

**DISTRIBUSI DOSIS HAMBUR DALAM FLUOROSKOPI  
SEBAGAI VARIASI SUDUT**

**TESIS**

**TITIK KARTIKA  
0806421571**



**UNIVERSITAS INDONESIA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA  
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
JAKARTA  
JANUARI 2011**

**DISTRIBUSI DOSIS HAMBUR DALAM FLUOROSKOPI  
SEBAGAI VARIASI SUDUT**

**TESIS**

**TITIK KARTIKA  
0806421571**



**UNIVERSITAS INDONESIA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA  
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
JAKARTA  
JANUARI 2011**

**DISTRIBUSI DOSIS HAMBUR DALAM FLUOROSKOPI  
SEBAGAI VARIASI SUDUT**

**TESIS**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains**

**TITIK KARTIKA  
0806421571**



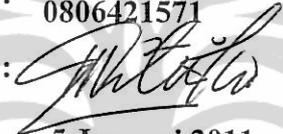
**UNIVERSITAS INDONESIA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA  
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
JAKARTA  
JANUARI 2011**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri, dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Titik Kartika

NPM : 0806421571

Tanda Tangan : 

Tanggal : 5 Januari 2011

## Halaman pengesahan

Tesis ini diajukan oleh :  
Nama : Titik Kartika  
NPM : 0806421571  
Program Studi : Fisika Medis  
Judul Tesis : Distribusi Dosis Hambur dalam Fluoroskopi sebagai Variasi Sudut

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Fisika pada Program Studi Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

### DEWAN PENGUJI

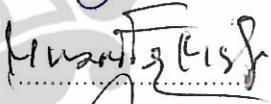
Pembimbing : Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko

  
(.....)

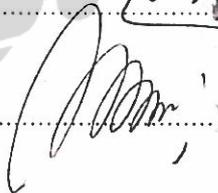
Penguji : Dr. Rer. Nat Freddy Haryanto

  
(.....)

Penguji : Dr. Musaddiq Musbach

  
(.....)

Penguji : Dr. Agung Alfiansyah

  
(.....)

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 05 Januari 2011

## KATA PENGANTAR

Puji Syukur, Alhamdulillah, penulis panjatkan kehadiran Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul *Distribusi Dosis Hambur dalam Fluoroskopi sebagai Variasi Sudut*. Tesis ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains di Program Studi Magister Fisika Program Kekhususan Fisika Medis Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia

Selesaiannya tesis ini tidak luput dari bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis menyampaikan rasa terimakasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Ibu Prof. DR. Djarwani Soejoko selaku dosen pembimbing yang banyak memberikan perhatian, arahan, ilmu, serta bimbingan yang sangat berarti bagi penulis.
2. Pihak Rumah Sakit Pertamina (RSPP) terutama Pak Arif, Dea, serta rekan-rekan di departemen radiologi RSPP yang telah memberikan kesempatan yang seluas-luasnya bagi penulis untuk melakukan penelitian
3. Orang tua tercinta, yang telah banyak mendoakan serta memberi dukungan dan bantuan moril yang tidak akan mungkin terbalaskan.
4. Suami dan ananda Faiz, terimakasih atas kesempatan dan pengertiannya sehingga penulis dapat melanjutkan studi.
5. Mas Adi, selaku rekan kerja dalam pengambilan data penelitian, yang telah banyak membantu menyelesaikan masalah dalam pengambilan dan pengolahan data
6. Teman-teman di program magister S-2 fisika medis angkatan 2008/2009, Mbak Yul, Awi, Deinar, Dessi, Juni, Suryo, Bagus, Dea, dan Mas Edi.
7. Areta, Mbak Gati, serta pihak BATAN yaitu, Nunung, Heru, Bu Helvy, dan Bu Diah yang membantu dalam peminjaman dan pembacaan TLD.
8. Pak Parman dan Pak Sumedi yang membantu dalam pembuatan administratif.

