bunun nedeni ise eşik değerin doz hızına bağlı olmasından kaynaklanmaktadır.

Çizelge 2.1 Deterministik etki doz sınır değerleri

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

Görevi gereği radyasyonla çalışanlar için deterministik etki yıllık doz sınırı göz merceği için 150 mSv, el, ayak ve cilt için 500 mSv'dir, halk için bu değerler göz merceği için 15 mSv ve cilt için 50 mSv'dır.

2.3.2. Stokastik etki

Düşük seviyeli radyasyon ışınlamalarının olması durumunda radyasyonun verdiği hasar bir olasılıkla ifade edilir. Hücrenin deformasyonu sonucu belli bir kuluçka süresi sonucu kanser (lösemi için 2-10 yıl, solid tümör için 10-40 yıl) ve kalıtsal hasarların oluşması ihtimali vardır. Etkinin görülme olasılığı soğurulan doz ile artar. Ancak, etkinin şiddeti soğurulan dozdan bağımsızdır. Stokastik etkide, eşik değer ile ilgili belirli bir bilgi yoktur. Somatik etki, radyasyona maruz kalan kişilerde seneler sonra ortaya çıkacak olan kanser oluşumudur (Bor 2000). Genetik etki, ışınlanan kişilerin over ya da testislerindeki üreme hücrelerinin radyasyondan etkilenmesi sonucu doğuştan hastalıkların oluşmasıdır.

2.4. Etkin Doz

Organ dozlarının saptanması ile stokastik riskler saptanabilir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commision on Radiological Protection - ICRP) bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır. Buna göre radyasyona duyarlı oniki organ için soğurulan dozlar ölçülmeli ve her bir organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabında kullanılacak olan etkin doz (E) bulunmalıdır (ICRP 60, 1990).

$$E = \sum_T W_T . H_T$$

Burada H_T, T organına ya da dokusundaki eşdeğer doz W_T ise organ ağırlık faktörüdür.

Çizelge 2.2 'de ICRP tarafından belirtilen organ ağırlık faktörleri verilmektedir (ICRP60).

Eşdeğer dozun ise organ ya da dokudaki soğurulan doz (D_{TR}) ile bağlantısı ;

$$W_T = \sum_R W_R . D_{TR}$$

gibidir. Burada W_R, radyasyon ağırlık faktörüdür ve bu değer X – ışınları için bire eşittir.

Çizelge 2.2 ICRP ogan ağırlık faktörleri

ORGAN	AĞIRLIK FAKTÖRÜ
Gonatlar	0,20
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi (İnen ve sigmoid kolon)	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,05
Göğüs	0,05
Karaciğer	0,05
Özafagus	0,05
Tiroid	0,05
Kemik yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Diğer organlar	0,05

Çizelge 2.2'de ifade edilen diğer organlar: adrenal,beyin, kas, pankreas, dalak, küçük bağırsak, timus, büyük bağırsak ve uterus. Bu organlardan bir tanesinin yukarıda verilen organlara göre daha fazla doz alması durumunda bu organa ve Diğer Organlara 0,025 ağırlık faktörü verilmelidir.

Etkin doz değeri için yıllık doz sınırları halk için 1mSv iken çalışanlar için bu değer 20 mSv'dir.

2.5 Hasta Dozu Ölçüm Yöntemleri

Hasta dozu ölçümleri yapılırken birbirinden farklı pek çok metod kullanılmıştır. Bunlar;

- Doz-Alan Çarpımı
- Cilt Dozu

- Hava kerma (iyon odası,elektrometre, bilgisayar)
- TLD
- Gafkromik film

Etkin doz hesaplamalarında ise Monte Carlo hesaplarının kullanıldığı matematiksel modellemeler ile cilt dozu yada DAP verileri kullanılarak hesaplanabilir.

2.5.1 Doz-Alan çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ölçüm yöntemi

X-ışın tüpünde kolimatörün önüne yerleştirilen geçirgen tipte bir iyon odası ile X-ışın demetine dik düzlemdeki X-ışını alanında havada soğurulan toplam doz ya da hastaya aktarılan enerji ölçülebilir. Ölçülen doz ve X-ışını alanı çarpımı $Gy.cm^2$ dir ve bu DAP değeridir. X-ışını odak noktasından farklı mesafelerdeki doz alan çarpımları eşittir (Şekil 2.7). Bu yüzden iyon odasının yeri önemli değildir. Ancak, sistemde X-ışını alanının iyon odasının dışına çıkmaması gerekir.

2.5.2 Cilt dozu ölçüm yöntemi

Kardiyolojik incelemelerde hastanın cilt dozu ölçümleri üç farklı yöntem ile yapılmaktadır. Bunlardan birincisi gafkromik film tekniğidir. Gafkromik film bir tür kimyasal dozimetredir. Üzerine düşen x-ışınının dozuna bağlı olarak renk değiştirir. Hasta çalışmaları sonrasında film üzerinde meydana gelen renk değişimleri özel tarayıcılarda taranarak bilgisayara aktarılır. Bu renk değişimlerinin ne kadarlık doz değerine karşı geldiği ise her sistemde belirli doz değerleri ile ışınlanan gafkromik filmlerde meydana gelen renk değişimlerinden elde edilen kalibrasyon eğrileri ile elde edilir. İkinci yöntem ise x-ışınının hasta cildine en çok giriş yaptığı düşünülen noktalara yerleştirilen TLD dozimetrelerinden elde edilen doz değeridir. Üçüncü ve sonuncu yöntem ise tüpün çıkışına yerleştirilen geçirgen tipteki iyon odasının merkezindeki noktasal doz ölçümü yapan iyon odası aracılığı ile ölçülmüştür.

2.6 Personel Dozu Ölçüm Yöntemleri

Radyasyon ile çalışan personelin aldığı radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılan ölçümler;

- Direkt ölçümler
  - TLD yada elektronik dozimetre
- İndirekt ölçümler
  - Saçılan radyasyon dozunun ölçümüne dayanan hesaplmalar (Rando yada hoomojen fantom kullanılarak)

2.6.1 Direkt ölçümler

Personel dozlarının direkt ölçümünde Termolüminesans dozimetreler yada elektronik dozimetreler kullanılmaktadır. Bu çalışmada termolüminesans dozimetreler kullanılacaktır.

Termolüminesans, kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanmasıdır. TLD'ler (Model 100: Harshaw Chemical Solon, Ohio) doku eşdeğeri olan kristallerdir. En çok kullanılanı LiF kristalidir. TLD'nin ışınlanması sonucu, kristalin değerlik bandındaki elektronlar kazandıkları enerji ile yasak enerji bölgesinde tuzaklanırlar. TLD okuyucusu ile TLD'ler ısıtılır ve yeterli termal enerjiyi alan tuzaklanmış elektronlar daha düşük enerji seviyelerine dönmeleri halinde ışık fotonu olarak salınırlar. Oluşan bu ışık fotonları, ısıtıcının hemen üzerinde yer alan fotoçoğaltıcı tüpe ulaşırlar ve tüp anodunda bir akım oluşur. Bu akımın şiddeti, soğurulan radyasyon miktarı ile orantılıdır. Akım şiddetinin ne kadarlık bir radyasyon soğurulumu sonucu oluştuğunun bulunması, basit bir kalibrasyon ile anlaşılır. Bu kalibrasyon için kullanıma hazır hale getirilmiş TLD'ler iyon odası ile birlikte belirli bir doz değerinde ışınlanırlar. Daha sonra bunlar okunarak fotoçoğaltıcı tüpte oluşturdukları akım elde edilir. Bu okumadan birim doz başına oluşan akım miktarı bir kalibrasyon faktörü olarak bulunur. Bu kalibrasyon faktörü kullanılarak akımdan doza geçilir. TLD'ler kullanılmadan önce kullanılacak sistemde ışınlandıktan sonra fırında 400°C'ye

kadar ısıtılırlar. Bu ısıtma sonucu ise kristalin değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki tuzaklarda bulunan elektronlar tuzaklardan boşalırlar. Böylece kullanıma hazır hale gelirler.

2.6.2 İndirekt ölçümler

İndirekt ölçüm tekniğinde Rando yada homojen fantom ışınlamalarından elde edilen saçılan doz değerlerine göre doz hesapları yapılmaktadır. Bu çalışmada saçılan doz değerleri rando fantom ışınlamalarından elde edilmiştir.

Rando fantom insan eşdeğeri olarak kabul edilen bir fantomdur ve fantomun anatomik yapısı tıpkı insan vücudununun anatomisine benzemektedir. Bu fantom 2,5 cm kesit kalınlığına sahip 36 kesitten oluşmaktadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 İncelemelerde Kullanılan Anjiyografi Sistemleri

Girişimsel kardiyoloji incelemeleri İbni Sina Hastanesi Kardiyoloji bölümünde bulunan iki sistemde (GE Advantx LC + DLX ve Siemens Bicor Plus / T.O.P.), Gazi Üniversitesi Hastanesi Kardiyoloji bölümünde bir sistemde (GE Advantx LC + DLX) ve Ankara Üniversitesi Cebeci Kalp Merkezi'nde bulunan iki sistemde (Philips İntegris H 3000) gerçekleştirilmiştir. Bu sistemlerin bazı özellikleri aşağıda verilmiştir.

S1– Philips Integris H 3000 (Ph_1)

Kurulum tarihi:	1997
X-ışın jeneratörü:	100 kW yüksek frekans jeneratör, 40 - 150 kV (Floroskopi)
	Güç: 160 kW
X-ışın tüpü:	Super ROTALIX SRM 05 10
	Odak nokta boyutu (mm): 0.5 / 1.0 (35 / 90 kW)
	0.2 mm ek bakır filtre
Görüntü güçlendirici:	23, 17, 13 cm
	Grid 11 / 40

S2 –Siemens Bicor Plus / T.O.P.

Kurulum tarihi:	2000
X-ışın jeneratörü:	Multipuls, 50 - 125 kV (Floroskopi)
	Güç: 1000 mA – 100 kV / 100 kW
	800 mA – 125 kV / 100 kW
X-ışın tüpü:	Megalix Cat
	Odak nokta boyutu (mm): 0.4 / 0.8
	0.2 mm ek bakır filtre
Görüntü güçlendirici:	23, 17, 13 cm

S3 – GE Advantx LC + DLX (GE_1)

Kurulum tarihi: 2000

X-ışın jeneratörü: Advantx yüksek frekans jeneratör, 50-130 kV (Floroskopi)

Güç: 1000 mA (100 kV), 800 mA (125 kV), 640 mA (150kV)

30 mA (sürekli ışınlama)

X-ışın tüpü: MX - 150

Odak nokta boyutu (mm): 0.6 / 1.0

Doğal filtrasyon > 2.5 mmAl / 80 kV

0.2 mm ek bakır filtre

Görüntü güçlendirici: 23, 17, 13 cm

S4 – GE Advantx LC + DLX (GE_2)

Kurulum tarihi: 2000

X-ışın jeneratörü: Advantx yüksek frekans jeneratör, 50-130 kV (Floroskopi)

Güç: 1000 mA (100 kV), 800 mA (125 kV), 640 mA (15

30 mA (sürekli ışınlama)

X-ışın tüpü: MX - 150

Odak nokta boyutu (mm): 0.6 / 1.0

Doğal filtrasyon > 2.5 mmAl / 80 kV

Görüntü güçlendirici: 22, 16, 11 cm

S5 – Philips Integris H 3000 (Ph_2)

Kurulum tarihi: 1996

X-ışın jeneratörü: 100 kW yüksek frekans jeneratör, 40 - 110 kV (Floroskopi)

Güç: 160 kW

X-ışın tüpü: Super ROTALIX SRM 05 10

Odak nokta boyutu (mm): 0.5 / 1.0 (35 / 90 kW)

0.2 mm ek bakır filtre

Görüntü güçlendirici: 23, 17, 13 cm

Grid 11 / 40

Tüm floroskopik sistemlerde radyografik ve floroskopik ışınlamaların farklı modları bulunmaktadır (Çizelge 3.1). Farklı modlarda görüntü güçlendirici giriş doz hızı ve hasta giriş doz hızları için ayrı ayrıdır. Örneğin floroskopik modda ışınlamanın sürekli yada pulslar halinde verilmiş olması, pulslu ışınlamda saniyedeki puls sayısı, radyografik görüntülmede ise kullanılan ışınlama modu hasta ve buna bağlı olarakta hekim dozlarnı değiştirmektedir. Floroskopik görüntüleme işleminde saniyedeki puls sayısındaki artış ile görüntü kalitesinde bir artış elde edilmekte ancak, bununla birlikte hasta ve hekim dozları artmaktadır. Radyografik görüntülemede seçilen ışınlama moduna göre görüntü başına doz değeri değişmektedir. Radyografik görüntüdeki görüntü kalitesi ile ışınlama sonucunda hastta ve personelin almış oldukları dozlar seçilen doz değeri ile orantılıdır.

Çizelge 3.1 Sistemlere ait floroskopik ve radyografik ışınlama seçenekleri

Sistem	**Işınlama Seçenekleri**	
S1	**Floroskopik**	Mod 1: Low Continuous Mod 2: Normal Continuous Mod 3: High Pulsed (25p/sn)
	Radyografik	Doz = A, B, C, D
S2	**Floroskopik**	Floro : DPF 0, DFF 12.5, DPF 25 Flroro + : DPF 0, DPF 12.5, DPF 25
	Radyografik	P1: 25 fps, 8 sn; P2: 12.5 fps, 8 sn; P3: 25 fps, 8 sn; P4: 50 fps, 8 sn
S3	**Floroskopik**	DX (STD, HLC) a) Floro Detail: Low, Normal, High b) Noise Filter: None, Low, Medium, High c) Edge Enhancement: None, Low, Medium, High Konvansiyonel a) Floro Detail: Low, Normal, High b) Edge Enhancement: None, Low, Medium
	Radyografik	Doz = A, B, C, D
S4	**Floroskopik**	DX (STD, HLC) a) Floro Detail: Low, Normal, High b) Noise Filter: None, Low, Medium, High c) Edge Enhancement: None, Low, Medium, High Konvansiyonel a) Floro Detail: Low, Normal, High b) Edge Enhancement: None, Low, Medium
	Radyografik	Doz = A, B, C, D
S5	**Floroskopik**	Mod 1: Low Continuous Mod 2: Normal Pulsed (25p/sn) Mod 3: High Pulsed (25p/sn)
	Radyografik	12.5 görüntü/sn, 25 görüntü/sn

3.2 Kardiyoloji İncelemelerinin Sınıflandırılması

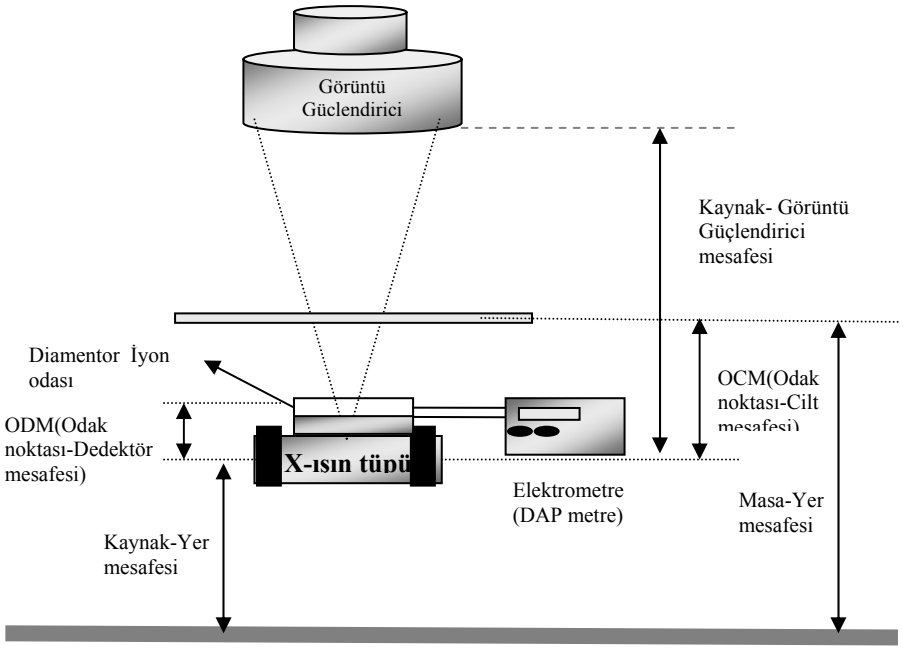
Kardiyoloji incelemeleri, sadece teşhis koyma amacı ile yapılan çalışmalar (CA), yalnız tedavi ve/veya teşhile birlikte tedavinin yapıldığı çalışmalar (Kompleks incelemler) ve ritim bozukluklarının düzeltilmesi için yapılan RF ablasyon çalışmaları olarak gruplandırılmıştır. Teşhis ve tedavinin birlikte uygulandığı çalışmalarda uzun floroskopi süresi ve yüksek miktarda radyografik görüntüye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu incelemelerde floroskopi süresi 50-60 dakikayı bulmaktadır.

3.3 Hasta Dozu Ölçümleri

Hasta doz ölçümleri ile kardiyolog doz ölçümleri eş zamanlı olarak yürütülmüştür. Çalışmada hasta dozları beş farklı sitemde 325 hasta çalışması için yapılmıştır.

3.3.1 Doz ölçüm düzeneği

Şekil 3.1'de görüldüğü gibi X-ışın tüpünde X-ışınlarının çıktığı noktaya geçirgen tipte iyon odası yerleştirilir. Bu iyon odası elektrometreye, elektrometre de bilgisayara bağlanır. Böylece Diasoft 5.0 programı yardımıyla doz okumaları gerçekleştirilir.



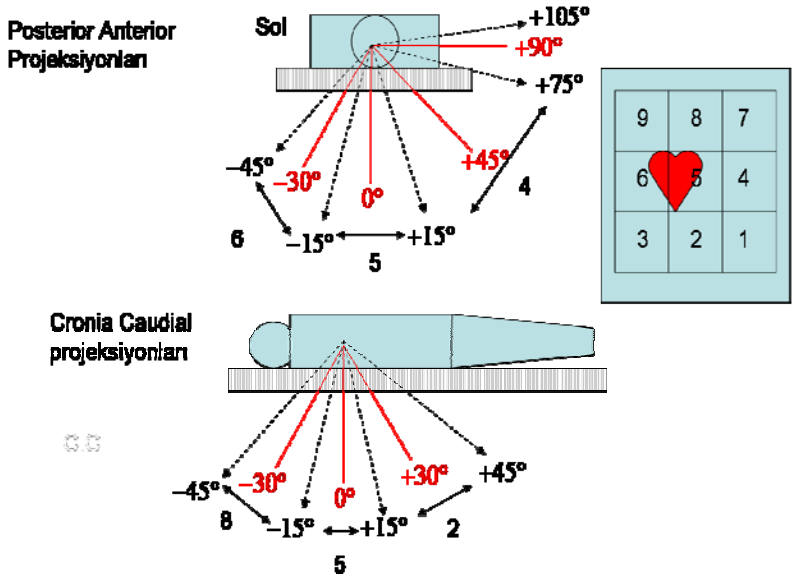
Şekil 3.1 Doz ölçüm düzeneği

3.3.2 Doz ölçümü

Doz-alan çarpımı (Dose-Area Product, DAP) ve hasta giriş noktasındaki hava-kerma (Air-Kerma, AK) değerleri, tüp ağzına yerleştirilen geçirgen tipte iyon odası (Diamentor M4KDK (PTW, Freiburg)) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. M4KDK sistemi ile aynı anda doku girişinde noktasal hava kerma (AK) değerinin de ölçülmesi mümkündür. İyon odasının merkezindeki noktasal (1.7 cm x 1.7 cm) iyon odası ile hava giriş dozu (AK) ölçümü, 15 cm x 15 cm alanlı iyon odası ile de doz-alan çarpımı (DAP) ölçümü yapılır. Bu iyon odası elektrometreye, elektrometre de bilgisayara bağlıdır. Diamentor sistemine ait veriler Diasoft 5.0 ® (PTW Freiburg) yazılımı ile bilgisayara aktarılmıştır. Bu yazılım sayesinde, floroskopik ve radyografik incelemeler ayrı ayrı dosyalara kaydedilir. İncelemenin her bir projeksiyonu için floroskopik ışınlama parametreleri (floroskopi modu, kVp, mA, toplam ışınlama süresi, görüntü güçlendiricinin modu) ve radyografik ışınlama parametreleri (kVp, mAs, frame sayısı, ışınlama doz modu) eşzamanlı olarak çizelgelere not edilmiştir. Bunlara ek olarak hastanın pozisyonu, ışınlama geometrisi, masa-odak mesafesi v.b. değerler de çizelgelere işlenmiştir.