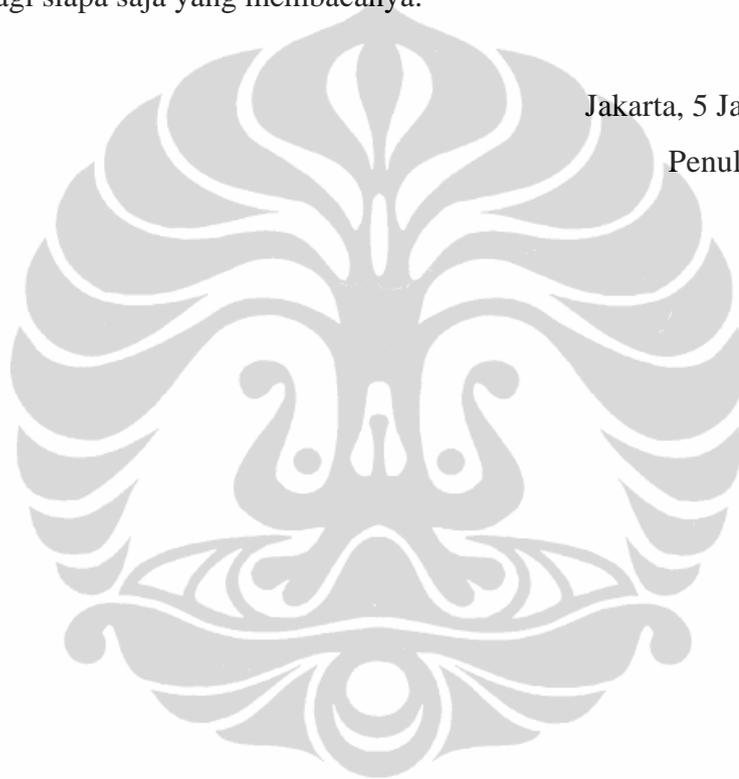
9. Adik dan kakak atas segala bantuannya.

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa penulisan tesis ini masih penuh kekurangan dan keterbatasan, oleh karena itu, penulis menerima saran serta kritik yang membangun sehingga penulis dapat menghasilkan karya tulis yang lebih baik di masa mendatang.

Akhir kata, penulis mengungkapkan harapan semoga karya tulis ini dapat bermanfaat bagi siapa saja yang membacanya.

Jakarta, 5 Januari 2011

Penulis



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI  
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

---

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertandatangan dibawah ini :

Nama : Titik Kartika  
NPM : 0806421571  
Program Studi : Magister Fisika Medis  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis Karya : Tesis

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

*Distribusi Dosis Hambur dalam Fluoroskopi sebagai Variasi Sudut*

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih-media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta

Pada tanggal : 5 Januari 2011

Yang menyatakan



(Titik Kartika)

## ABSTRAK

Nama : Titik Kartika  
Program Studi : Magister Fisika Medis  
Judul : **Distribusi Dosis Hambur dalam Fluoroskopi sebagai Variasi Sudut**

Suatu penelitian telah dilakukan untuk menemukan hubungan antara presentasi hamburan dengan variasi sudut hambur dalam ruang fluoroskopi dan bagaimana hal tersebut berpengaruh terhadap hamburan yang diterima oleh organ personil fluoroskopi. Penelitian dilakukan dengan mengukur dosis hambur menggunakan keping TLD (*Thermoluminescent Dosimeter*) LiF yang ditempelkan pada pusat phantom yang diletakkan di tengah meja pemeriksaan fluoroskopi. TLD juga ditempatkan pada 7 (tujuh) lokasi di depan meja dengan sudut yang berbeda dengan menggunakan tali yang terpasang 50 cm dari phantom. Pengukuran ini dibandingkan dengan pengukuran hamburan yang diterima oleh organ personil fluoroskopi dengan menempelkan TLD pada dahi, leher, dada, pinggang, dan kaki personil saat mereka melakukan tindakan fluoroskopi terhadap pasien. Hasil menunjukkan bahwa jumlah hamburan tergantung pada sudut hambur dan presentasi dosis hambur ke arah atas lebih besar dari pada yang ke arah bawah. Hal ini memberikan informasi bagi personil fluoroskopi bahwa dalam prosedur fluoroskopi dengan tabung di atas, bagian atas tubuh personil akan lebih banyak menerima dosis hambur sehingga mereka harus peduli terhadap pemakaian perisai radiasi pada organ vital bagian atas seperti mata dan tiroid. Personil juga harus mempertimbangkan posisi mereka sehingga paparan organ personil fluoroskopi dapat dijaga pada tingkat yang diharapkan.

Kata Kunci: Fluoroskopi, Dosis Hambur, Sudut Hambur, *Thermoluminescent Dosimeter*, *phantom*, Perisai Radiasi, Paparan.

## ABSTRACT

Nama : Titik Kartika  
Program Studi : Magister Fisika Medis  
Judul : **Scatter Radiation Distribution in Fluortoscopy as Angle Variation**

*A Study was conducted to investigate the relation of percentages scatter with variation scatter angle in fluoroscopy room and how it affect to the scatter received by fluoroscopist's organ. The scatter dose was measured by using LiF TLD (Thermoluminescent Dosimeter) chips located on the center of a phantom, which was placed on the center of a fluoroscopy table. TLDs were also put on 7 (seven) different locations in front of the table with different angles by using strings at a distance of 50 cm from the phantom. This measurement have been compared with measurement of the scatter received by attaching TLD to fluoroscopist's forehead, neck, thorax, waist, and foot while operating fluoroscopy equipment on patients. The results showed that the amount of scatter depend on the angle scatter, and the percentages of scatter dose in the backward direction are higher than percentages of scatter dose in the forward direction. The results give information to fluoroscopists that the upside of their body will receive more scatter dose, so they must care about using shielding on their vital organ like eyes and tyroid. Fluoroscopists also must consider their position so that the fluoroscopist's organ exposure can be maintained at an acceptable level.*

*Key Word: Fluoroscopy, Scatter Dose, Scatter Angle, Thermoluminescent Dosimeter, phantom, shielding, Exposure*

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
KATA PENGANTAR	v
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK	vii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
<b>1. PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	2
1.3 Tujuan Penelitian .....	2
1.4 Manfaat Penelitian .....	2
1.5 Batasan Penelitian .....	3
1.6 Metode Penelitian .....	3
1.7 Sistematika Penelitian .....	3
<b>2. TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>5</b>
2.1 Interaksi Sinar X dengan Materi .....	5
2.2 Fluoroskopi .....	10
2.2.1 <i>Automatic Brightness Control (ABC)</i> .....	11
2.2.2 Radiasai Hambar pada Personil Fluoroskopi .....	12
2.3 Proteksi Radiasi .....	15
2.3.1 Nilai Batas Dosis (NBD).....	18
2.4 Alat Ukur Radiasi .....	19
2.4.1 <i>Thermoluminiscent Dosemeter (TLD)</i> .....	20
2.4.2 Prinsip Kerja TLD.....	22
<b>3. METODE PENELITIAN</b> .....	<b>23</b>
3.1 Peralatan.....	23
3.2 Persiapan Penelitian .....	24