Hekimlere ait toplam DAP değeri o hekimin doz ölçümü boyunca takip ettiği incelemelerin ayrı ayrı incelener bu verilerin toplanması ile elde edilmiştir. Her incelemedeki toplam DAP değeri belirlenmiştir. Burada hekimin inceleme sırasında ışınlama odasından çıktığı anlara ait DAP değerleri düşülerek hesaplanmıştır. Bu değerlerden hekime ait toplam DAP değerine geçilmiştir. Bu değer bize hekimin almış olduğu doz değeri hakkında bilgi verecektir.

Hasta dozu ölçümlerinde doz değerlerinin daha doğru hesaplanabilmesi için x-ışınlarının hastanın cildine giriş noktasına göre 10 projeksiyonda incelenmiştir. Bu projeksiyonlar hekimlere danışılarak ve literatüre uygun olacak şekilde belirlenmiştir. Çalışmalarda PA (posteroanterior), Oblik (açılı) ve CC (Cronia Caudial) projeksiyonları kullanılmaktadır. Oblik projeksiyonu açılı projeksiyon, LAT ise PA'ya göre 90 derece açılı projeksiyondur. Hasta üzerinde açılar ve projeksiyonlar Şekil 3.2'de gösterildiği gibidir.



Şekil 3.2 Hasta üzerinde açıların ve projeksiyonların gösterimi

Hasta doz ölçümleri için hastanın sırtı üzerinde belirlenen konuma radyokromik film ve bu film üzerinede x-ışının en çok gelmesi beklene bölgelerine TL dozimetreleri yerleştirilmiştir. Bu sayede hastanın almış olduğu doz iki farklı yöntem ile dozimetrik olarak ölçülmüştür. Diğer bir yöntem ise tüpün çıkışına yerleştirilen geçirgen tipteki iyon odası ve buna bağlı elektrometre aracılığı ile hasta cildinin girişindeki hava kerma değeri ve DAP değeri bilgisayar ortamında toplanmaktadır. Buradan elde edilen veriler aracılığı ile hastaya ait doz değerleri projeksiyonlara bağlı olarak bulunmaktadır.

3.4 Personel Doz Ölçümleri

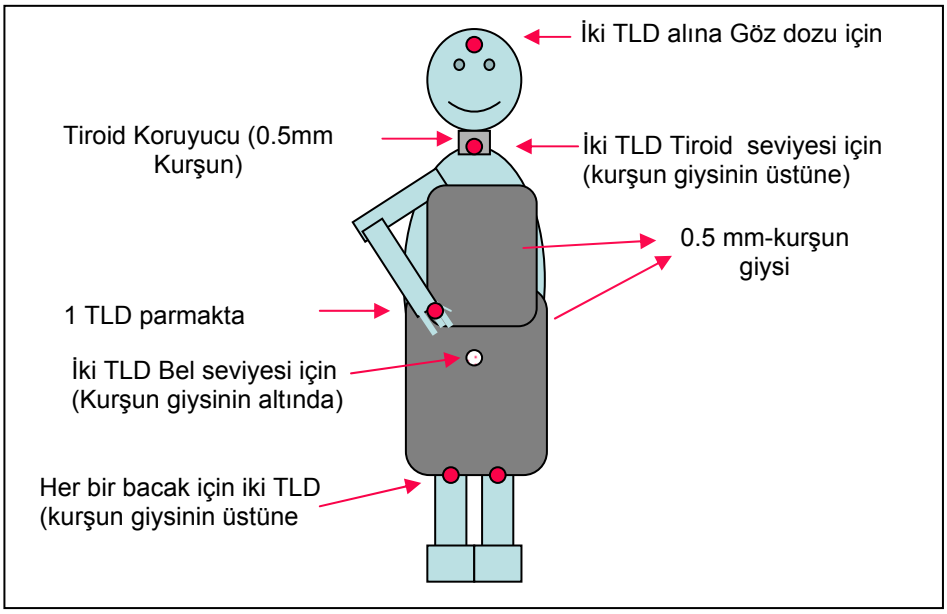
3.4.1 Direkt ölçümler

Personel dozimetrisi toplam üç hastane, 5 sistem ve 9 kardiyolog için yapılmıştır. Bu çalışmada kardiyologların sağ ve sol bacakları hizasında kurşun elbisenin alt ucuna, sağ ve sol bileklerine (veya yüzük parmaklarına), bel seviyesinde kurşun önlüğün altına, tiroid seviyesinde tiroid koruyucunun üzerine ve göz dozu için alına TL dozimetreleri yerleştirilmiştir. TL dozimetreleri her inceleme başında kardiyologlara verilmiş ve işlem sona erdiğinde yeni bir incelemeye kadar geri toplanmıştır. Kardiyoloğun incelemelerin

hangi bölümlerinde bulunup bulunmadığı not edilmiştir. Bu sayede kardiyoloğun toplam floroskopi süresi ve toplam radyografik görüntü sayıları projeksiyonlara bağlı olarak belirlenmiştir.

Her kardiyoloğun TL dozimetresinin incelemeler sonucundaki doz değeri içinde incelemeler sonucu alınan doz dışında, ortamın doğal radyasyonu olarak adlandırılan background değeride yer almaktadır. Fakat bize sadece incelemelerden gelen doz gerektiği için bu değerin her kardiyolog için belirlenip onun dozimetre sonucundan çıkarılmalıdır. Bu amaçla hekim dozimetreleri ile eş zamanlı olarak her sistemin kontrol panelinin altına background değerini belirlemek adına en az dört TLD den oluşan paketler yerleştirilir. Kardiyolog çalışmasının sonlandırılması ile bu bacground değeri tüm TLD değerlerinden çıkarılır ve TLD okuyucusunda bu dozimetrelerin sonucu akım şiddeti cinsinden okunarak bu dozimetre okumalarının ortalaması alınır. Elde edilen bu ortalama sonuç o sistem için kardiyolog çalışmaları süresince olan background değerini ifade etmektedir. Elde edilen bu background değeri her kardiyolog dozimetresinde kullanılan TLD okumalarından çıkarılması ile kalan doz değeri bize direk olarak çalışmalardan kaynaklanan doz değeri akım şiddeti cinsinden ifade eder. Akım şiddeti cinsinden ifade edilen doz değeri kalibrasyon faktörü ile çarpılarak gerçek soğurulan doz değerine geçilir.

TL dozimetreleri tüm çalışmalar tamamlandıktan sonra TL dozimetrisi sonuçları kullanılarak kardiyololgların ekstremite dozları ve etkin dozları hesaplanmıştır. Bu hesaplama kardiyologların katıldıkları tüm çalışmaların toplamı için ve çalışma başına normalize edilerek verilmiştir. Bu değerlerden yararlanılarak uluslar arası kuruluşalar tarafından önerilen yıllık sınır doz değerlerine ulaşmayı sağlayacak olan çalışma sayıları belirlenmiştir. bu sınır değerler bölüm 2.3 ve 2.4'de verildiği gibidir. Yıllık alabilecekleri maksimum hasta sayıları bu sınır değerler dikkate alınarak hesaplanmıştır. Yılda ortalama 220 iş günü olduğu hesaba katılarakda her kardiyoloğun bir iş günü boyunca yapabileceği çalışma sayıları belirlenmiştir.



Şekil 3.3 Kardiyologlara TL dozimetrelerinin yerleştirilmesi

Kardiyologların bel (kurşun önlüğün altında) ve troid (kurşun önlüğün üzerinde) seviyesindeki TL dozimetrisi sonuçları kullanılarak etkin dozları hesaplanmıştır (Niklason *et al.* 1994). Bu hesaplama yapılırken birbirine eş kabul edilen dört farklı formül bulunmaktadır. Bunlardan ikisi kardiyoloğun tiroid koruyucu kullanması durumu, diğer ikisi ise kardiyoloğun tiroid koruyucu kullanmaması durumunda kullanılan etkin doz formülleridir. Formüllerde ifade edilen H_u bel seviyesinde kurşun önlüğün altındaki doz değeri, H_{os} ise tiroid seviyesinde kurşun koruyucunun üstündeki doz değeridir.

Kardiyoloğun tiroid koruyucu kullanmaması durumunda efektif doz;

$$E= 0{,}06(H_{os}- H_u) +H_u$$

Bel seviyesinde dozimetre kullanılmaması durumunda $H_u \approx 0{,}01\ H_{os}$ olarak kabul edilmektedir ve bu durumda efektif doz değeri;

$$E= 0{,}07\ H_{os}$$

Kardiyoloğun tiroid koruyucu kullanması durumunda ise efektif doz;

$$E= 0{,}02(H_{os}- H_u) +H_u$$

Bel seviyesindeki dozimetre değerinin bulunmadığı durumlarda bu dozimetre değerinin $H_u \approx 0{,}01\ H_{os}$ olarak kabul edilmektedir ve bu durumda efektif doz değeri;

$E = 0{,}03\ H_{os}$

Olarak kullanılmaktadır.

3.4.2 İndirekt ölçümler

3.4.2.1 Saçılan doz ölçümü

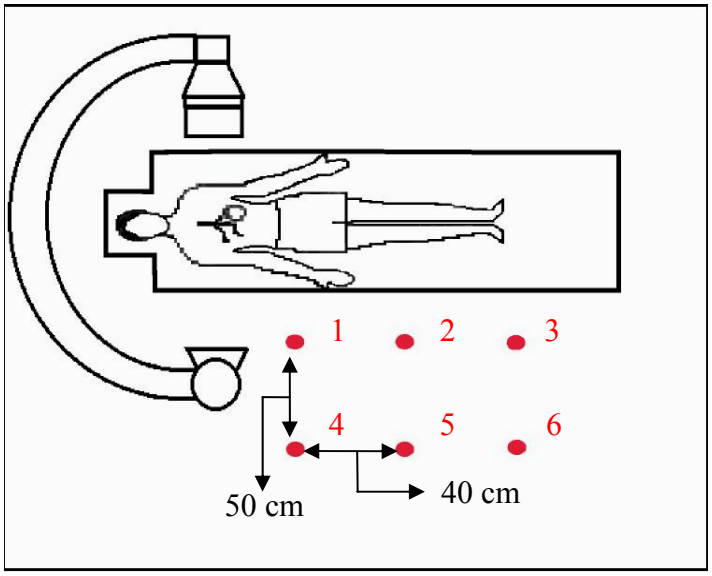
Kardiyolog dozlarının ölçülmesi hasta incelemeleri ile eş zamanlı olarak yapılmıştır. Hasta incelemelerinin değerlendirilmesi sonucunda en çok kullanılan projeksiyonlar kardiyologlar ile ortak yürütülen çalışma sonucunda belirlenmiştir. Bu projeksiyonlar için kullanılacak tüp açıları yine kardiyologlar tarafından belirlenmiştir. Saçılan doz ölçümleri belirlenen bu projeksiyonlar (Çizelge 3.2) için yapılmıştır. Hasta çalışması ile ortaklaşa yürütülen çalışmada toplam 325 hasta için doz ölçümleri yapılmıştır.

Çizelge 3.2 Saçılan doz değeri ölçümlerinde kullanılan projeksiyonlar ve açı değerleri

Projeksiyon	Ölçümde kullanılan açı bilgisi
4.	45 LAO, 0 CRA
5.	0 RAO, 0 CRA
6.	30 RAO, 0 CRA
7.	35 LAO, 26 CAU
10.	90 LAO, 0 CRA

Saçılan doz ölçümlerinde hasta çalışmalarında en çok kullanıldığı belirlenen ışınlama geometrilerinde Rando fantom ışınlanarak elde edilmiştir. Saçılan doz ölçümleri hekimlerin bulunması muhtemel olan üç konumu ve bunların ortalama bir adım gerisinde olmaları durumdaki diğer üç konumun toplamı olan altı konumda yapılmıştır.

Bu noktalar Şekil 3.4 belirtilmiştir. Ölçümler için masa yer mesafesi 90cm, kaynak görüntü güçlendirici mesafesi ise 100 cm olarak alınmıştır. Saçılan doz değerleri sırası ile yerden 50 cm, 100 cm ve 150 cm yüksekliklerde floroskopik modda dakikadaki saçılan doz değeri (mGy/dak) ile radyografik görüntü modunda da bir görüntü başına saçılan doz değerleri (µGy/RG) ölçülmüştür. Bu ölçümler için her sistemde saçılan dozları 180 cc'lik Radcal 10X-180 (MDH-Radcal, Monrovia, CA) iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Doz ölçüm düzenekeri aşağıdaki gösterildiği gibidir (şekil 3.5).



Şekil 3.4 Ölçüm yapılan hekim konumları

Rando fantom deneylerinde saçılan radyasyon dozu ile eş zamanlı olarak doz-alan çarpımları (Dose-Area Product, DAP) tüp ağzına yerleştirilen geçirgen tipte iyon odası ve buna bağlı elektrometre (Diamentor M4KDK (PTW, Freiburg)) kullanılarak elde edilmiştir. Burada DAP değerleri floroskopik modda Gy*cm^2/dak ve radyografik modda ise radyografik görüntü başına Gy*cm^2/RG olarak ölçülmüştür.

(a)

(b)

(e)

(c)

(d)

Şekil 3.5 Saçılan doz ölçümleri yerden 1 m yükseklik için.4. projeksiyon a. , 5. (PA) projeksiyon b. , 6.projeksiyon c. , 7. projeksiyon d. , 10. projeksiyon ölçümleri ise e. 'de gösterilmiştir.

3.4.2.2 Oda içi radyasyon dağılımları

Rando fantom yardımı ile kardiyolog ve diğer personelin bulunması muhtemel altı konum için elde edilen saçılan radyasyon doz değerleri kullanılarak oda içi doz dağılım haritaları çıkarılmıştır. Bu doz haritaları kardiyoloğun 1.pozisyonda olması durumu ve yerden 100 cm yükseklik için belirlenen beş pojeksiyonda her sistem için oluşturulmuştur. Çizimler FreeHand 9 adlı program kullanılarak yapılmıştır. Bu çizimerin yapılmasındaki amaç, kardiyoloğun bulunması muhtemel altı pozisyondan herhangi birinde bulunması ve inceleme parametrelerininde bilinmesi durumunda alacağı radyasyon dozunun dozimetre kullanmaksızın belirlenebilmesidir.

3.4.2.3 Her bir kardiyolog için dozun hesaplanması

Kardiyolog ve hasta doz ölçümleri eş zamanlı yütülen bir çalışma sonucunda elde edilmiştir. Her bir hasta incelemesinde tüm ışınlama parametreleri (kVp, mA, açı, FOV, masa-yer mesafesi, kaynak-görüntü güçlendirici mesafesi, radyodrafik modda görüntü sayısı) iki ikişilik bir ekip tarafından sürekli olarak not edilmiştir. Alınan bu notlara kardiyoloğun incelemenin hangi safhalarında bulunduğu eklenmiştir. Eldeki bu bilgiler ışığında kardiyologlara ait çalışma parametreleri (toplam floroskopi süresi ve radyografik görüntü sayısı) projeksiyolara bağlı olarak belirleniştir. Kardiyologların dozlarının bu çalışma bilgileri ve her sistem için elde edilen saçılan doz değerleri yardımıyla hesaplanması mümkündür. Yalnız bu hesaplamalar bazı yaklaşımlar yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Çünkü saçılan doz değerleri tüm projeksiyonlarda değil 4. ,5.(PA) , 6. ,7. ve 10 (L-LAT) projeksiyonları için ölçülmüştür. Burada ölçüm yapılamayan projeksiyonların bilgileri ortalama olarak benzer saçılmayı verebilecek projeksiyon bilgilerine eklenerek hesaplanmıştır. Hesaplamalarda bu beş projeksiyona diğer projeksiyonların ilavesi aşağıdaki tabloda görüldüğü gibidir.

Çizelge 3.3 Hesaplamaya esas teşkil eden projeksiyonlar

Asıl projeksiyon	Asıl projeksiyona dahil olan tüm projeksiyonlar
4.	1. ve 4. projeksiyonlar
5.	2. ve 5. projeksiyonlar
6.	3. ve 6. projeksiyonlar
7.	7., 8. ve 9. projeksiyonlar
10.	10. projeksiyon

Her kardiyolog için toplam doz değerleri kardiyoloğun çalışmalarda hastaya göre konumu dikkate alınarak hesaplanır ve buradanda çalışma başına doz değerleri belirlenir. Doz hesaplaması aşağıdaki formül kullanılarak yapılmıştır. Burada formul yerden 150 cm yükseklik için ifade edilmiştir. Yerden 50 ve 100 cm yükseklikler için ise formül benzer şekildedir.

$$D_{150} = \sum_n D_{150}^n T_{fl}^n \left(\overline{T_{fl}^n}\right) + \sum_n D_{150}^n N^n \left(N^n\right), \quad \text{n= 4, 5, 6, 7, 10} \qquad (3.1)$$

Burada n projeksiyon numarasını ifade etmek üzere ;

$D_{150}^n T_{fl}^n$; Yerden 150 cm yükseklikte n. projeksiyonda floroskopik ışınlamada dakikada saçılan doz değeri (µGy/dak)

$\overline{T_{fl}^n}$; n. projeksiyonda kullanılan floroskopi süresi

$D_{150}^n N^n$; Yerden 150 cm yükseklikte n. projeksiyonda radyografik ışınlamada radyografik görüntü başına saçılan doz değeri (µGy/RG)

$\overline{N^n}$; n. projeksiyonda kullanılan RG sayısı

Yukarıdaki verilerden $D_{150}^n T_{fl}^n$ ve $D_{150}^n N^n$ değerleri rando fantomla yapılan deneylerden, $\overline{T_{fl}^n}$ ve $\overline{N^n}$ ise hasta çalışmalarından her bir kardiyolog için elde edilen değerlerdir.

ÖRNEK: Burada S3 sisteminde yapılan incelemelerden birinde hekimin 1. pozisyonda olması durumunda alacağı ortalama doz değerini 3.1 bağıntısı yardımı ile bulunması gösterilecektir. Bu incelemede incelemenin adı ve bu incelemede herbir projeksiyonda floroskopik ışınlama süresi ve radyografik görüntü sayısı bilgileri Çizelge 3.4'de gösterildiği gibidir. S3 sisteminde 1 pozisyona ait saçılan doz değerleri ise Çizelge 3.5'de verildiği gibidir.