3.3	Metoda Penelitian .....	25
3.3.1	Pengukuran Dosis Hambur Pada Penyangga TLD Dengan Medium Penghambur Phantom .....	25
3.3.2	Pengukuran Dosis Hambur Pada Personil Fluoroskopi Dengan Medium Penghambur Pasien .....	28
3.4	Alur Pengambilan Data .....	30
<b>4.</b>	<b>HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>31</b>
4.1	Hasil Uji Fungsi Pesawat Fluoroskopi.....	31
4.1.1	Pengukuran Akurasi Kvp .....	31
4.1.2	Pengukuran Kualitas Berkas, <i>Half Value Layer</i> (HVL).....	31
4.2	Hasil Pengukuran Dosis Hambur Dengan Menggunakan Phantom ..	33
4.2.1	Pengukuran Dosis Hambur Pada Penyangga TLD Kayu.....	33
4.2.2	Pengukuran Dosis Hambur Pada Penyangga TLD Tali .....	34
4.3	Hasil Pengukuran Dosis Hambur Pada Personil Fluoroskopi.....	37
<b>5.</b>	<b>KESIMPULAN .....</b>	<b>42</b>
	<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>43</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Peristiwa Hamburan Koheren/Rayleigh, Penyerapan Fotolistrik, dan Hamburan Compton .....	5
Gambar 2.2	Peristiwa Fotolistrik .....	6
Gambar 2.3	Hamburan Compton .....	7
Gambar 2.4	Hamburan Compton.....	8
Gambar 2.5	Peristiwa Produksi Pasangan .....	9
Gambar 2.6	Peristiwa Fotolistrik, Hamburan Compton, dan Produksi Pasangan.....	10
Gambar 2.7	Pesawat Fluoroskopi dengan Posisi Tabung Sinar-X di Bawah Meja (Kiri), Tabung Sinar-X di Atas Meja (Tengah), dan Panel Kontrol (Kanan) .....	11
Gambar. 2.8	Hasil Pengukuran Presentasi Dosis Hambur .....	13
Gambar 2.9	Besarnya Hamburan Dinyatakan Dengan Presentasi Dosis Hambur Dengan Dosis yang Datang Mengenai Phantom .....	14
Gambar 2.10	Pengukuran Dosis Hambur pada Sudut $45^0$ , $87^0$ , $120^0$ , $135^0$ , $150^0$ .....	14
Gambar 2.11	Hasil Penelitian Dosis Hambur pada Sudut $45^0$ , $87^0$ , $120^0$ , $135^0$ , Dan $150^0$ .....	15
Gambar 2.12	Radiasi Berkurang Dengan Bertambah Jarak, Mengikuti <i>Invers Square Law</i> .....	17
Gambar 2.13	Perlengkapan Protektif Personil Fluoroskopi, yaitu Apron Dan Perisai Gonad (Kiri), Kacamata Pb(Atas) Perisai Tiroid (Bawah Tengah), dan Sarung Tangan (Kanan).....	18
Gambar 2.14	Pita Konduksi dan Pita Valensi .....	20
Gambar 2.15	Detektor Luminisensi Diberikan Energi dalam Bentuk Panas	21
Gambar 2.16	Kurva Pancar ( <i>Glove Curve</i> ) Sederhana .....	22
Gambar 3.1.	Posisi Phantom (Kiri), Penyangga TLD Kayu (Kanan) .....	26
Gambar 3.2.	Pengukuran Dosis Hambur Dengan Menggunakan Phantom Dan Penyangga TLD Berbentuk Tali .....	27
Gambar 3.3.	Pengukuran Radiasi Hambur Degan Penyangga TLD Tali (Atas) dan Cara Pengambilan Sudut Hambur (Bawah) .....	28
Gambar 3.4.	Alur Pengambilan Data Penelitian.....	30
Gambar 4.1.	Grafik HVL terhadap Kvp .....	32
Gambar. 4.2.	Grafik Dosis Hambur Terhadap Sudut Hambur untuk Ketebalan Phantom 15 Cm, 20 Cm, dan 25 Cm pada	

Penyangga TLD Kayu .....	33
Gambar 4.5. Hubungan antara Persentasi Dosis Hambur terhadap ESD dengan Sudut Hambur untuk Ketebalan Phantom 15 Cm Dan 20 Cm .....	35
Gambar 4.6. Gambaran Dosis Hambur dari Beberapa Sudut pada Personil Yang Tinggi dan Personil yang Pendek.....	37
Gambar 4.7. Dosis Hambur pada A. Mata, B. Leher, C. Dada, D. Pinggang, E. Kaki untuk Pemeriksaan HSG.....	40