Çizelge 3.4 S3 sistemindeki incelemeye ait bilgiler

Çalışma	**Projeksiyonlara göre kullanılan fluoroskopi süreleri (dakika)**									
CA+PTCA+stent	Proj.1	Proj.2	Proj.3	Proj.4	proj.5	Proj.6	Proj.7	Proj.8	Proj.9	Proj.10
	0	0	0	5,74	0,27	0,08	0	0,01	0	0
	Projeksiyonlara göre kullanılan RG sayıları									
	Proj.1	Proj.2	Proj.3	Proj.4	proj.5	Proj.6	Proj.7	Proj.8	Proj.9	Proj.10
	0	0	0	633	0	186	131	154	0	0

Çizelge 3.5 S3 sisteminde 1. pozisyona ait saçılan doz değerleri

Proj.	Yerden Yükseklik (cm)	Floroskopik Doz (µGy/dak)	Radyografik doz (100 RG) (µGy)
4	50	36,5	51,42
	100	26,2	125,98
	150	14,6	21,65
5	50	7,1	7,08
	100	2,5	2,5
	150	1,0	0,73
6	50	9,3	7,44
	100	3,7	2,81
	150	1,1	0,82
7	50	20,3	24,12
	100	16,9	18,77
	150	8,5	12,35
10	50	26,1	34,28
	100	73,1	110,14
	150	83,9	119,25

Yerden 150 cm yükseklik yani tiroid seviyesi için dozları hesaplarken Çizelge 3.4 ve Çizelge 3.5'deki değerler kullanılmıştır. Buna göre bu çalışmadan alınan toplam doz değeri;

$$D_{150} = \underbrace{\underbrace{14{,}6\mu Gy/dak*5{,}74dak}_{\text{Fluoroskopi}} + \underbrace{0{,}022\mu Gy/RG*633RG}_{\text{Radyografi}}}_{\text{4.Projeksiyon}} + \underbrace{\underbrace{1{,}0\mu Gy/dak*0{,}27dak}_{\text{Fluoroskopi}}}_{\text{5.Projeksiyon}}$$

$$+ \underbrace{\underbrace{1{,}1\mu Gy/dak*0{,}08dak}_{\text{Fluoroskopi}} + \underbrace{0{,}001\mu Gy/RG*186RG}_{\text{Radyografi}}}_{\text{6.Projeksiyon}} + \underbrace{\underbrace{0{,}012\mu Gy/RG*131RG}_{\text{Radyografi}}}_{\text{7.Projeksiyon}}$$

$$+ \underbrace{\underbrace{8{,}5\mu Gy/dak*0{,}01dak}_{\text{Fluoroskopi}} + \underbrace{0{,}012\mu Gy/RG*154RG}_{\text{Radyografi}}}_{\text{8.Projeksiyon}}$$

...

$$D_{150} \approx \underline{102\ \mu Gy}$$

Not: Elimizde yalnızca 4,5,6,7 ve 10. projeksiyonlara ait bilgiler bulunmaktadır. Ölçümleri olmayan projeksiyonlar için kullanılacak projeksiyon bilgileri Çizelge 3.3'de verilmiştir. Bu nedenle bu çalışmada bulunan 8. projeksiyona ait doz değerini yaklaşık olarak 7. projeksiyonun verdiği doza eşit kabul ederek işlem yapılmıştır.

Benzer yöntem kullanılarak 50 cm ve 100cm yükseklikler için doz değerleri hesaplamalar yapılır. Bu hesaplamada 50 cm yükseklik için bulunan değer bacak seviyesinin almış olduğu radyasyon dozunu belirtirken 100 cm yükseklik için hesaplanan değer ise bel seviyesinde kurşun önlüğün dışındaki doz değeri ile ilgili bize bilgi vermektedir.

3.4.2.4 Belirli bir sistem için ortalama kardiyolog dozunun hesabı

Bir önceki kısımda her bir kardiyoloğun alabileceği dozlar kendi yaptığı incelemelerde ölçülen T_{fl} ve N değerlerinden saptanmıştı.

Bu kısımda ise belirli bir sistemde tüm kardiyologların yaptıkları incelemelerde ölçülen T_{fl} ve N değerleri kullanılarak ortalama kardiyolog dozları bulunacaktır. Bu amaçla sistemde kardiyolog ayrımı yapılmaksızın takip edilen tüm incelemeler dikkate alınmıştır. Bu incelemeler üç grupta incelenmiştir. Bunlardan birincisinde yalnız CA

olan çalışmalar, ikinci grupta ise kompleks incelemeler, üçüncü ve son grupta ise sistemdeki tüm incelemeler incelem türünden bağımsız olarak dikkate alınmıştır. Buna göre her grup için T_{fl} ve N değerleri belirlenmiştir. Sistemdeki her inceleme grubu için T_{fl} değeri hesaplanırken öncelikli olarak o gruba giren her çalışma tek tek incelenmiştir ve incelemede kullanılan toplam floroskopi süresi projeksiyonlara bağlı olarak belirlenmiştir. İncelemede her projeksiyon için kullanılan floroskopi süresinin belirlenmesinin ardından bu değerlerin toplam floroskopi süresi içindeki kullanım yüzdeleri belirlenmiştir. Her inceleme grubu için projeksiyonların floroskopik olarak kullanım yüzdesi o gruba giren tüm incelemelerdeki projesiyonların herbiri için elde edilen kullanım yüzdelerinin ortalamaları alınarak elde edilmiştir. Böylelikle sistemdeki belirli bir çalışma grubu için floroskopi süresinin projeksiyonlara göre kullanım yüzdeleri belirlenmiştir. Bu işlemin ardından yine o inceleme grubu için eldeki tüm çalışmalardaki toplam floroskopi sürelerinin ortalaması alınarakta bu çalışma grubuna ait ortalama toplam floroskopi süresi belirlenmiştir. Çalışma grubuna ait toplam florokopi süresi ve projeksiyonlar için kullanım yüzdesinin bilimesi ile her projeksiyonda kullanılan floroskopi süreleri belirlenmiştir. Benzer işlem radyografik görüntü sayılarının belirlenmesi içinde kullanılmıştır. Buradan tek bir CA, kompleks yada inceleme başına(inceleme türünden bağımsız olarak) ortalama T_{fl} ve N değerleri projeksiyonlara göre belirlenmiştir. Elde edilen bu bilgilere göre her inceleme grubu için kardiyoloğun 1. ve 2. pozisyonlarda bulunması durumunda alacağı doz değerleri ortalama olarak hesaplanmıştır.

3.4.2.5 Ortalama kardiyolog dozu (tüm sistemler için)

Bu kısımda bir önceki bölümden farklı olarak çalışma boyunca toplam beş sistemde alınan tüm hasta verileri dikkate alınarak ortalama T_{fl} ve N değerleri belirlenmiştir. bu değerler incelemenin CA yada kompleks oluşuna göre ve çalışmanın türü dikkate alınmasızın ortalama bir çalışma için ayrı ayrı belirlenmiştir. Elde edilen bu değerler ve sisteme ait saçılan doz değerleri kullanılarak ortalama kardiyolog dozları belirlenmiştir.

3.4.2.6 Kardiyologlar için hesaplanan DAP değerleri

Her kardiyoloğun dozlarının hesaplanabilmesi için daha önce katıldıkları tüm çalışmaların toplamında ait T_{fl} ve N değerleri projeksiyonlara göre belirlenmişti. Bu değerlerden ve (4.1) bağıntısından yararlanılarak kardiyologlara ait toplam DAP değerleri hesaplanmıştır.

$$DAP = \sum_n DAP^n T_{fl}^n \left(\overline{T_{fl}^n}\right) + \sum_n DAP^n N^n \left(N^n\right), \quad \text{n= 4, 5, 6, 7, 10} \qquad (3.2)$$

Burada n projeksiyon numarasını ifade etmek üzere ;

$DAP^n T_{fl}^n$;n. projeksiyonda floroskopik ışınlamada dakikadaki DAP değeri ($Gycm^2$/dak)

$\overline{T_{fl}^n}$; n. projeksiyonda kullanılan floroskopi süresi

$DAP^n N^n$; n. projeksiyonda radyografik ışınlamada radyografik görüntü başına DAP değeri ($Gycm^2$/RG)

$\overline{N^n}$; n. projeksiyonda kullanılan RG sayısı

Yukarıdaki verilerden $DAP^n T_{fl}^n$ ve $DAP^n N^n$ değerleri rando fantomla yapılan deneylerden, $\overline{T_{fl}^n}$ ve $\overline{N^n}$ ise hasta çalışmalarından elde edilen değerlerdir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1. Sistemlerin Performans Ölçümleri

Girişimsel kardiyoloji incelemelerinin yapıldığı İbn-i Sina Hastanesi Kardiyoloji bölümünde bulunan iki sistemin, Gazi Üniversitesi Hastanesi Kardiyoloji bölümünde bir sistemin ve Ankara Üniversitesi Cebeci Kalp Merkezi'nde bulunana iki sistemin floroskopik ve radyografik modunda yapılan testlerinden alınan sonuçlar Çizelge 4.12'de belirtilmiştir.

Çizelge 4.1 Sistemlere ait ölçüm sonuçları

	Hasta Giriş Doz Hızı		**Görüntü Güçlendirici Giriş Doz Hızı**		**HVL (mm-Al)**	**M.A.F.[1]**
	Floroskopik (mGy / dak)	**Radyografik (mGy / RG)**	**Floroskopik (mGy / dak)**	**Radyografik (mGy / RG)**		
S1	9,18 (17)[2] (70kVp-20,7mA)	0,13 (60kVp-2,03mAs)	94,8 (70kVp-20,7mA)	0,25 (66kVp-2,03mAs)	3,56	0,84
S2	10,88 (17)[2] (76kVp-6,5mA)	0,08 (70kVp-4,4mAs)	115,1 (76kVp-6,5mA)	0,49 (70kVp-4,4mAs)	3,36	0,81
S3	25,33 (16)[2] (74kVp-4,2mA)	0,25 (70kVp-0,22mAs)	106,2 (75kVp-4,1mA)	0,74 (70kVp-0,22mAs)	3,02	0,88
S4	22,88 (22)[2] (92kVp-4mA)	0,14 (78kVp-0,29mAs)	185,4 (92kVp-4mA)	0,55 (66kVp-2,03mAs)	3,39	0,81
S5	10,55 (17)[2] (71kVp-18,6mA)	0,17 (69kVp-2,79mAs)	100,8 (71kVp-19,2mA)	0,29 (63kVp-19,2mAs)	3,56	0,89

[1]: Masa Azalım Faktörü,

[2]: Seçilen FOV

Çizelge 4.1'deki tüm sistemler için floroskopik ölçümlerde, her sistemde hasta çalışmalarında en çok kullanılan floroskopi modu kullanılmıştır.

4.2 İncelemelerin Sistemlere Göre Dağılımı

Çalışma kapsamında üç farklı hastane ve 5 farklı sistemde toplam 166 incelemede 9 kardiyoloğa ait dozlar ölçülmüş ve hesaplanmıştır. Bu çalışmada incelemelerin sistemlere göre dağılımı Çizelge 4.2 de gösterildiği gibidir.

Çizelge 4.2 İncelemelerin sistemlere dağılımı

SİSTEM	**İNCELEME**			
	CA	**PTCA**	**CA+PTCA**	**ABLASYON**
S1	27	5	19	...
S2	24	1	13	...
S3	15	1	10	...
S4	35	3	4	...
S5	...	...	...	9

4.3. Kardiyolog Dozlarının Direkt Ölçüm Sonuçları

Personel doz ölçümleri 3 farklı hastanede bulunanan 5 sistemde incelemelere katılan toplam 9 kardiyolog için gerçekleştirilmiştir. Hastane ve sistemlere ait bilgiler bölüm 3.1.'de detaylı olarak ifade edilmiştir. Dozimetrik ölçümleri yapılan kardiyologlar ve çalışmalarında dikkate alınan bazı bilgiler Çizelge 4.3'de belirtilmiştir.

Çizelge 4.3'de + belirtilen kurşun korumanın kardiyolog tarafından kullanıldığını, - ise kullanılmadığını ifade etmektedir. Burada ek koruma olarak anjiyografi odasında tavana monte edilmiş olan mobil koruyucu bloktan bahsedilmektedir. Kardiyolog 8 dışındaki tüm kardiyologlar etek ve yelekten oluşan iki parçalı koruyucu elbise kullanmaktadır. Kardiyolog 8 ise boydan olan tek parçalı koruyucu elbiseyi kullanmaktadır. Hekimler tarafından kullanılan iki parçalı kurşun elbiselerin her bir katı 0,25 mm kurşun eşdeğeri maddeden yapılmıştır.Yalnız Kardiyolog 4'ün kullanmış olduğu kurşun yelek 0,5 mm kurşun eşdeğeri maddeden yapılmıştır. Kardiyolog 8 tarafından kullanılan tek parçadan oluşan kurşun elbise ise 0,5 mm kurşun eşdeğeri maddeden yapılmıştır.

Çizelge 4.3 İncelemesi yapılan hekimlere ait bilgiler

		S1			S2		S3	S4		S5
		Kar 1	**Kar 2**	**Kar 3**	**Kar 4**	**Kar 5**	**Kar 6**	**Kar 7**	**Kar 8**	**Kar 9**
Kullanılan Korumalar	**K. Yelek**	+	+	+	+	+	+	+	+	+
	K. Etek	+	+	+	+	+	+	+	+	+
	Tiroid	+	+	+	-	+	+	+	+	-
	Ek Koruma	-	-	-	-	-	-	+	-	-
Kişisel Bilgiler	**Boy**	1,64 m	170 m	1,68 m	1,77 m	1,78 m	1,79 m	1,80 m	1,70 m	1,70 m
	Kullanılan El	Sağ	Sağ	Sağ	Sağ	Sağ	Sağ	Sağ	Sol	Sağ
Beldeki koruma		2 kat yelek + 2 kat etek	2 kat etek	2 kat etek	2 kat yelek + 2 kat etek	2 kat yelek + 2 kat etek	2 kat yelek + 2 kat etek	2 kat yelek + 2 kat etek	Tek kat kurşun elbise	2 kat etek
Uzmanlık		Asistan	Doç.	Doç.	Prof.	Asistan	Asistan	Doç.	Asistan	Doç.
İncelemelerdeki Konumu		2	2	2	1	2	2	1	2	1

Çalışma boyunca takip edilen kardiyologların katıldıkları incelemelere ait bilgiler Çizelge 4.4'de verilmektedir.

Çizege 4.4 Kardiyologların katılmış olduğu incelemeler ve sayıları

	S1			S2		S3	S4		S5
Çalışma	**Kar 1**	**Kar 2**	**Kar 3**	**Kar 4**	**Kar 5**	**Kar 6**	**Kar 7**	**Kar 8**	**Kar 9**
CA	14	6	19	15	21	15	12	26	...
KOMPLEKS	7	11	15	8	14	11	4	2	...
ABLASYON	...	...	...	...	...	...	...	...	9

Çalışmalar sonucunda takibi yapılan tüm kardiyologların dozimetre sonuçları incelemelerini yaptıkları hastalarda ölçülen toplam DAP değerine ve inceleme sayısına normalize edilerek Çizelge 4.5'de verilmektedir.

Çizelge 4.5. Kardiyologların direkt doz ölçümleri

	S1						S2				S3		S4				S5		ORT.	
	KAR 1		KAR 2		KAR 3		KAR 4		KAR 5		KAR 6		KAR 7		KAR 8		KAR 9			
	N=21, 1622,6Gycm^2		N=18, 1537,0Gycm^2		N=35, 1976,7Gycm^2		N=22, 1597,3Gycm^2		N=35, 2875,6Gycm^2		N=26, 3764,2Gycm^2		N=16, 813,6Gycm2		N=28, 1994,5Gycm2		N=9, 1707,1Gycm2			
	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP	µGy / inc	µGy / DAP
Tiroid	71,5	0,93	61,8	0,72	33,4	0,59	27,3	0,38	50,4	0,61	68,4	0,47	13,3	0,26	116,0	1,63	174,6	0,92	68,52 (13,3-174,6)	0,72 (0,26-1,63)
Bel[1]	2,7	0,04	13,8	0,16	5,7	0,10	20,0	0,28	2,9	0,03	14,9	0,10	0,9	0,02	28,4	0,40	...	...	11,16 (0,9-28,4)	0,14 (0,02-0,40)
Sağ Bacak	51,4	0,67	100,7	1,18	67,6	1,20	136,7	1,88	176,5	2,15	116,7	0,81	105,8	2,08	92,1	1,29	386,2	2,04	137,08 (51,4-386,2)	1,48 (0,67-2,15)
Sol Bacak	219,4	2,84	282,7	3,31	134,9	2,39	420,0	5,78	270,6	3,29	257,1	1,78	...	...	318,8	4,48	1168,3	6,16	383,98 (134,9-1168,3)	3,75 (6,16-1,78)
Sağ Bilek	...	...	84,8[2]	0,10[2]	42,5	0,75	21,9	0,30	50,3	0,61	61,2	0,42	102,4	2,01	59,0	0,83	120,3	0,63	67,82 (21,9-120,3)	0,71 (0,10-2,01)
Sol Bilek	...	...	408,8[2]	0,48[2]	96,9	1,71	238,4	3,28	88,9	1,08	105,7	0,73	52,7	1,04	311,4	4,37	425,4	2,24	216,02 (52,7-425,4)	1,87 (0,48-4,37)
Göz	85,8	1,11	107,1	1,25	53,3	0,94	75,2	1,04	63,6	0,77	70,3	0,49	31,6	0,62	77,6	1,09	87,3	0,46	72,44 (31,6-107,1)	0,86 (0,46-1,25)
Etkin doz	4,1[3]	0,05[3]	14,7[3]	0,17[3]	6,3[3]	0,11[3]	20,5[4]	0,28[4]	3,8[3]	0,05[3]	16,0[3]	0,11[3]	1,2[3]	0,02[3]	30,2[3]	0,42[3]	12,2[5]	0,06[5]	12,14 (1,2-30,2)	0,14 (0,02-0,42)

KAR: Kardiyolog, N : Hasta sayısı, İnc : İnceleme

[1] Kuşun eteğin altı

[2] N=13, DAP=1039 Gycm^2

[3] Etkin doz $E=0,02*(H_{os}- H_u)+ H_u$, [4] $E= 0,06*(H_{os}- H_u)+ H_u$, [5] $E= 0,07* H_{os}$ Birimi µSv'dir.

Kardiyologların direkt doz ölçümlerine ait karşılaştırmalar yapılırken aşağıdaki hususlar dikkate alınmıştır. Ayrıca tüm incelemeler dikkatle takip edildiğinde bazı kardiyologlar için gözlemlenen farklı kısımlarda bu tartışmalara dahil edilecektir.

- Çalışmanın CA yada Kompleks olması
- Sol bacak- sağ bacak doz ölçümleri
- Sol el- sağ el doz ölçümleri
- Etkin dozların karşılaştırılması (kurşun korumalara göre)
- Göz ve tiroid dozlarının karşılaştırması

S1 sisteminde inceleme yapan üç kardiyoloğun (KAR1, KAR2 ve KAR3'ün) gerçekleştirdikleri kompleks incelemelerin toplam inceleme sayısına göre oranları sırası ile %33, %66, %44 'dür. Ayrıca bu kardiyologlar incelemelerinde farklı floroskopi modlarıda kullanmışlardır. Buda kardiyologların direkt ölçümlerine etki eden bir diğer parametredir. Kardiyologların takip ettikleri incelemeler sonucunda toplam floroskopi süresinin kullanılan farklı floroskopi modlarındaki yüzdeleri Çizelge 4.6'da yer almaktadır. Her bir kardiyolog için sol bacak ve bilek dozları sağ bacak ve bilek dozları beklendiği gibi fazladır. Ayrıca göz dozları tiroid dozlarından yüksektir. İnceleme başına doz değeri daha fazla kompleks incelemeye girmesi nedeni ile KAR 2'de daha yüksektir. KAR3'e ait doz değerleri KAR1'e ait doz değerlerinden daha yüksek çıkmıştır. Bu ise kullanılan projeksiyonlar ve floroskopi modları arasındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Önemli bir farklılık KAR1'in bel seviyesindeki dozun ve dolayısı ile etkin dozunun oldukça düşük bulunmasıdır. Bunun nedeni ise bu kardiyoloğun kurşun önlük korumasının belde daha fazla olmasıdır. Diğer iki hekimin bel seviyesinde 2 kat etek(toplam 0,5 mm kurşun) koruması varken bu kardiyoloğun bel seviyesinde 2 kat etek+ 2 kat yelek (toplam 1,0 mm kurşun) koruması bulunmaktadır. Dolayısıyla bel hizasında ölçülen doz önemli ölçüde azalmıştır.