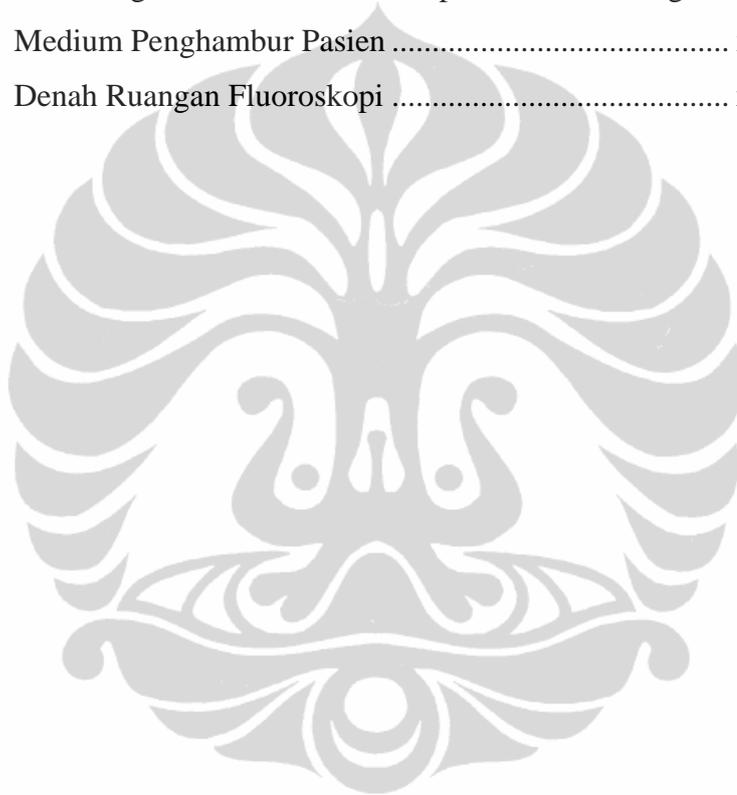


## DAFTAR TABEL

Tabel 3.1.	Faktor Kalibrasi TLD yang Digunakan dalam Pengukuran.....	24
Tabel 4.1.	Hasil Uji Fungsi Pesawat Sinar-X Fluoroskopi .....	31
Tabel 4.2.	Nilai Minimum HVL yang Ditetapkan EPA [23] .....	31
Tabel 4.3.	Nilai HVL Hasil Pengukuran .....	32
Tabel 4.4.	Hasil Pengukuran Dosis Hambur dengan Medium Phantom Pada Penyangga TLD Kayu, Waktu Fluoroskopi 30 Detik .....	33
Tabel 4.5.	Prosentase Dosis Hambur dalam Prosedur Fluoroskopi Selama 30 Detik Untuk Ketebalan Phantom 15 Cm, ESD: 3,991 Msv ...	34
Tabel 4.6.	Prosentase Dosis Hambur dalam Prosedur Fluoroskopi Selama 30 Detik Untuk Ketebalan Phantom 20 Cm, ESD: 8,391 Msv ...	35
Tabel 4.7.	Dosis Hambur yang Diukur pada Personil Fluoroskopi.....	37
Tabel 4.8.	Laju Dosis Hambur yang Diukur pada Personil Fluoroskopi .....	38
Tabel 4.9 .	Nilai Batas Dosis (NBD) yang Ditetapkan BAPETEN [21], ICRP No. 60 [5], atau IAEA Safety Series No.115 [15].....	41
Tabel 4.10.	Hasil Pengukuran TLD di Dada, di Luar dan Di Balik Apron, Serta Hasil Perhitungan Pengurangan Dosis Hambur karena Pemakaian Apron .....	41

## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1.	Data Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Kayu dengan Medium Penghambur Phantom .....	xiii
Lampiran 2.	Data Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Tali dengan Medium Penghambur Phantom .....	xvi
Lampiran 3.	Data Pengukuran ESD .....	xxii
Lampiran 4.	Data Pengukuran Dosis Hambur pada Personil dengan Medium Penghambur Pasien .....	xxiv
Lampiran 5.	Denah Ruang Fluoroskopi .....	xxxvii



# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1. Latar Belakang

Penggunaan sinar-X dalam dunia medis saat ini mengalami perkembangan yang cukup pesat, terutama penggunaan sinar-X untuk mendiagnosa berbagai penyakit, yang biasa disebut radiodiagnostik. Selain manfaatnya yang besar, penggunaan radiasi sinar-X dalam dunia medis juga memiliki potensi risiko yang cukup berbahaya bagi manusia dan lingkungan bila tidak memperhatikan batas dosis yang dipersyaratkan dan tidak memperhatikan prinsip-prinsip proteksi radiasi.

Salah satu teknik dalam radiodiagnostik yang membutuhkan perhatian proteksi radiasi cukup besar adalah fluoroskopi. Fluoroskopi merupakan suatu teknik pencitraan *real-time* dengan resolusi temporal yang tinggi. Teknik fluoroskopi digunakan untuk melihat citra struktur, organ atau cairan dalam tubuh pasien. Teknik fluoroskopi ini dapat juga membantu dokter untuk diagnosa berbagai penyakit dan memandu prosedur intervensional.

Suatu alat fluoroskopi sederhana terdiri dari sumber sinar-X dan layar fluororisensi. Citra yang dihasilkan dapat ditampilkan pada sebuah monitor. Karena fluoroskopi mencakup penggunaan sinar-X, suatu bentuk dari radiasi pengion, maka semua prosedur fluoroskopi memiliki risiko cukup besar terhadap pasien dan personil yang melakukan tindakan fluoroskopi[14].

Untuk dapat mengamati gerakan organ dalam teknik fluoroskopi, dibutuhkan jumlah citra yang tinggi. Namun, jumlah citra yang tinggi mengakibatkan dosis pasien juga tinggi, dan dosis pasien yang tinggi akan menghasilkan radiasi hambur yang tinggi pula. Sehingga, selain pasien, personil yang bekerja dalam fluoroskopi juga menerima paparan yang signifikan, apalagi, bagi personil yang melakukan pekerjaan dengan fluoroskopi ini setiap hari dan dalam jangka waktu yang lama.