Çizelge 4.6 S1 sisteminde kardiyologların kullandıkları floroskopi modlarının tüm incelemedeki toplam floroskopi süresine göre kullanım yüzdeleri

	Floro 1'in Kullanım Yüzdesi	Floro 2'in Kullanım Yüzdesi	Floro 3'ün Kullanım Yüzdesi
KAR1	49	49	2
KAR2	72	28	0
KAR3	21	76	3

S2 sisteminde KAR5 genellikle KAR4'ün yaptığı incelemelere 2. konumda katılmıştır yani beraber yapılan incelemelerde KAR4 birinci KAR5 ise ikinci konumdadır. Ancak KAR 5'in komlpleks inceleme yoğunluğu KAR4'den fazladır. Her iki kardiyologda da beklendiği gibi sol bacak ve bilek dozları sağ bacak ve bilek dozlarından fazladır. Göz dozlarıda tiroid dozlarından fazladır. İnceleme başına doz değerleri değerlendirilecek olursa KAR 4 birinci konumda bulunduğu için KAR5'e koruma sağlamaktadır. Ancak KAR5'in tiroid, sağ bacak ve sağ bilek dozları KAR4'e göre daha fazladır. KAR4 tiroid koruyucusu kullanmamıştır ve tiroid dozimetresi kardiyoloğun yakasına takılmıştır. Muhtemelen bu dozimetre sol omuzun korumasında kalmıştır. KAR5'in sağ bacak ve bileğindeki doz değerleri ise bu kardiyoloğun sol tarafının daha fazla KAR4'ün KAR5 için ilave koruma sağlamaktadır.

Sistem 3'de tek hekim bulunduğu için bununla ilgili bir kıyaslama yapılamayacaktır.

Sistem 4'teki iki hekimden KAR 8 rutin koruma önlemleri olan kurşun giysi ve tiroid koruyucuyu kullanırken KAR 7 bu korumalara ilave olarak sistemin bir opsiyonu olan tavana monte edilmiş olan mobil korumayı ayrıca kullanmıştır. Bu ise hekimin bel seviyesi ve bu seviyenin üstündeki dozimetrelere ilave bir koruma sağlamaktadır. Aynı zamanda bu ek zırh kardiyoloğun sol eli içinde bir koruma yapmaktadır ve kardiyoloğun sol eline ait bilgiyi veren yüzük dozimetrenin sonucuda buna bağlı olarak düşük çıkmıştır. KAR8 yalnızca KAR7 ile birlikte katıldığı incelemelerde mobil koruyucu kullanmıştır. Tüm çalışmalarda da ikinci konumda yer almaktadır. Bu nedenlede ilave mobil koruyucunun olması durumundada bu koruyucudan tam olarak yararlanamamıştır. Kardiyologların etkin doz değerlerine bakıldığında KAR 7 birinci konumda bulunmasına rağmen kullandığı ek korumalar ile bel ve tiroid dozunu oldukça

düşürmektedir. Bu sayede de etkin doz değeri çok düşük çıkmıştır. KAR 8 ise ikinci konumda olmasına rağmen ek korumaları kullanmaması nedeni ile etkin doz değeri daha yüksek çıkmıştır. Bir diğer neden ise KAR 8'in kompleks incelemelere fazla girmemesi ve klinik tecrübesinin KAR7'ye göre çok daha az olmasıdır.

Sistem 5'te diğer dört sistemden farklı olarak yalnızca ablasyon incelemesi için hekimin almış olduğu doz değerleri takip edilmiştir. Bu incelemenin hekimin almış olduğu doz açısından en önemli farkı bu çalışmada yalnızca 4 ve 5 (PA) numaralı projeksiyonlar kullanılmaktadır. Aynı zamanda bu inceleme yalnız floroskopik ışnlama altında gerçekleştirilmektedir.

Tüm bu sonuçlara bakıldığında hekimlere ait doz değerlerinde göze çarpan en önemli sonuç yapılan incelemenin CA yada kompleks oluşu, kardiyoloğun tecrübesi, işlem sırasında bulunduğu konum, incelemenin süresi gibi hususlar kardiyoloğun aldığı dozlara etki etmektedir. Ayrıca kardiyologların sol bacağına ve bileğine ait doz değerlerinin sağ bacak ve bileğine ait doz değerlerine göre daha yüksek olduğu gözlenmektedir. Bu ise hekime göre x-ışınları tüpünün solda bulunmasından kaynaklanmaktadır.

Hekimlerin dozimetre sonuçlarından inceleme başına aldıkları doz değerleri hesaplanmıştır. Buradan da sırası ile göz, el-ayak, efektif doz için uluslararası kuruluşlar tarafından önerilen sınır değerlere ulaşmayı sağlayacak olan maksimum hasta sayıları yıllık ve günlük olarak hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar için yıllık iş günü 220 olarak hesaba katılmış ve buradan günlük çalışma sayılarına geçilmiştir. Buna göre sonuçlar aşağıdaki gibidir (Çizelge 4.7).

Çizelge 4.7 Yıllık doz sınırları için hasta sayıları

		S1			S2		S3	S4		S5
		KAR 1	KAR 2	KAR 3	KAR 4	KAR 5	KAR 6	KAR 7	KAR 8	KAR9
		N=21	N=18	N=35	N=22	N=35	N=26	N=16	N=28	N=9
Göz	Hasta/yıl	1748	1401	2815	1993	2357	2143	4746	1932	1717
	Hasta/gün	8	6	13	9	11	10	22	9	8
El, Ayak	Hasta/yıl	2279	1223	3705	1191	1848	1946	4729	1569	1175
	Hasta/gün	10	6	17	5	8	9	21	7	5
Etkin doz	Hasta/yıl	4889	1357	3176	979	5263	1253	16853	663	1636
	Hasta/gün	22	6	14	4	24	6	77	3	7

Hekimlerin doz değerlerini yıllık sınırlara ulaştıracak hasta sayısı o hekimin inceleme başına olan doz değerleri ile orantılıdır.

4.4 Rando Fantom ile Anjiyografi Odasındaki Saçılan Radyasyon Dağılımı

Oda içi radyasyon dağılımını belirlemek amacı ile kardiyoloğun bulunması muhtemel altı konumu için saçılan doz değerleri ölçülmüştür. Ölçümler hasta incelemelerinde en çok kullanıldığı belirlenen beş projeksiyonda (4., 5., 6., 7. ve 10. projeksiyonlarda) rando fantomun ışınlanmasına bağlı olarak saçılan doz değerleri ölçülmüştür. Ölçüm sonuçlarına bağlı olarak her sistem için tüm ölçüm projeksiyonlarında yerden 100 cm yükseklik ve birinci hekim konumu için doz haritaları çizilmiştir. Toplamda 5 sisteme ait 44 adet doz haritası çizilmiştir. Bu çizimler EK 1- EK 5'de yer almaktadır.

Genel olarak oda içi radyasyon dağılım haritalarına bakıldığında saçılan doz değerlerinin tüp ve hasta etrafında fazla olduğu gözlenmektedir. 10. projeksiyona ait saçılan doz değereleri diğer projeksiyonlar ile kıyaslandığında en yüksek değerlere sahiptir. Bu ise bu projeksiyonda hasta kalınlığının en fazla olduğu durum olmasından kaynaklanmaktadır. Hasta kalınlığının artması ile otomatik ışınlama kontrolü aracılığı ile tüp çıkışı arttırılacak ve buna bağlı olarakta hasta girişindeki doz değeri artacaktır. Dozdaki bu artış tüp ve hastadan olan saçılmalarında artmasına yol açacaktır. İşte bu nedenlerledirki 10. projeksiyona ait saçılan doz değerleri diğer projeksiyonlara ait değerlerden yüksek çıktığı düşünülmektedir. Tüm projeksiyonlara ait saçılan doz değerlerine bakıldığında en yüksek saçılan doz değerinden en az olana doğru projeksiyonlar 10., 7., 4., 6. ve 5. projeksiyonlar olarak sıralanmaktadır.

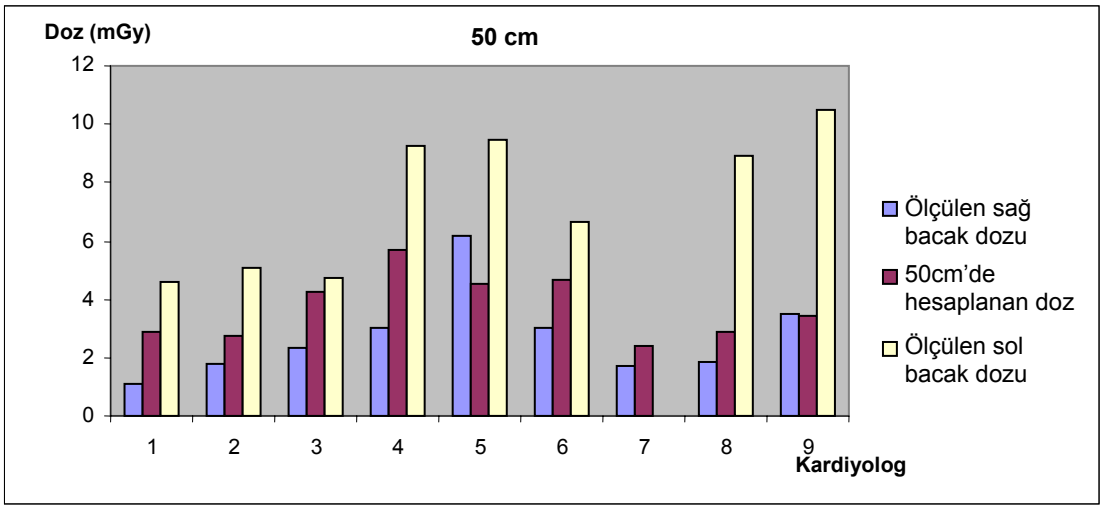
4.5 Saçılan Radyasyon Ölçümlerinden Her Bir Kardiyolog Dozunun Saptanması

Rando fantom kullanılarak ölçülen saçılan doz değerleri kullanılarak her hekime ait dozlar sırası ile 50, 100, 150 cm yükseklikler için kısım 3.4.2.3'de açıklandığı gibi T_{fl} ve N değerleri dikkate alınarak saptanmıştır. Hesaplanan bu değerlerden yerden 50 cm yükseklik için elde edilen sonuç hekimin bacak seviyesindeki, 100 cm yükseklik için elde edilen değer bel seviyesinde kurşun elbisenin dışındaki doz değerini , 150 cm yükseklikte elde edilen doz değeri ise tiroid veya göz seviyesi temsil etmektedir. Hesaplamalar sonucunda bulunan doz değerleri Çizelge 4.8'de gösterildiği gibidir. Hesaplamalar kardiyologların incelemelerde bulundukları konumlar dikkate alınarak yapılmıştır. Yalnız KAR 9'a ait hesap yapılırken 1. ve 3. konumlarda alacağı dozların ortalaması kardiyoloğun hesaplanan dozu olarak alınmıştır. Bunun nedeni kardiyoloğun incelemeler sırasında birinci konum ve bizim ölçüm aralığımıza girmeyen yatağın alt ucunda bulunmasıdır. Yatağın alt ucuna en yakın sonuçların üçüncü konum olduğu kabul edildiği için bu kardiyoloğa ait doz değeri birinci ve üçüncü konumların ortalaması olark hesaplanmıştır.

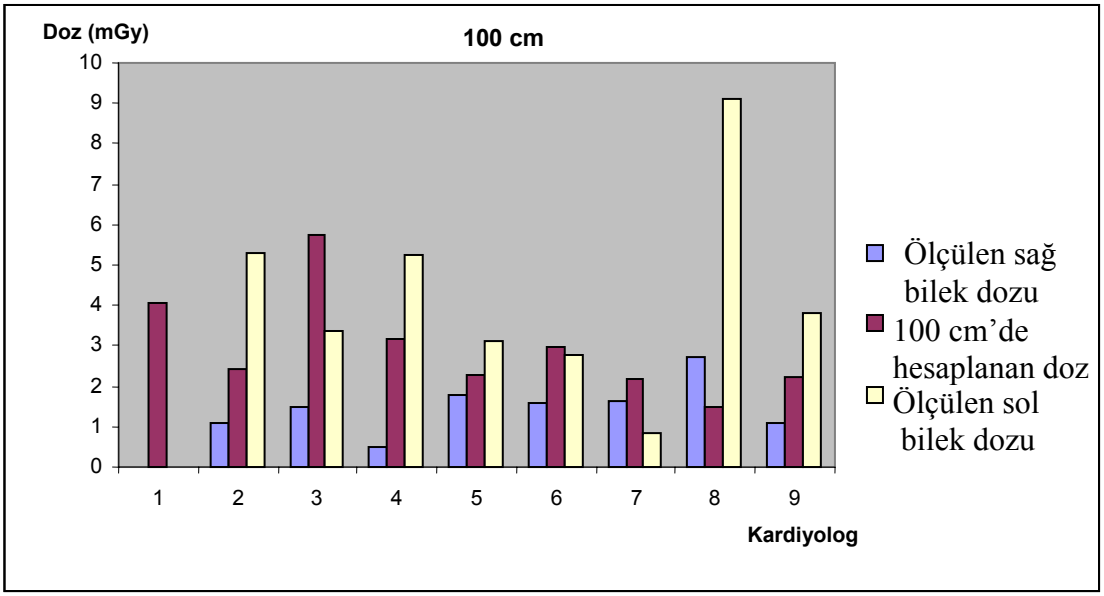
Çizelge 4.8 Kardiyologların hesaplanan doz değerleri (5 projeksiyon kullanılarak)

	Hesaplanan Doz Değerleri (mGy)		
Kardiyolog	**50 cm**	**100 cm**	**150 cm**
KAR 1	3,307	4,264	1,716
KAR 2	3,473	2,748	1,248
KAR 3	4,432	5,857	2,022
KAR 4	5,685	3,177	1,840
KAR 5	4,494	2,284	1,665
KAR 6	4,664	2,962	2,899
KAR 7	2,392	2,157	0,842
KAR 8	2,903	1,471	1,061
KAR 9	3,44	2,22	1,25

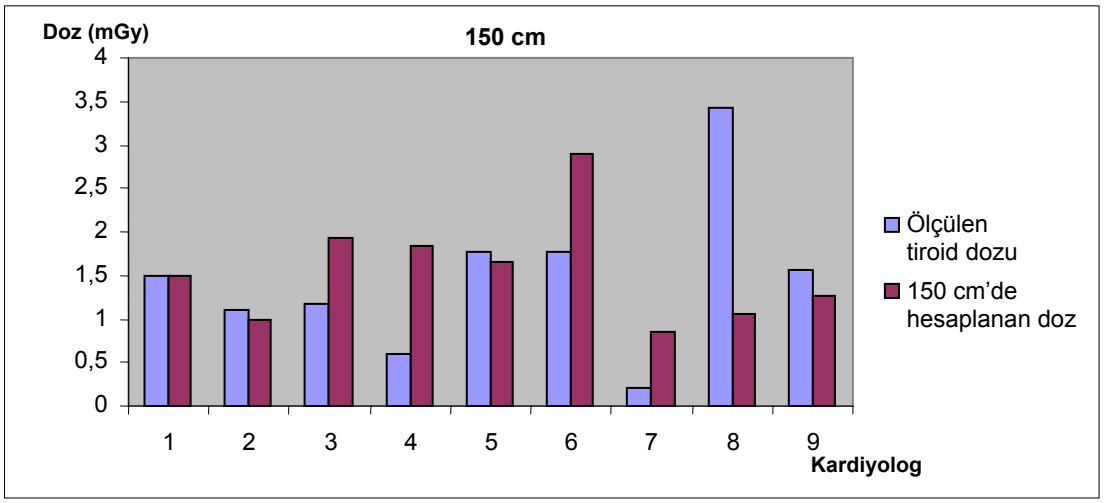
Hasta incelemeleri sırasında direkt olarak ölçülen dozlar ile hesaplanan doz değerleri 50, 100 ve 150 cm yükseklikler için karşılaştırmalı olarak sırası ile Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'de verilmektedir.



Şekil 4.1 Yerden 50 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri



Şekil 4.2 Yerden 100 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri



Şekil 4.3 Yerden 150 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri

Yerden 50 cm yükseklik için kardiyologlara ait hesaplanan doz değerleri ile direkt ölçülen doz değerlerinin birbiri ile genelde uyumlu olduğu görülmektedir. Hesaplanan doz değerleri ölçüm sonuçlarının içinde bulunduğu aralıkta (örneğin 50 cm yükseklikte hesaplana doz değeri sağ bacak ve sol bacak dozimetrelerinin ölçüm sonuçlarının arasında)yer almaktadır.

Benzer uyum yerden 100 cm yükseklik için elde edilen sonuçlarda da görülmektedir. Yalnız KAR3 ve KAR7'ye ait hesaplanan doz değerleri ile ölçülen doz değerleri arasında bir farklılık göze çarpmaktadır. Bu farklılık KAR7'nin incelemelerinde ilave olarak mobil koruyucu kullanmasındandır. Bu koruyucu kardiyoloğun bel ve daha üst seviyeleri için bir koruma getirmektedir. Burada 100cm için ölçüm sonuçları bilek dozimetrelerine ait olan sonuçlardır. KAR7'nin sol bilek sağ bileğe göre tavandan gelen mobil koruyucuya daha yakında bulunduğundan buradaki doz değerlerinin daha düşük çıktığı düşünülmektedir. İşte bu nedenledir ki KAR7'ye ait hesaplanan doz değerleri ölçüm sonuçlarından yüksek çıkmıştır. KAR8' e ait hesaplanan doz değerinin ise ölçülenlerden çok düşük olduğu gözlenmektedir. Bu ise Kardiyoloğun incelemelerin bazı bölümlerinde tüpün tam yanına gelerek hastanın bilincinin kontrol etmesi sırsındaki ışınlmalardan kaynaklanabilir.

Yerden 150 cm için hesaplanan doz değerleri ile bu seviyede ölçülen doz değeri olarak verilen tiroid dozimetresinim sonucu kıyaslandığında S1 sistemindeki kardiyologlara ait

doz değerlerinin birbirleri ile uyumlu oldukları görülmektedir. S2 sisteminde KAR5'e ait doz değerlerinin birbirleri ile uyumlu oldukları gözlenmiştir. KAR4'e ait doz değerlerinde ise direkt doz ölçümlerinin hesaplanan doz ölçümlerinden daha düşük olduğu görülmektedir. Burada KAR4'ün tiroid seviyesindeki dozun belirlenmesi için kullanılan dozimetre kardiyoloğun yakasına takılmıştır. İncelemeler sırasında Kar 4 sağında kalan monitörlere doğru hafif olarak dönmektedir. Bu durumda tiroid seviyesindeki dozimetrenin kardiyoloğun sol omuzunun koruması altına girdiği ve dozimetrede soğurulan dozun düştüğü düşünülmektedir. KAR7 ve KAR8 doz değerleri arasındaki fark yerden 100cm için yapılan değerlendirme ile aynı nedenlerden ötürü farklı çıkmıştır. KAR9'a ait doz değeleri ise birbirleri ile genel olarak uyumlu çıkmıştır.