## 1.2. Perumusan Masalah

Ketika mendisain *shielding* untuk ruang fluoroskopi, harus diperhatikan jumlah dan arah hamburan yang menuju *barrier* (seperti lantai, dinding, dan/atau langit-langit) relatif terhadap arah berkas sinar-X datang. Selain itu, personil yang bekerja dengan fluoroskopi juga harus diusahakan berada pada posisi di mana radiasi hambur yang mengenai personil seminimal mungkin [15].

Besarnya radiasi hambur terhadap personil akan dipengaruhi oleh besarnya sudut hambur dari pasien. Studi, data dan informasi mengenai penyebaran radiasi hambur pada pesawat fluoroskopi masih sangat sedikit. Oleh karena itu, studi mengenai penyebaran radiasi hambur sangat diperlukan untuk pertimbangan dan rekomendasi dalam merencanakan suatu tindakan proteksi dalam fluoroskopi.

## 1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah memprediksi distribusi dosis hambur pada setiap variasi sudut dengan jarak tertentu dan memprediksi distribusi radiasi hambur yang diterima organ tubuh personil. Data dan informasi yang diperoleh dari penelitian ini diharapkan dapat digunakan untuk merencanakan apa saja yang dapat dikerjakan untuk mengurangi paparan kerja dan memberi masukan untuk rekomendasi aturan apa yang harus diikuti berkenaan dengan adanya paparan kerja tersebut sesuai dengan rekomendasi internasional.

## 1.4. Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat bermanfaat untuk memprediksi distribusi dosis hambur yang menyebar dengan berbagai variasi sudut di sekitar pasien dalam prosedur fluoroskopi, sehingga dapat memberikan informasi bagi personil yang menjalankan prosedur fluoroskopi mengenai besarnya presentasi dosis hambur. Dengan demikian, personil dapat berusaha mengambil posisi di mana tingkat paparannya minimum, sehingga paparan dapat diusahakan sampai pada tingkat yang diharapkan.

### **1.5. Batasan Penelitian**

Penelitian ini dibatasi pada penelitian dosis hambur di samping kanan meja pemeriksaan pasien, dengan posisi tabung sinar-X berada di atas meja. Prosedur fluoroskopi hanya terbatas pada pemeriksaan fluoroskopi konvensional. Pengukuran Dosis hambur diukur hanya pada beberapa posisi yaitu pada sudut  $30^{\circ}$ ,  $50^{\circ}$ ,  $70^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $110^{\circ}$ ,  $130^{\circ}$ , dan  $150^{\circ}$  dengan sudut  $90^{\circ}$  adalah posisi yang sejajar dengan meja pemeriksaan.

### **1.6. Metode Penelitian**

Penelitian ini dilakukan dengan dua metode, yaitu metode pertama adalah pengukuran radiasi hambur pada penyangga TLD yang dirancang dan disesuaikan dengan model personil dalam melakukan tindakan fluoroskopi terhadap pasien. Alat yang dibuat adalah penyangga TLD untuk menempelkan beberapa TLD yang diposisikan pada sudut-sudut tertentu. Medium penghambur yang digunakan adalah phantom akrilik. Hal ini dimaksudkan untuk mempredksi besarnya persentasi dosis radiasi hambur dengan variasi sudut pada jarak yang tetap. Metode yang kedua dilakukan dengan melibatkan personil fluoroskopi, yaitu dengan cara menempelkan TLD pada daerah sekitar mata, tiroid, dada, gonad, dan kaki personil saat melakukan tindakan fluoroskopi terhadap pasien. Dalam hal ini medium penghambur adalah pasien.

### **1.7. Sistematika Penulisan**

Tesis ini dibagi menjadi 5 bab, sebagai berikut :

#### **BAB 1 PENDAHULUAN**

Pada bab ini diuraikan tentang latar belakang dari penelitian ini, perumusan masalah, tujuan dari penelitian ini, manfaat yang diharapkan dari penelitian, pembatasan masalah, metode penelitian yang dipakai serta sistematika penulisan secara keseluruhan.