Tüm kardiyologların göz dozları tiroid dozlarından yüksek çıkmıştır. Bunun ise kardiyoloğun işlem sırasında kafasını aşağıya doğru eymesi ve buna bağlı olarakta tiroid dozimetresine kardiyoloğun çenesinin getirdiği ilave korumadan kaynaklanmış olduğu düşünülmektedir. Burada yalnız Kardiyolog 9'a ait göz dozu tiroid dozundan düşük çıkmıştır. Bunun nedeninin ise kardiyoloğun işlemlerin yarısında yatağın altucunda bulunan noktada tabure üzerinde oturmasına bağlı olarak tiroid seviyesinin yaklaşık 100 cm yüksekliğe inmesi ve buna etiyen saçılan radyasyon dozundaki değişimden olduğu düşünülmektedir.

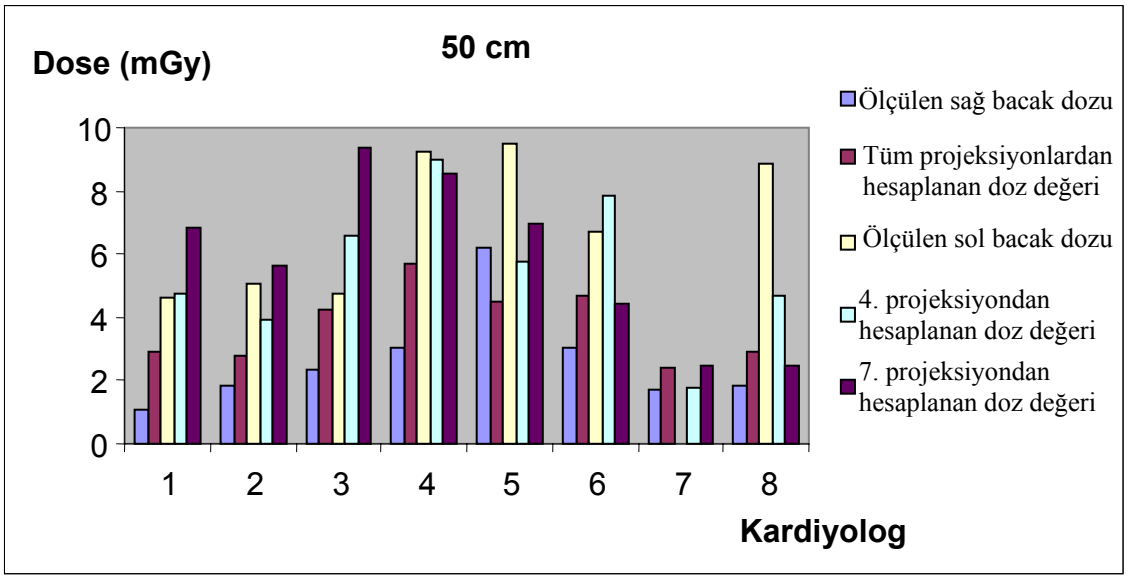
NOT: KAR9 için hesaplanan doz değerlerinde kardiyoloğun konumu için işlemlerin yarısında birinci konumda diğer yarısında ise hasta yatağının alt ucunda bulunmaktadır. Yatağın alt ucuna ait saçılan doz değerler, mevcut olmadığı için hesaplamalarda bu konum yerine üçüncü konum kullaılarak doz değerleri hesaplanmıştır.

Yukarıda kardiyologlara ait doz değerleri hesaplanırken 5 projeksiyona ait saçılan doz değerleri kullanılmıştır. Pratikte projeksiyon başına ölçüm yapılması kolay değildir. Bu nedenle tüm çalışmada 4 ya da 7 nolu projeksiyonlar kullanılmış gibi bir basitleştirilmeye gidilmiştir. Bu hesaplamalarda kardiyologlara ait toplam floroskopi süresi T_{fl} ve radyografik görüntü sayısı olan N değerleri ile saçılan doz değerleri çarpılarak kardiyologlara ait doz değerleri saptanmıştır. Buna göre elde edilen doz değerleri Çizelge 4.9'da verildiği gibidir.

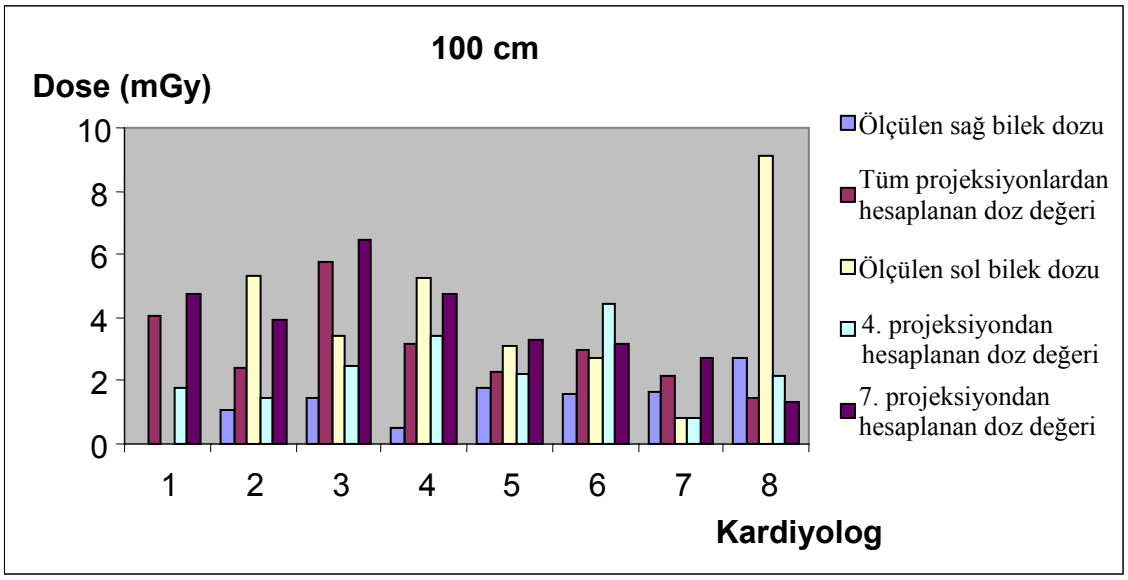
Çizelge 4.9 Hesaplanan doz değerleri (4. ve 7. projeksiyondan)

		50 cm'den hesaplanan doz değeri (mGy)		100 cm'den hesaplanan doz değeri (mGy)		150 cm'den hesaplanan doz değeri (mGy)	
Sistem	Kardiyolog	4. Proj.	7. Proj.	4. Proj.	7. Proj.	4. Proj.	7. Proj.
S1	KAR 1	4,76	6,84	1,79	4,75	2,04	3,08
	KAR 2	3,91	5,62	1,47	3,90	1,67	2,53
	KAR 3	6,60	9,40	2,49	6,45	2,84	4,24
S2	KAR 4	8,98	8,53	3,41	4,75	1,71	2,52
	KAR 5	5,75	6,95	2,22	3,28	1,48	2,50
S3	KAR 6	7,87	4,42	4,45	3,19	4,04	2,76
S4	KAR 7	1,80	2,49	0,84	2,71	0,48	0,99
	KAR 8	4,65	2,46	2,18	1,36	1,24	1,17

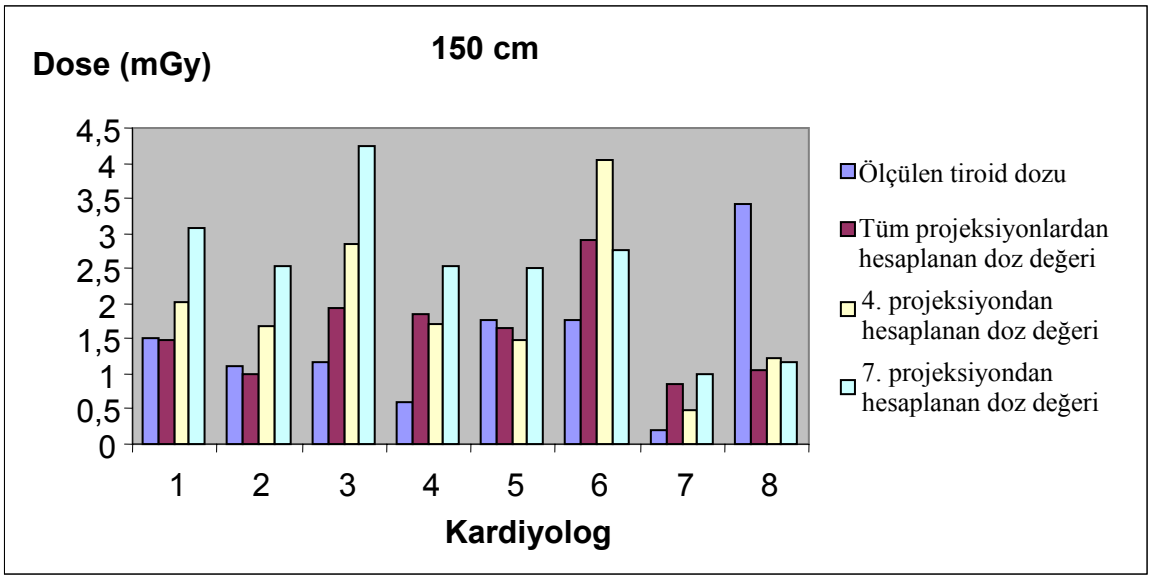
Kardiyologlara ait hesaplanan doz değerleri ve ölçülen doz değerlerinin karşılaştırmaları 50 cm için Şekil 4.4'de ,100 cm için Şekil 4.5'de ,150 cm için ise Şekil 4.6'da verildiği gibidir.



Şekil 4.4 50 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan (farklı projeksiyonlar kullanılarak) doz değerleri (mGy)



Şekil 4.5 100 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan (farklı projeksiyonlar kullanılarak) doz değerleri (mGy)



Şekil 4.6 150 cm yükseklik için ölçülen ve hesaplanan doz değerleri (mGy)

Yerden 50 cm yükseklikte tüm kardiyologlar için 4 ve 7 nolu projeksiyonlar kullanılarak elde edilen doz değerleri ile ölçülen ve eldeki beş projeksiyondan hesaplanan doz değerleri yukarıda tüm kardiyologlar için Şekil 4.4'de gösterilmektedir. Burada dikkati çeken ilk olgu S1 ve S2 sistemlerinde 7. projeksiyondan hesaplanan doz değerlerinin 4. projeksiyondan hesaplanan doz değerlerine oranla daha yüksek oluşudur. Burada KAR4 için elde edilen doz değerlerinde ise bu durumun tam tersi ile

karşılaşılmaktadır. Bunun nedenlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için yerden 50 cm yükseklik için elde edilen saçılan doz değerleri kardiyoloğun 1. ve 2. pozisyonlarda bulunması durumları için incelenmiştir. S1 sistemindeki tüm kardiyologlar (KAR1, KAR2, KAR3) 2. pozisyonda yer almaktadır. Bu durumda S1 sistemi için yalnız 2. pozisyondaki saçılan doz değerleri incelenmiştir. İnceleme sonucunda 4. ve 7. projeksiyonlardan hesaplanan doz değerlerinde 7. projeksiyonun 4. projeksiyondan daha yüksek olduğu gözlenmektedir. S1 sisteminde kardiyoloğun 2. pozisyonda olması durumunda 4. ve 7. projeksiyonlara ait saçılan doz değerlerinin floroskopik ve radyografik moddaki oranları sırası ile 0,66 ve 0,54'dür. S2 sistemindeki kardiyologlardan KAR4 incelemelerinde 1. pozisyonda KAR5 ise 2. pozisyonda bulunmaktadır. Bu durumda 1. ve 2. pozisyonlarda 4.ve 7. projeksiyonlara ait saçılan doz değerlerinin floroskopik ve radyografik moddaki oranları sırası ile 1. ve 2. pozisyonlar için 0,89 , 1,15 ; 0,76 , 0,88'dir. Buradan da anlaşılıyorki 1. pozisyonda 4. projeksiyona ait saçılan doz değerleri 7. projeksiyona ait saçılan doz değerlerinden yüksektir. Bu ise KAR4'deki farklılığın asıl nedenidir. S3 sisteminde ise tek kardiyolog (KAR6) takip edilmiştir ve incelemeler sırasında genel olarak 2. pozisyonda yer almaktadır. Bu pozisyon için 4. ve 7. pozisyonların saçılan doz değerlerinin floroskopik ve radyografik moddaki oranları sırası ile 1,63 ve 1.88'dir. Buradan S3 sisteminde 2.pozisyon için saçıla doz değerlerinde 4. projeksiyona ait saçılan doz değeri 7.projeksiyona ait saçılan doz değerinden daha yüksektir. S4 sisteminde iki kardiyologdan KAR7 incelemelerinde 1.pozisyonda bulunurken KAR8 ise 2.pozisyonda yer almaktadır. Burada 4. ve 7. projeksiyona ait saçılan doz değerlerinin floroskopik ve radyografik moddaki oranları ise 1. ve 2. projeksiyonlar için sırası ile 1,13 , 1,67 ;1,83 , 1,93 olarak bulunmuştur. Buda bize KAR7 ve KAR8'e ait tek projeksiyondan elde edilen doz değerlerindeki farklılığı daha iyi ifade etmektedir.

Yerden 100 ve 150 cm yüksekliklerde saçılan doz değerleri 4 ve 7. projeksiyonlar için değerlendirilmiştir. Sonuçta S1 ve S2 sistemlerinde 1. ve 2. pozisyonlarda elde edilen saçılan doz değerlerinde 7. projeksiyona ait değerlerin 4. projeksiyona ait değerlerden yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu durum hesaplanan doz değerlerinde de göze çarpmaktadır.

Yereden 50, 100 ve 150cm yükseklikler için ölçüm ve hesaplama sonuçlarına bakıldığında 4. projeksiyondan elde edilen sonuçların genel olarak ölçüm sonuçları ile daha uyumlu olduğu görülmektedir. Bu projeksiyonun ağırlıklı kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yalnız 7. projeksiyondan hesaplanan doz değerleri için bu genelleme yapılamamaktadır. Bu ise tüm çalışmanın tek bir projeksiyon olarak kabul edilmesindeki hatayı göstermektedir.

4.6 Ortalama Kardiyolog Dozlarının Belirli Bir Sistem İçin Saptanması

Her sistem için kardiyologların yapmış oldukları incelemeler değerlendirilmiştir yani tek bir sistem için tüm kardiyologların katıldıkları incelemelerdeki T_{fl} ve N değerleri belirlenmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda her bir inceleme grubu (CA yada Kompleks) ve incelemeden bağımsız olarak tek bir çalışma için ışınlama parametreleri yani T_{fl} ve N sisteme bağlı olarak belirlenmiştir. Bu sayede tek bir inceleme sonucunda kardiyoloğun bulunduğu konuma göre alacağı ortalama doz değerleri saptanmıştır. Bu değerler Çizelge 4.10'da gösterilmiştir.

Çizelge 4.10'da belirtilen N değeri belirtilen çalışma grubununa ait ışınlama parametrelerinin bulunmasında kullanılan inceleme sayılarını ifade etmektedir.

Çizelge 4.10'da verilen değerler sayasinde bu sistemlerde çalışan kardiyologlar dozimetre kullanmaksızın katıldıkları bir incelemeden alacakları doz değerini bulundukları konuma göre bu tablodan bulabilirler.

Çizelge 4.10 Her bir inceleme için kardiyoloğun 1. ve 2. konumda aldıkları doz değerleri

Hekim Konumu	Çalışma	Yükseklik (cm)	SİSTEMLER									
			S1		S2		S3		S4		S5	
			Doz (mGy)	N	Doz (mGy)	N	Doz (mGy)	N	Doz (mGy)	N	Doz (mGy)	N
1.	CA	50	0,21	27	0,147	24	0,325	15	0,199	35	...	...
		100	0,121		0,092		0,406		0,186			
		150	0,073		0,056		0,154		0,076			
	KOMPLEKS	50	0,524	24	0,501	14	0,510	11	0,178	7	...	...
		100	0,306		0,249		0,720		0,167			
		150	0,163		0,133		0,319		0,065			
	İNCELEME	50	0,359	51	0,18	38	0,42	26	0,196	42	2,514	9
		100	0,206		0,105		0,549		0,183		1,425	
		150	0,117		0,061		0,223		0,074		0,269	
2.	CA	50	0,082	27	0,090	24	0,140	15	0,199	35	...	...
		100	0,116		0,050		0,085		0,186			
		150	0,034		0,038		0,081		0,076			
	KOMPLEKS	50	0,524	24	0,196	14	0,218	11	0,080	7	...	...
		100	0,306		0,094		0,148		0,038			
		150	0,163		0,068		0,155		0,029			
	İNCELEME	50	0,141	51	0,259	38	0,180	26	0,196	42	0,269	9
		100	0,161		0,129		0,114		0,183		0,325	
		150	0,056		0,090		0,113		0,074		0,321	

ÖRNEK: Sistem 3'de 2. konumda 5 CA ve 2 kompleks inceleme yapan bir kardiyoloğun alacağı ortalama radyasyon dozlarını belirleyelim.

Kardiyoloğun bacak seviyesi için yerden 50 cm, bel seviyesi için yerden 100 cm ve tiroid seviyesi için yerden 150 cm yükseklikteki doz değeri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

D_{50}= 5 * 0,140mGy + 2 * 0,218mGy

= 0,7 mGy+0,436 mGy

≈ 1,1 mGy

D_{100}= 5 * 0,085mGy + 2 * 0,148mGy

= 0,425 mGy + 0,296 mGy

≈ 0,7 mGy

D_{150}= 5 * 0,081 mGy + 2 * 0.155 mGy

= 0,405 mGy + 0,31mGy

≈ 0,7 mGy

4.7 Kardiyologlar İçin Hesaplanan DAP Değerleri

Her bir kardiyolog için toplam floroskopi süresi ve radyografik görüntü sayıları hasta ile eş zamanlı olarak yürütülen çalışmalardan belirlenmişti. Projeksiyonlara göre DAP değerleri ise rando fantom ile yapılan deneyler sırasında ölçülmüştü. Buradan her kardiyolog için toplam DAP değeri bağıntı 3.2 yardımı ile hesaplanmıştır. Kardiyologlara ait hesaplanan DAP değerleri Çizelge 4.11'de yer almaktadır.

Çizelge 4.11 Kardiyologları hesaplanan ve ölçülen DAP(Gy*cm^2) değerleri

Sistem	Kardiyolog	Top. DAP		Hesaplananın % sapması
		Hesaplanan	Ölçülen	
S1	KAR1	1046	1623	55
	KAR2	991	1537	55
	KAR3	1395	1977	42
S2	KAR4	623	1597	156
	KAR5	1240	2876	132
S3	KAR6	2254	3764	67
S4	KAR7	530	814	54
	KAR8	1347	1994	48
S5	KAR9	1837	1707	-7

Çizelge 4.11 incelendiğinde ölçülen ve hesaplanan doz değerlerinin birbirinden bir miktar farklı olduğu gözlenmiştir. Bunun bir nedeninin rando fantom deneylerinde kullanılan kaynak-görüntü güçlendirici mesafesi ile ölçümlerde kullanılan kaynak-görüntü güçlendirici mesafesi arasındaki farklılıktan olduğu düşünülmektedir. Hasta kalınlığının sabit olması durumunda kaynak-görüntü güçlendirici mesafesinin artması yada azalması durumunda sistemdeki otomatik parlaklık kontrolü devreye girerek tüp çıkışını değiştirecektir. Bu değişim mesafedeki değişim ile orantılıdır. Tüp çıkışın daki değişim hem doz değerlerini Buna bağlı olarakta o mesafe için elde edilen DAP değerlerini orantılı olarak değiştirmektedir. Bu amaçla her sistem için o sistemdeki incelemelerde kullanılan kaynak görüntü güçlendirici mesafeleri hesaplanmıştır. Bu

mesfeler S1, S2, S3, S4, S5 sistemleri için sırası ile 106, 107, 113, 106, 95 cm olarak bulunmuştur. Mesafeler arasındaki fark doz üzerine uzaklığın karesi olarak etkiyecektir. Hasta üzerinde ışınlanan sahanın değişmediği düşünülürse DAP değeride bu oranla değeğişecektir. Bu durumda her sistem için düzeltme faktörü kullanılarak DAP için bir düzeltme getirilebilir. Bu düzeltme faktörleri sırası ile 1,1236 , 1,1449 , 1,2769 , 1,1236 , 0,9025 olarak ifadeedilebilir. Düzeltme faktörleri kullanılarak düzeltilen DAP değerleri Çizelge 4.12'de yer aldığı gibidir.

Çizelge 4.12 Kardiyologlara ait ölçülen ve mesafe düzeltmesi ile hesaplanan doz değerleri

Sistem	Kardiyolog	Top. DAP		Hesaplananın % sapması
		Hesaplanan (Mesafe düzeltmeli)	Ölçülen	
S1	KAR1	1176	1623	28
	KAR2	1113	1537	28
	KAR3	1567	1977	21
S2	KAR4	714	1597	55
	KAR5	1420	2876	51
S3	KAR6	2541	3764	32
S4	KAR7	595	814	27
	KAR8	1513	1994	24
S5	KAR9	1658	1707	3

Çizelge 4.12'de elde edilen hesaplanan doz değerlerinin Çizelge 4.11'e göre ölçüm değerlerine daha yakın olduğu hatta S5 sistemindeki KAR9 için çok uyumlu sonuç verdiğini söyleyebiliriz. KAR9'daki bu mükemmel uyum bu hekimin ablasyon çalışması yapması ve bu çalışmada yalnız 4 ve 5 projeksiyonlarının kullanılmasından kaynaklanmaktadır. Bu projeksiyonlara ait rando deney sonuçlarının tümüyle bilinmesi incelemenin çok iyi benzeşimin yapılabilmesi sağlamış ve bilinmeyenlerin sayısı azalmıştır. Buradaki hasta kalınlıklarının fazla olmayışı hastaların rando fantom sonuçları ile benzer sonuçların çıkmış olmasının bir başka nedenidir. Bu sayede hesaplanan DAP değerleri ölçülen DAP değerlerinin birbirlerine daha yakın çıkmış olduğunu söyleyebiliriz. Diğer sistemlerdeki incelemeler için bu kadar iyi benzeşim yapılamamıştır. En başta her projeksiyon için elimizde veri bulunmamaktadır. Bu durumda elimizde veri bulunmayan projeksiyonları ona en yakın sonucu vereceği

düşünülen projeksiyona ilave ederek hesaplamalar yapılmıştır. Ayrıca hasta yoğunluğun kalın hastaların oluşturmasıda hesaplanan DAP değerinin ölçülen DAP değerinden daha düşük çıkmasının bir başka nedeni olarak düşünülmektedir. Çünkü hesaplanan DAP değeri için kullanılan rando fantom standart insan eşdeğeri bir fantomdur. Sıralanan bu nedenlerden ötürü hesaplanan ve ölçülen doz değerlerinin birbirinden farklı çıktığı düşünülmektedir. Tüm bunlara ilave olarak S3 sistemindeki sapma miktarının diğerlerinden daha yüksek olduğu göze çarpmaktadır. Bunun sistemin hasta kalınlığının artması durumunda otomatik olarak devreye sokmuş olduğu ek filtrelerden olduğu sanılmaktadır.

5. SONUÇ

Bu çalışmada üç farklı hastanede beş farkıl sistemde dokuz kardiyolog için değerlendirmeler yapılmıştır. Sonuç olarak kardiyolojik incelemeler için hesaplanan kardiyolog doz değerine göre; gözlerde katarakt oluşum sınır değeri olan 150 mGy'e bir yılda ulaşmak için az korumalı kardiyolog ve iyi korumalı kardiyolog için günlük inceleme sayıları sırası ile 6,4 ve 21,6 olarak belirlenmiştir. Kol ve bacaklar için verilen yıllık sınır doz değeri 500 mGy'dir. Bu sınır seviyeye ulaşmak için az korumalı hekim ile iyi korumalı kardiyolog için günlük inceleme sayıları sırası ile 5,4 ve 21,5 olarak belirlenmiştir. Etkin doz değeri için ise az korumalı kardiyolog ile iyi korumalı kardiyolog için günlük inceleme sayıları 3,0 ve 76,6 olarak belirlenmiştir. Tüm bu çalışmalar sonucunda kullanılan korumalar, sistem çıkışlarındaki farklılıklar, projeksiyonlar, tüpten ve hastadan olan uzaklık, hastanın kalınlığı, kullanılan magnifikasyon, incelemelerin karmaşıklığı ve kardiyoloğun tecrübesinin personel dozunu belirleyen ana faktörler olduğu belirlenmiştir.

Bu çalışmada incelemelerin ortalama T_{fl} ve radyografik görüntü sayılarının literatürdeki değerler ile Çizelge 5.1 de karşılaştırılmaktadır.

Çizelge 5.1 incelendiğinde kardiyolog çalışmalarında takip edilen incelemelerden elde edilen ortalama toplam T_{fl} ve N değerlerinin literatür ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Kardiyologlara ait ölçülen doz değerlerinin bu çalışma sonucunda elde edilen ortalamaları ile literatürde yer alan değerlerin karşılaştırılması ise Çizelge 5.2'de yer almaktadır. Çizelge 5.2'deki değerler incelendiğinde mölçülen kardiyolog dozlarının literatür ile uyum gösterdiği belirlenmiştir.

Çizelge 5.1 Çalışmalardan elde edilen ortalama T_{fl} ve RG sayılarının literatür ile karşılaştırılması.

Ref.		**T_{fl} (dak)**	**RG sayısı**	**Tcine (dak)**	**DAP (Gy cm^2)**
Caulden,R.A,1993	CA	4,3	2150	...	21-40
	CA	7,5	...	0,96	...
Holmur D, 1990	PTCA	2,14	...	0,66	...
	CA	3,1	2450	...	...
Finci M,1987	PTCA	17	...	0,51	...
	CA	4,1±3,6	1093±44	...	45± 28
	Greece1	3,6	1596	...	54,6
	Greece2	9,1	1715	...	124,2
	Italy	4,1	748	...	38
	Spain	6,7	918	...	48,6
	PTCA	13,8±8,5	1135±545	...	73±28
	Greece1	11,1	1414	...	54,6
	Greece2	16	1702	...	134,2
	Italy	15,1	908	...	73,3
Padovani R,2001	Spain	19,8	995	...	64,3
	CA	21±15	1150±775	...	72,18± (55)
Maccia C,1997	PTCA	15,5± 17	450±120	...	93,3±10
Efstathopoulos E.P, 2003	CA	2,0±1,5	...	0,6±0,1	
	PTCA	10± 6	...	1,0±0,3	
	CA	5,8±6,2	1184±502	...	5,8±2,5
Tsapaki V,2004	PTCA	13,9±6,3	1272±625	...	9,0±5,1
	CA	4.2 (0,5-18,2)	762 (236-2212)	...	...
Bu çalışma	PTCA	11,8 (1,7-46,5)	1104 (127-2518)	...	...

Çizelge 5.2 Kardiyologların ölçülen ekstremite dozlarının ortalamasının literatür ile karşılaştırılması

Ref.		**Göz**	**Tiroid**	**Bel**	**Bilek**		**Bacak**	
					Sağ	**Sol**	**Sağ**	**Sol**
Marcia C,1995		200±150 (5-700)	200±200 (5-1000)	...	600±1000 (160- 1100)	700±500 (80-2200)	...	...
Tsapaki V, 2004		55	135	248	...		...	
Zorgetto M,1997		470	...	13	1100		...	...
Efstathios P Efstathooulos, 2003		6	...	...	22,5		16,75	
Declan R, 2000		860	..	..	3010		..	...
Vano,1998		364	...	...	364	...	...	...
Stefenino,1996		74C-65N/T*	...	...	300-545	...	...	...
Li,1995		88C-23N/T*	...	...	...	...	...	...
Medeiros,1990		400	...	...	680		...	...
Vano E,1998		344	392		242	514	1061	
Jansser R.J.J.N, 1992	Physician							
	1	70	125	155	...	...	...	...
	2	20	15	33	...	...	...	...
	3	15	65	83	...	...	...	...
	4	20	130	320	...	...	...	...
	5	160	340	660	...	...	...	...
	Nurse							
	1	25	>1	81	...	...	...	...
	2	16	14	2	...	...	...	...
	3	18	17	3,4	...	...	...	...
	4	30	26	48	...	...	...	...
	5	43	38	33	...	...	...	...
Bu Çalışma		72,4 (31,6-107,1)	68,52 (13,3-174,6)	11,16 (0,9-28,4)	67,82 (21,9-120,3)	216,02 (52,7-425,4)	137,08 (51,4-386,2)	393,98 (134,9-1168,3)

*C: Kardiyolog, T/N: Teknisyen yada hemşire

Bu çalışmada kardiyologların bel ve tiroid seviyelerindeki dozimetrelerden elde edilen sonuçlar dikkate alınarak her bir kardiyoloğa ait inceleme başına efektif doz değerleri belirlenmiştir. Bu değerlerin literatürdeki değerler ile olan ilişkisi Çizelge 5.3 de yer almaktadır.

Çizelge 5.3 Çalışmada elde edilen ortalama Efektif dozun literatür ile karşılaştırılması

Ref	**N**		**Efektif Doz (µSv)/ İnceleme**	
Nefadden J L, 2002	50		17	
Zorgetto M, 1997			50	
Renoud I A, 1992			2,8	
Vano, 1998			Kardiyolog 18,8	Hemşire
Padovani, 1998			2,2 (CA) 8,8 (PTCA)	1,5 (CA) 3,0(PTCA)
Li 1995			8	2
Watson, 1997			1,8	1,4
Zorgetto			3,7	
Steffanino, 1996			15,1	3,7
Dimond Spain, 1999			2,2 (CA) 4,4 (PTCA)	0,6 (CA) 1,1 (PTCA)
Dimond Italy, 1999			0,5 (CA) 1,0 (PTCA)	0,3 (CA) 0,6 (PTCA)
Dimond Greece, 1999			1,0 (CA) 2,0 (PTCA)	0,6 (CA) 1,1 (PTCA)
Delichas B,	Hastane A 27 (CA) 33 (PTCA)	Hastane B 45 (CA) 37 (PTCA)	Hastane A 1,8 ± 0,9 (CA) 1,2 ± 1,0 (PTCA)	Hastane B 2,7 ± 1,6 (CA) 1,2 ± 0,8 (PTCA)
Bu Çalışma			12,14 (1,2-30,2)	

Çalışma sonucunda elde edilen inceleme başına efektif doz değerlerinin literatür ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Yukarıda bu çalışmanın ölçüm kısmına ait sonuçlar ve bu sonuçların literatürle olan uyumları irdelenmiştir. Bu çalışmanın diğer bölümünde ise kardiyolog dozlarının

bulunması amacı ile Rando fantomun ışınlanması sonucu saçılan radyasyon değerleri belirlenmiştir. Bu değerlerden yararlanılarak her sistem için oda içi saçılan radyasyonun dağılım haritaları çizilmiştir. Burada çalışma sonucunda elde edilen doz haritalarından yerden 100 cm yükseklik ve 1. pozisyon için elde edilen saçılan doz değerlerinin literatür ile olan uyumu Çizelge 5.4'de verilmiştir.

Çizelge 5.4 Yerden 100 cm yüksekli ve 1.pozisyon için ölçülen ve literatürdeki saçılan doz hızı değerleri (μR/saat)

Ref	**4.proj**	**5.proj**	**6.proj**	**7.Proj**	**10.Proj.**
Balter S,1998	400-200	...	50-25	200-100	800-400
Bu çalışma	118,7 (88,8-157,1)	26,3 (15-36,6)	29,9 (21-52,8)	137,6 (97,2-171)	459,3 (391-688,2)

Çizelge 5.3 değerlendirildiğinde genel olarak elde edilen saçılan doz değerlerinin literatür ile uyumlu olduğu gözlenmektedir. Ancak 4.projeksiyon için bu çalışmadan elde edilen saçılan doz değerlerinin literatürdeki değerden düşük çıktığı göze çarpmaktadır. Bu ise bu çalışmada 4. projeksiyon için 45 LAO-0 açıları kullanılırken literatürde verilen değerlerin 60 LAO-0 açısı için verildiği görülmüştür. 60 LAO-0 açısında hastanın sabit olması durumunda açıdan dolayı hasta kalınlığı artacağı için burada sistemin otomatik parlaklık kontrolü devreye girerek ışınlama parametreleri ile oynayacak ve doz değerini yükseltecektir. İşte bu nedenlede bu çalışmadan elde edilen saçılan doz değeri ile literatürde verilen doz değeri arasındaki farklılığın bu açı değerindeki farklılıktan geldiği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Bor, D. 2000. Floroskopi incelemelerinde radyasyon dozunun asgariye indirilmesi. Tanısal ve girişimsel radyoloji. 6: 218-226

Caulden, R.A. and Readman, R.A. 1993. Coronary Angiography. Analyses of projection of radiographic practise. 66:327-331

Delichas, M., Psarrakos, K., Molyvda- Athenassopoulou, E., Giannoglou, G., Sioundas, A., Hatziioannou, K. and Papanastassiou, E. 2003. Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures. 48: 268-173

Efstathopoulos, E.P., Makrygiannis, S.S., Kottou, S., Karvouni, E., Giazitoglou, E., Korovesis, S., Tzanalaraidou, E., Raptou, P.D. and Katritsis, D.G. 2003. Medical personnel and patient dosimetry during coronory angiography and intervention. 48:3059-3068

Finci, L., Meier, B., Steffenino, G., Roy, R and Ratishauser, W. 1987. Radiation Exposure during cardiac catetarization and single and double percutanuous transluminal coronory angyography J.Am Call., Cardial. 60 :1401-1403

Güçlü, E.2004. Konvansiyonel ve sayısal floroskopi sistemlerinde görüntü kalitesi ve hasta dozlarının ölçülmesinde standart protokollerinin çıkartılması.

Holmur, D., Woundrow, M., Gray J.,Vetter, R., Fellows, J. and Julssud, R.1990. Effect of pulsed fluoroscopy on rediction of radiation dose in cardiac catheterization laboraty. J. Am Call Cardial. 15:159-162

Johnson, D.C., Kyrıou, J., Morton, E.J., Clifton, A., Fitzgerald, M. and Macsweenery, E. 2001. Radiation protection in interventional radiology.

Marshall, N. W. and Faultner, K. 1992. The dependency of the scattered radiation dose to personel on tecnique factors. Diagnostic Radiology. 65 (769): 44-49

Medeiros, R.B. and Mennucci, R.A. 1990. Evaluation of the x-ray exposure during coronory cine angiography. Arq Bras. Cardiol. 55(1): 31-33

Padovani,R. and Rodella, C.A. 2001. Staff dosimetry in interventional cardiology. Radiation Protection Dosimetry. 94: 99-103

Pratt, T.A. and Shav, A.J.1996. Factors effecty the radiation dose to the lens of the eye during cardiac catheterization projektion. 69(827): 1032-1037

Tsapaki, V., Kottou, S., Patsilinakos, S., Voudris, V. And Cokkinos, D.V. 2004. Radiation dose measurements intervensional cardiologist using an electronic personel dosimeter. 112(12): 245-249

Vano, E., Gonzalez, L., Guibelalde, E., Fernandez, J.M., Ten, J.I. 1998. Radiation exposure to staff in interventional and cardiac radiology. The British Journel of Radology. 71: 954-960

Williams, J.R.1990 Radiation exposure to medical staff in interventional radiology. 71(852): 1333-1334

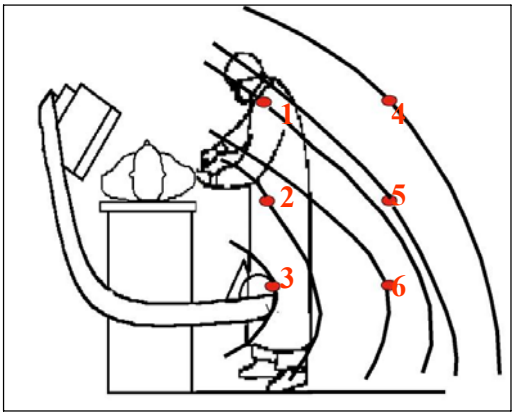
Zorgetto, M., Bernardi, G., Morocutti, G. and Fantamelli, A. 1997. Radiation exposure to patiants and operators during diagnostic cathetarization and angiography. Catheterization and cardiovascular Diagnos. 40: 340-351

EKLER..... 59

EK 1.a. S1 sisteminde yerden 1 hekim konumu için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 60
EK 1.b. S1 sisteminde yerden 100 cm yükselik için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 62
EK 2.a. S2 sisteminde yerden 1 hekim konumu için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 64
EK 2.b. S2 sisteminde yerden 100 cm yükselik için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 66
EK 3.a. S3 sisteminde yerden 1 hekim konumu için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 68
EK 3.b. S3 sisteminde yerden 100 cm yükselik için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 70
EK 4.a. S4 sisteminde yerden 1 hekim konumu için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 72
EK 4.b. S4 sisteminde yerden 100 cm yükselik için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 74
EK 5.a. S5 sisteminde yerden 1 hekim konumu için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 76
EK 5.b. S5 sisteminde yerden 100 cm yükselik için
elde edilen doz haritaları ve doz değerleri..... 77

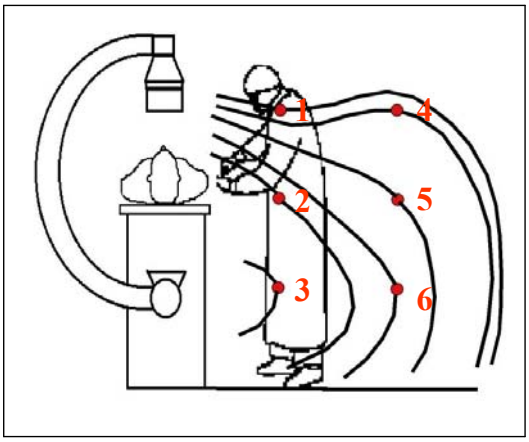
EK 1.a. S1 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4.Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



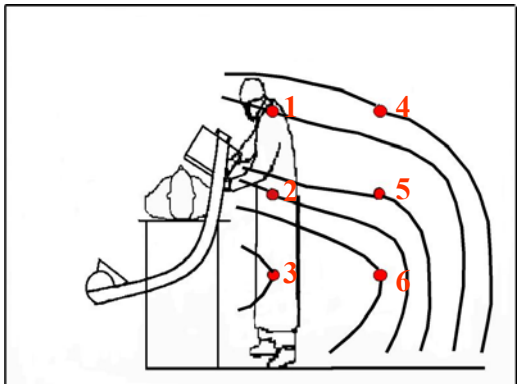
Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	8,8	14,6	3,68
2.	14,8	23,6	5,87
3.	26,7	43,1	10,75
4.	6,5	...	2,63
5.	8,2	...	2,98
6.	13,3	...	5,86

5.Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	1,4	1,5	0,32
2.	5,7	10,9	2,33
3.	38,6	60,3	17,25
4.	1,9	...	0,79
5.	2,6	...	1,15
6.	4,2	...	1,65

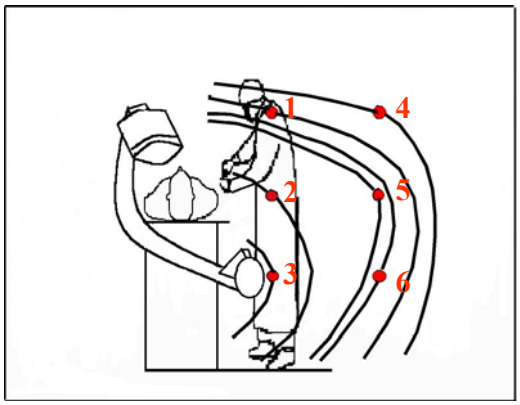
6.Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	2,1	2,6	0,54
2.	3,9	6,3	1,55
3.	9,3	...	3,96
4.	1,3	...	0,37
5.	3,8	...	1,81
6.	4,8	...	2,07