#### **BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA**

Pada bab ini penulis mencoba menguraikan tentang dasar teori mengenai interaksi sinar-X dengan materi, fluoroskopi, radiasi hambur dalam prosedur fluoroskopi, proteksi radiasi, dan alat ukur radiasi

### BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

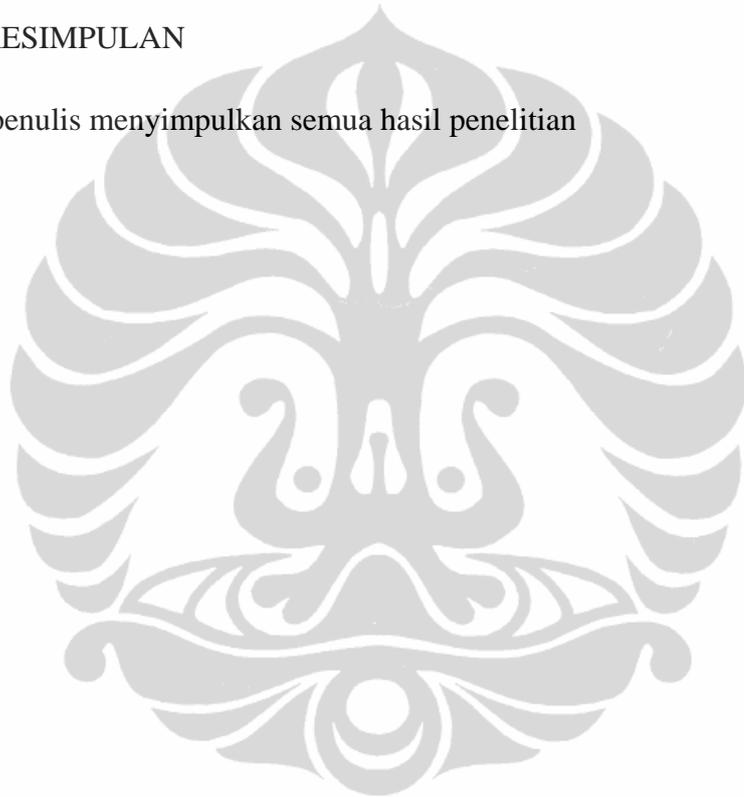
Pada bab ini diuraikan tentang alat dan bahan yang dipakai serta metode eksperimen yang dipakai.

### BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

Berisi data-data hasil dari eksperimen beserta pembahasannya.

### BAB 5 KESIMPULAN

Pada bab ini penulis menyimpulkan semua hasil penelitian

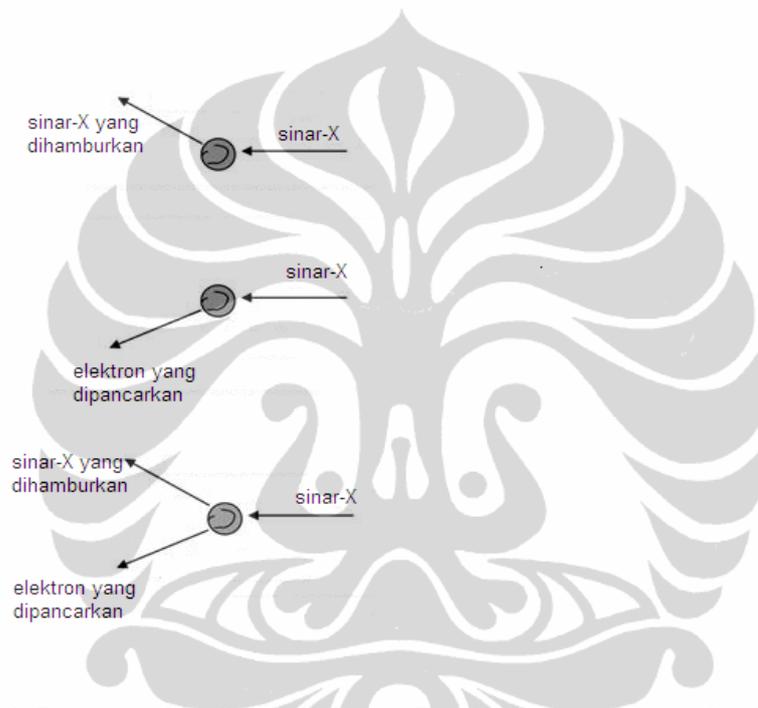


## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1. Interaksi sinar-X dengan Materi

Ketika sinar-X mengenai pasien, akan terjadi kemungkinan peristiwa hamburan koheren (*Rayleigh*), penyerapan fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan.