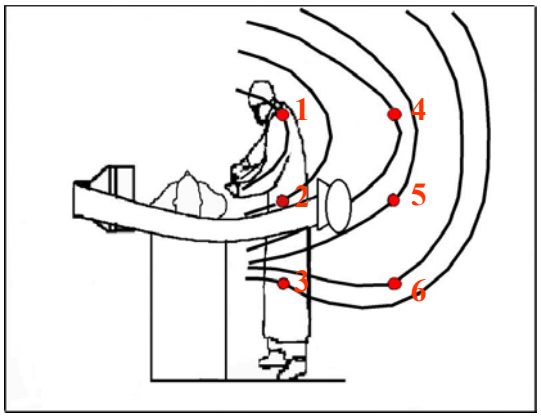
EK 1.a. S1 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	12,1	18,0	4,95
2.	28,5	46,1	13,22
3.	37,0	54,9	15,39
4.	11,4	...	4,91
5.	16,2	...	6,47
6.	15,7	...	6,33

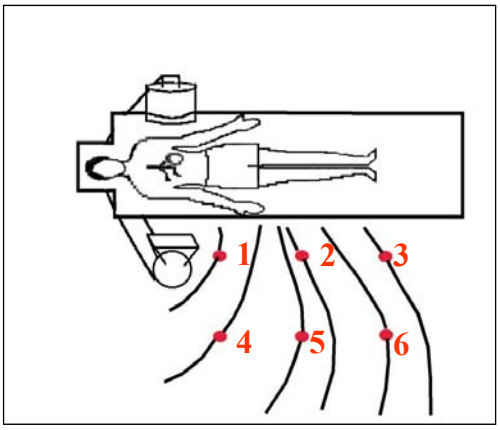
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	82,4	124,1	34,34
2.	65,2	100,2	28,28
3.	14,8	20,7	5,56
4.	52,9	...	22,0
5.	49,7	...	21,07
6.	21,9	...	7,99

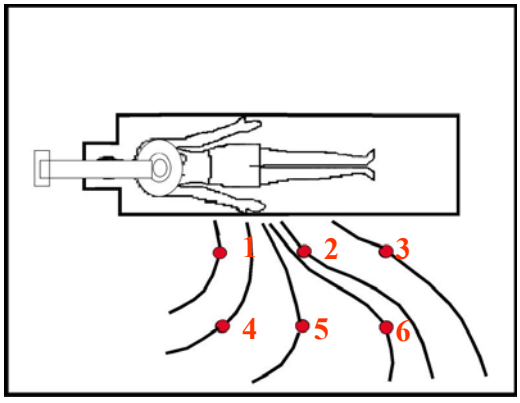
EK 1.b. S1 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



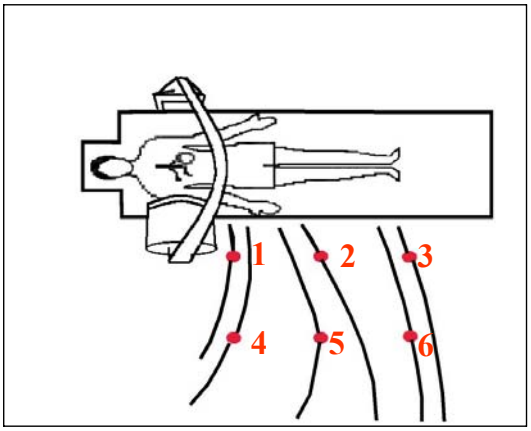
Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	14,8	23,6	5,87
2.	3,7	5,3	1,31
3.	1,3	1,7	0,37
4.	8,2	...	2,98
5.	4,4	...	...
6.	2,5	...	...

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	5,7	10,9	2,3
2.	0,7	1,0	,19
3.	0,3	0,6	0,08
4.	2,6	...	1,146
5.	1,4	...	...
6.	1,0	...	...

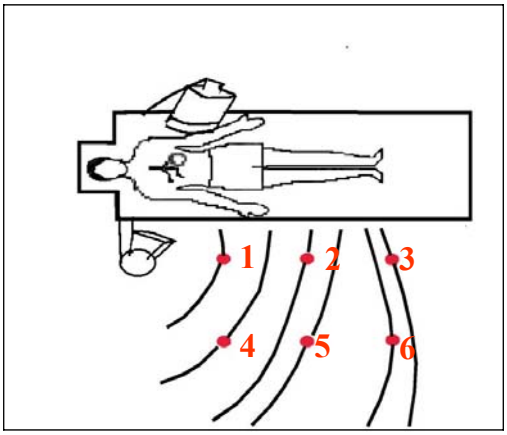
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,9	6,3	1,55
2.	1,8	...	0,63
3.	1,0	...	0,36
4.	3,8	...	1,81
5.	2,7	...	...
6.	1,1	...	...

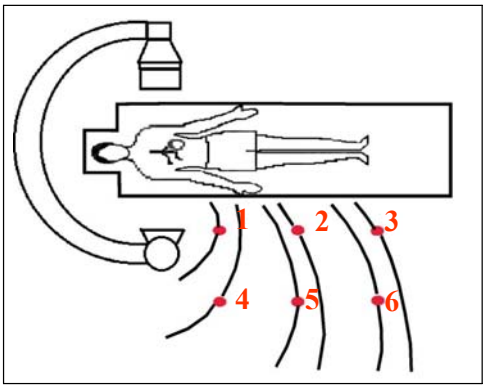
EK 1.b. S1 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	28,5	46,1	13,22
2.	10,8	17,4	4,97
3.	4,1	6,3	1,70
4.	16,2	...	6,47
5.	9,1	...	...
6.	5,8	...	...

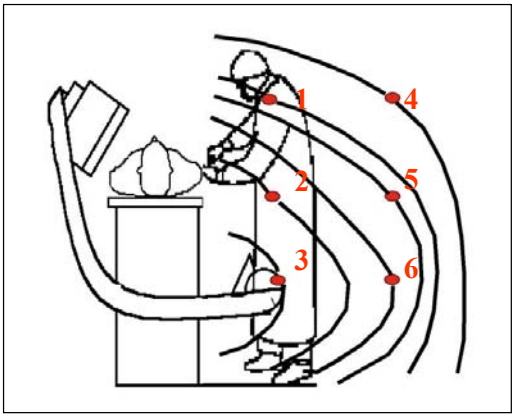
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/dak)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	65,2	100,2	28,28
2.	17,9	27,1	7,65
3.	7,1	10,9	3,03
4.	49,7	21,07	...
5.	23,2	...	...
6.	11,3	...	...

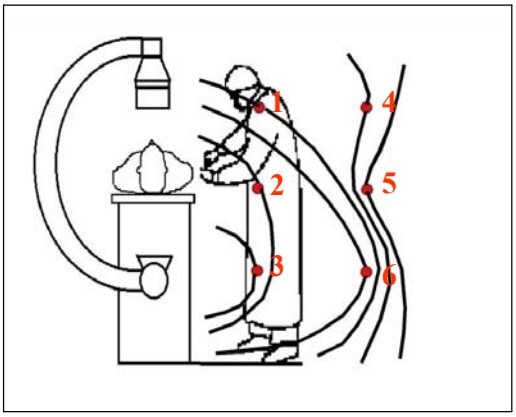
EK 2.a. S2 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



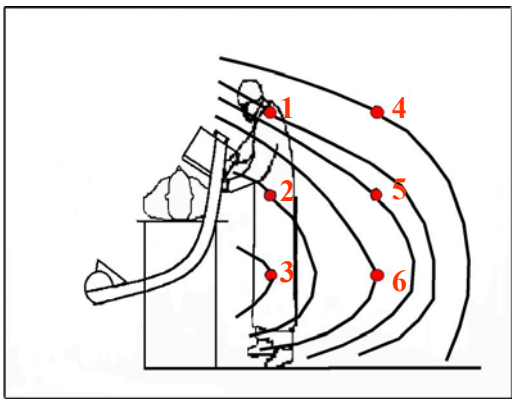
Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	7,4	14,1	5,49
2.	15,2	28,3	10,84
3.	36,1	69,5	30,01
4.	4,9	...	3,21
5.	8,6	...	5,86
6.	14,2	...	11,01

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	2,4	3,7	0,65
2.	3,2	5,3	1,38
3.	8,2	14,0	2,38
4.	1,4	...	0,61
5.	1,3	...	0,58
6.	2,9	...	0,75

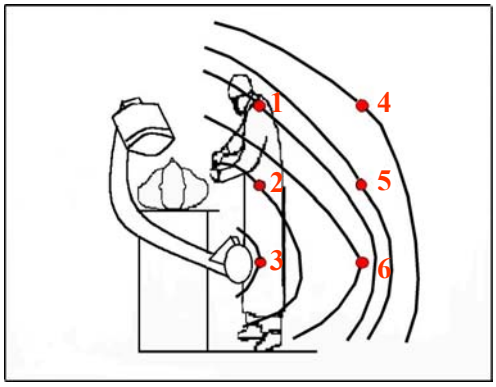
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	2,0	3,4	0,81
2.	3,5	6,4	1,89
3.	6,6	11,8	3,13
4.	1,5	...	0,67
5.	2,7	...	1,29
6.	2,8	...	1,54

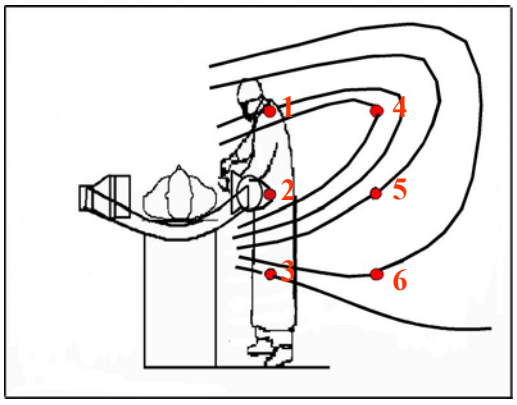
EK 2.a. S2 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz eğerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	12,3	16,5	7,61
2.	22,4	31,4	14,59
3.	40,5	53,0	26,09
4.	8,7	...	5,71
5.	11,0	...	6,22
6.	18,4	...	11,51

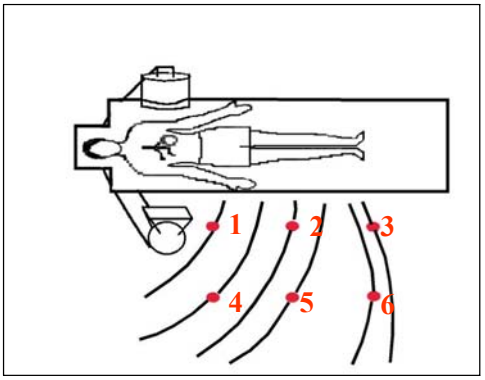
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	92,9	101,4	59,23
2.	114,7	121,3	70,93
3.	36,1	40,6	16,83
4.	101,4	...	42,2
5.	66,6	...	42,64
6.	40,6	...	20,72

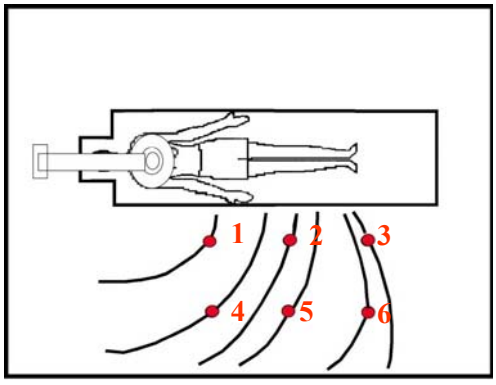
EK 2.b. S2 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



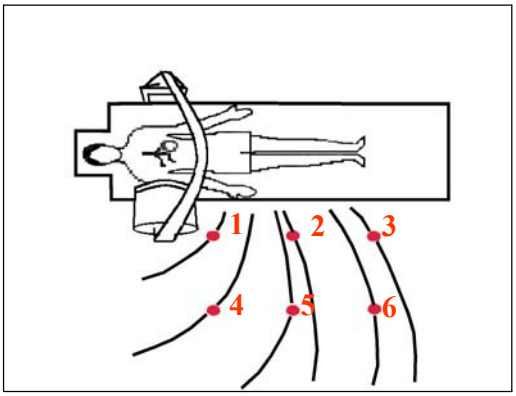
Dr Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	15,2	28,3	10,84
2.	6,4	8,3	3,05
3.	1,9	3,4	1,15
4.	8,6	...	5,86
5.	4,5	...	3,15
6.	2,4	...	1,56

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,2	5,3	1,38
2.	1,2	2,0	0,54
3.	0,3	0,6	0,16
4.	1,3	...	0,58
5.	0,9	...	0,34
6.	0,5	...	0,20

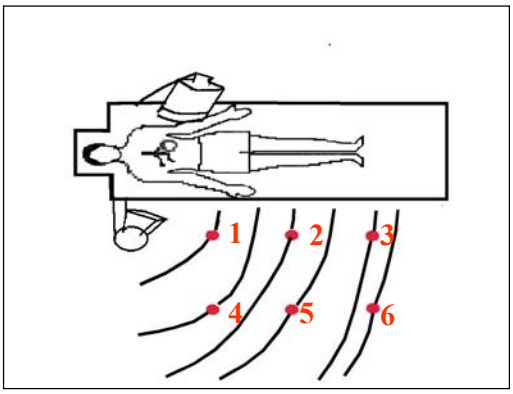
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,5	6,4	1,89
2.	1,5	2,8	2,66
3.	0,6	1,0	0,3
4.	2,7	...	1,29
5.	1,7	...	0,86
6.	1,0	...	0,49

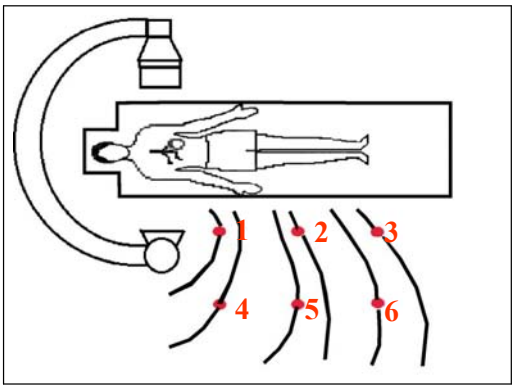
EK 2.b. S2 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	22,4	31,4	14,59
2.	7,8	11,7	5,53
3.	3,8	5,2	2,53
4.	11,0	...	6,22
5.	6,2	...	3,82
6.	3,7	...	2,37

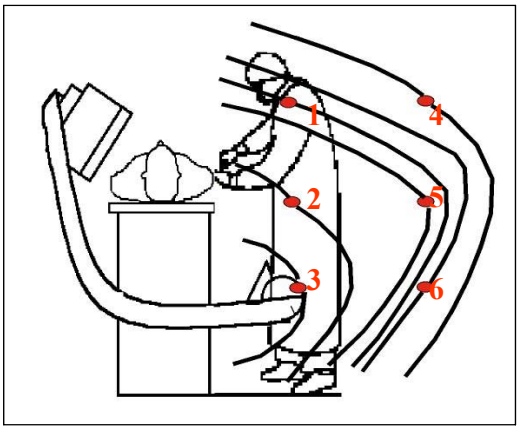
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (µGy/dak)	High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	114,7	121,3	70,93
2.	27,1	29,0	19,71
3.	12,4	13,4	7,67
4.	66,6	...	42,64
5.	33,1	...	22,49
6.	18,6	...	11,06

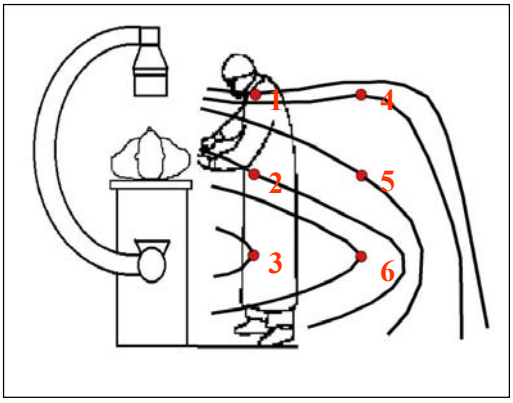
EK 3.a. S3 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



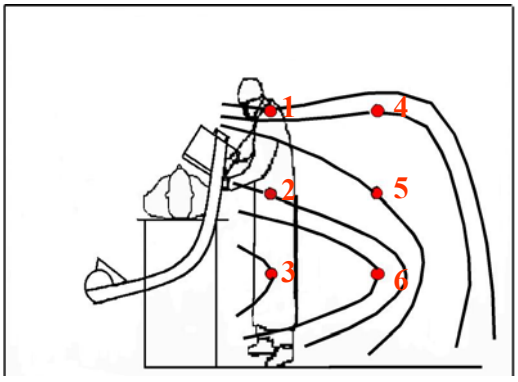
Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	14,6	20,9	21,65
2.	26,2	32,4	125,98
3.	36,5	49,7	51,42
4.	7,9	...	14,83
5.	18,3	...	33,51
6.	13,5	...	18,0

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	1,0	1,9	0,73
2.	2,5	4,7	2,5
3.	7,1	14,2	7,08
4.	1,2	...	0,95
5.	1,5	...	1,33
6.	3,0	...	2,74

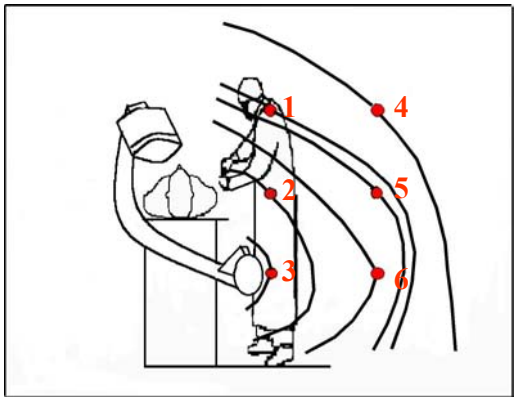
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	1,1	2,1	0,82
2.	3,7	7,4	2,81
3.	9,3	18,5	7,44
4.	1,6	...	1,28
5.	3,0	...	2,29
6.	4,4	...	3,69

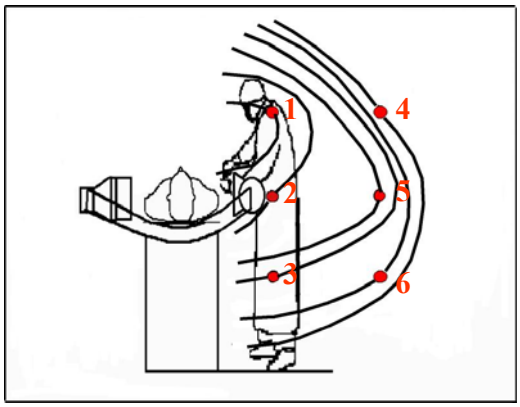
EK 3.a. S3 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	8,5	12,6	12,35
2.	16,9	29,8	18,77
3.	20,3	27,1	24,12
4.	7,5	...	10,69
5.	8,9	...	10,95
6.	10,6	...	13,27

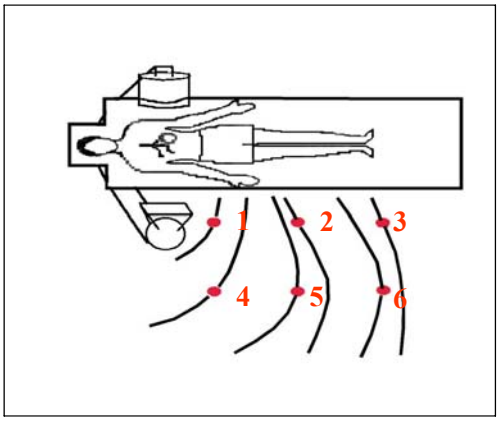
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	83,9	85,8	119,25
2.	73,1	72,4	110,14
3.	26,1	26,9	34,28
4.	17,2	...	14,23
5.	38,4	...	65,53
6.	21,5	...	28,40

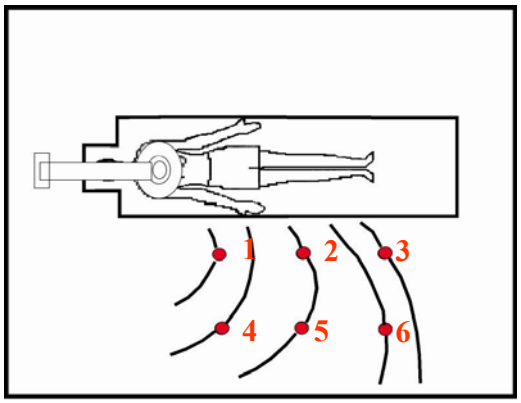
EK 3.b. S3 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



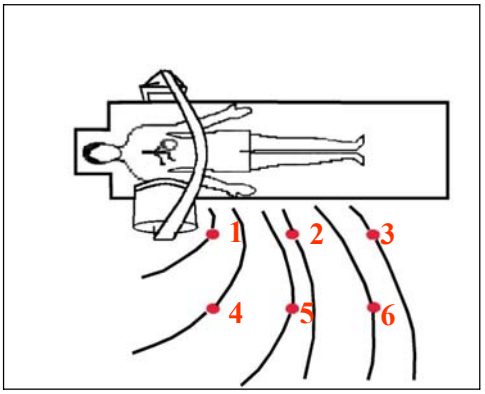
Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	26,2	32,4	125,98
2.	7,6	9,5	12,83
3.	3,0	3,8	3,98
4.	18,3	...	33,51
5.	10,1	...	16,47
6.	6,2	...	8,54

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	2,5	4,7	2,5
2.	1,0	1,9	0,63
3.	0,2	0,5	0,19
4.	1,5	...	1,33
5.	1,0	...	0,5
6.	0,5	...	0,39

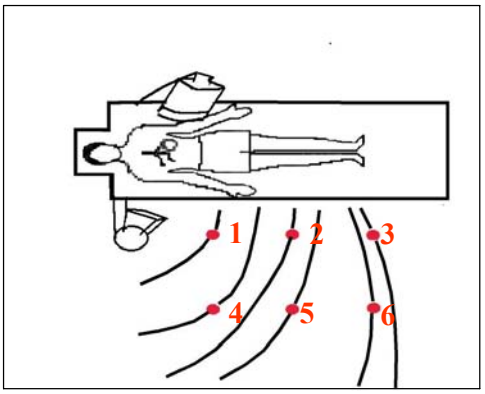
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,7	7,4	2,81
2.	1,3	2,6	0,93
3.	0,6	1,2	0,41
4.	3,0	...	2,29
5.	1,8	...	1,47
6.	1,1	...	0,89

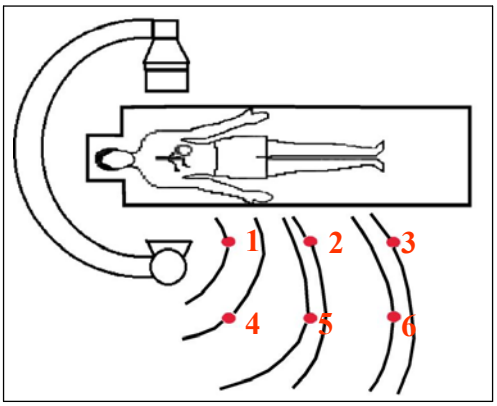
EK 3.b. S3 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine devam.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	16,2	22,1	18,77
2.	6,7	8,8	8,08
3.	2,9	3,8	3,02
4.	8,9	...	10,95
5.	5,2	...	6,28
6.	3,4	...	4,09

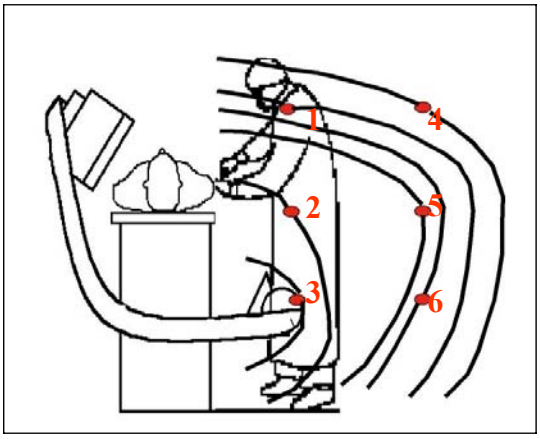
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	73,1	72,4	110,14
2.	23,2	23,3	33,5
3.	12,5	12,4	18,4
4.	38,4	...	65,53
5.	24,4	...	41,49
6.	15,2	...	21,98

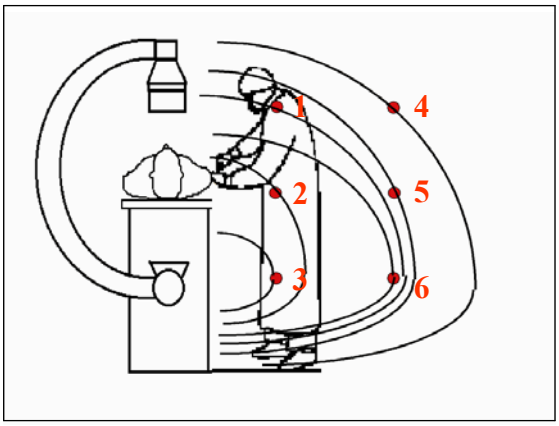
EK 4.a. S4 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



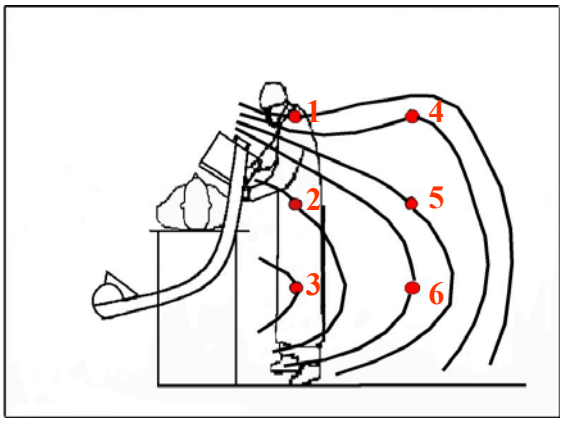
Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	8,9	8,7	7,41
2.	22,9	22,4	20,02
3.	25,5	25,4	27,19
4.	6,9	...	6,15
5.	13,1	...	13,19
6.	11,8	...	10,97

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,3	5,1	1,12
2.	6,1	9,5	1,94
3.	11,4	15,4	4,21
4.	2,1	...	1,34
5.	3,0	...	0,83
6.	4,1	...	1,34

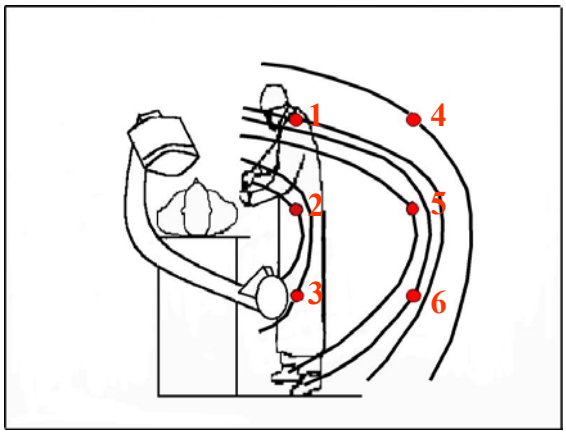
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	3,4	3,6	1,14
2.	8,8	9,4	3,83
3.	13,5	14,1	6,55
4.	4,7	...	1,82
5.	5,9	...	2,38
6.	6,2	...	2,95

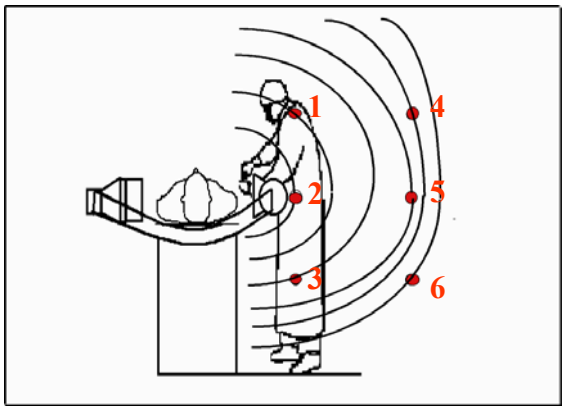
EK 4.a. S4 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	8,9	9,1	6,49
2.	24,6	24,5	17,72
3.	22,6	22,0	16,32
4.	7,4	...	5,22
5.	10,5	...	7,75
6.	10,0	...	7,34

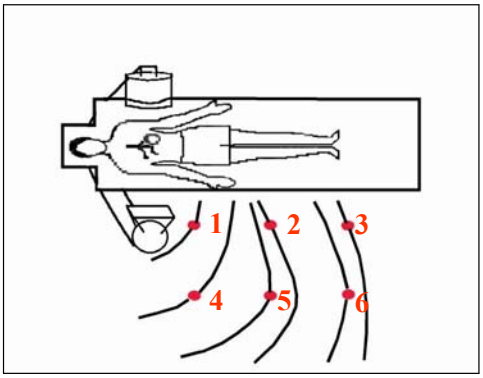
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	31,5	32,9	42,1
2.	53,2	54,4	77,6
3.	23,9	24,0	26,6
4.	18,6	...	20,7
5.	22,2	...	16,9
6.	14,6	...	16,7

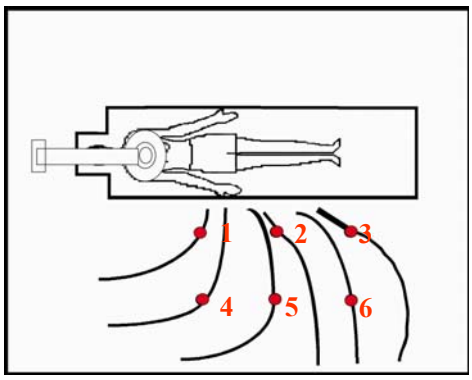
EK 4.b. S4 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



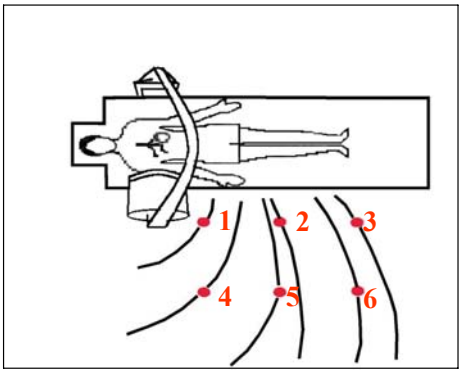
Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	22,9	22,4	20,02
2.	6,1	6,1	6,36
3.	2,4	2,4	2,06
4.	13,1	...	13,19
5.	7,7	...	6,98
6.	4,2	...	3,8

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	6,1	9,5	1,94
2.	1,4	2,3	0,35
3.	0,5	0,9	0,11
4.	3,0	...	0,83
5.	1,8	...	0,51
6.	1,1	...	0,3

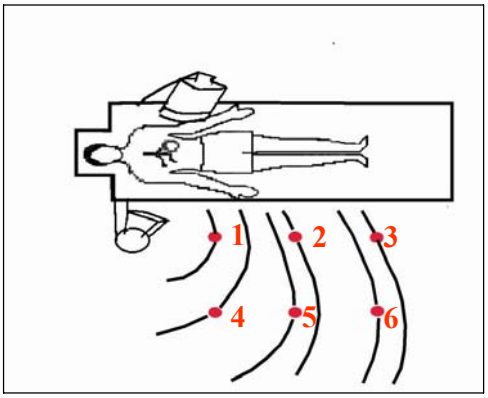
6. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	8,8	9,4	3,83
2.	2,6	2,8	0,71
3.	0,8	1,0	0,19
4.	5,9	...	2,38
5.	3,8	...	1,59
6.	1,4	...	0,5

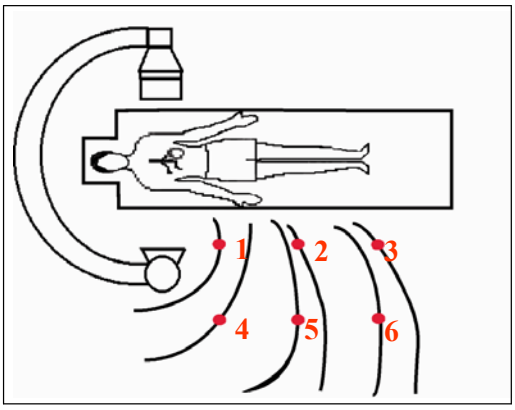
EK 4.b. S4 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerlerine.

7. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/dak)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/dak)	100 Frame DA (µGy)
1.	24,6	24,5	17,72
2.	5,0	5,0	3,31
3.	1,5	2,0	1,06
4.	10,5	...	7,75
5.	6,5	...	4,83
6.	3,5	...	2,56

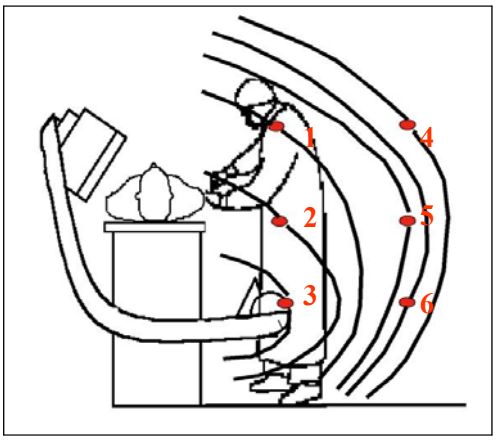
10. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Smart(STD) Normal Fluoro (µGy/min)	Smart(STD) High Fluoro (µGy/min)	100 Frame DA (µGy)
1.	53,2	54,4	6,01
2.	17,1	17,0	18,46
3.	8,0	8,0	8,62
4.	22,2	...	16,94
5.	17,7	...	21,83
6.	9,9	...	11,55

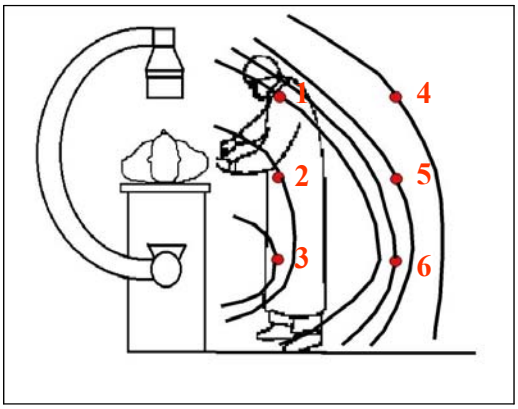
EK 5.a. S5 sisteminde yerden 1 hekim konumu için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/min)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/min)	100 Frame DA (µGy)
1.	43,5	64,2	15,95
2.	98,3	134,1	35,77
3.	110,7	171	50,0
4.	22,8	...	8,39
5.	34,3	...	15,36
6.	23,3	...	12,0

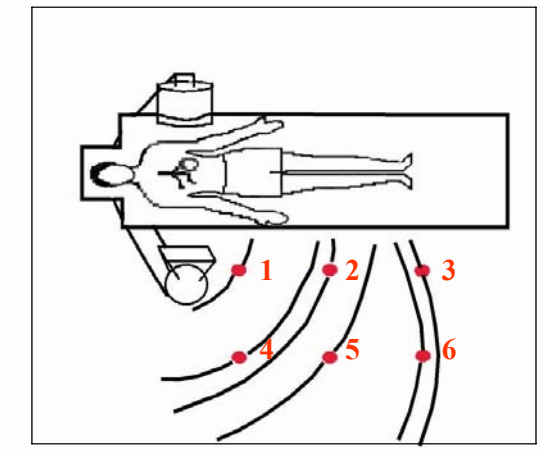
5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Ölçüm Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/min)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/min)	100 Frame DA (µGy)
1.	18,1	25,9	5,94
2.	34,0	50,2	15,57
3.	45,8	49,4	15,23
4.	11,7	...	4,15
5.	13,2	...	4,47
6.	17,0	...	5,41

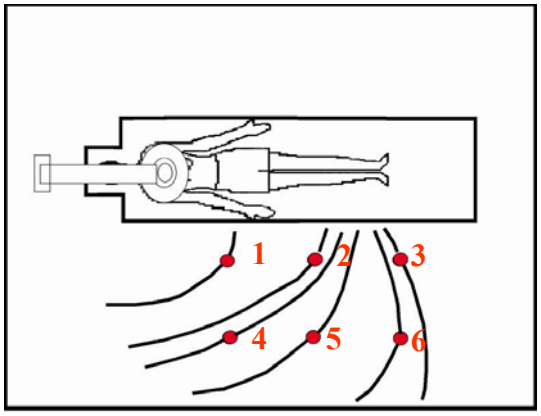
EK 5.b. S4 sisteminde yerden 100 cm yükselik için elde edilen doz haritaları ve doz değerleri.

4. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/min)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/min)	100 Frame DA (µGy)
1.	98,3	134,1	35,94
2.	33,4	44,4	11,53
3.	12,2	16,7	3,77
4.	34,3	...	15,36
5.	21,7	...	8,37
6.	12,9	...	4,58

5. Projeksiyon için elde edilen sonuçlar;



Dr Konumu	Normal Fluoro (Fluoro 2) (µGy/min)	High Fluoro (Fluoro 3) (µGy/min)	100 Frame DA (µGy)
1.	34,6	50,2	15,5
2.	14,0	22,6	5,7
3.	5,0	5,5	1,43
4.	13,2	...	4,7
5.	8,5	...	2,91
6.	5,3	...	1,89

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Elif ÖNAL

Doğum Yeri : Elazığ

Doğum Tarihi : 14 / 09 / 1980

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Mustafa Kemal Lisesi ,1994-1997

Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü, 1997-2001

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği 2003-2006

Çalıştığı Kurumlar :

TSE , 2002

Medko LTD.ŞTİ. , 2004-devam

Yayınları

1. Bor Doğan, Çekirge Saruhan, Toklu Türkay, Olğar Turan, Gülay Miyase, Önal Elif, Çil Barbaros. Patient and Staff Doses in Interventional Neuroradiology. Optimisation of dose and performance in interventionla and digital imaging. Radiation Protection Dosimetry 2006
2. D. Bor,T. Toklu, T. Olğar, M. Gülay, E. Önal, E. Güçlü, A. Çağlan. "Farklı Girişimsel Anjiyografi Sistemlerinde Hasta Dozlarının Karşılaştırılması" (Bildiri) IX. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 4-6 Eylül 2003, Edirne
3. D. Bor,T. Toklu, T. Olğar, E. Önal, A. Çağlan. Girişimsel Kardiyoloji İncelemelerinde Personelin Aldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi- Alternatif Teknikler (Bildiri). IX. Ulusal Nükleer Bilimler ve Teknolojileri Kongresi, İzmir 14-16 Eylül 2006
4. Bor Doğan, Çekirge Saruhan, Toklu Türkay, Olğar Turan, Gülay Miyase, Önal Elif, Çil Barbaros. Girişimsel Neroradyoloji İncelemelerinde Hasta ve Çalışanların Radyasyon Dozları (Bildiri). X. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 1-4 Eylül 2005,Kayseri