**Gambar 2.1.** Peristiwa hamburan koheren/Rayleigh, penyerapan fotolistrik, dan hamburan Compton (*diadaptasi dari The Encyclopaedia of Medical Imaging, Volume I, Physics, Techniques, and Procedures, Scattered Radiation*) [17]

Dalam hamburan koheren, energi primer foton sinar-X primer pertamakali diserap seluruhnya dan kemudian dipancarkan kembali oleh elektron dari sebuah atom. Karena tidak ada energi yang diserap oleh atom, maka sinar-X yang dipancarkan memiliki energi yang sama dengan energi sinar-X yang datang, namun arahnya berubah sama sekali. Hamburan koheren terjadi pada material yang bernomor atom tinggi dengan energi foton yang rendah[17].

Dalam penyerapan fotolistrik, energi dari foton sinar-X diserap seluruhnya dan melepaskan sebuah ikatan elektron. Foton yang datang mengenai atom

menumbuk elektron orbital dan memberikan seluruh energinya. Jika energi foton yang diberikan lebih besar dari energi ikat elektron, maka elektron tersebut dapat terlepas dari atom dan menghasilkan ion. Selisih energi foton dengan energi ikat elektron adalah energi kinetik dari elektron yang dilepaskan. Radiasi karakteristik berenergi rendah dihasilkan karena sebuah elektron dari kulit terluar loncat ke kulit yang lebih dalam yang kosong.

Fotoelektron memiliki energi kinetik sebesar :

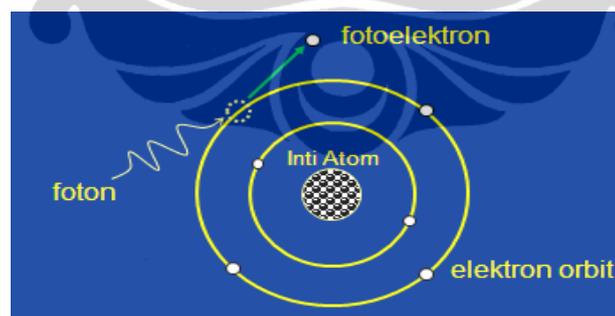
$$T = E_{\gamma} - BE \quad (2.1)$$

Dimana,

$E_{\gamma}$  = energi foton

$BE$  = energi ikat dari elektron

Efek fotolistrik sangat mungkin terjadi jika foton memiliki energi yang rendah (kurang dari 0,5 MeV) dan materi memiliki massa besar (nomor atom besar). Sebagai contoh efek fotolistrik lebih banyak terjadi pada timah hitam ( $Z = 82$ ) daripada tembaga ( $Z = 29$ )[18].



**Gambar 2.2.** Peristiwa Fotolistrik

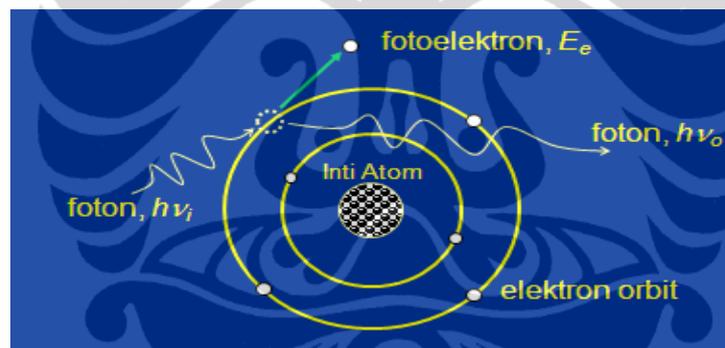
Hamburan Compton adalah tumbukan antara sebuah foton dengan sebuah elektron bebas. Foton yang datang dibelokkan arahnya dengan sudut tertentu terhadap arah sebelumnya. Foton mentransfer sebagian energinya ke elektron diam, yang dikenal sebagai elektron *recoil*. Karena besarnya sudut hambur bisa

sembarang, maka energi yang ditransfer besarnya antara nol sampai dengan besarnya fraksi energi foton [2].

Selanjutnya, foton dengan energi  $h\lambda_0$  dihamburkan dan sebuah fotoelektron lepas dari ikatannya. Energi kinetik elektron ( $E_e$ ) sebesar selisih energi foton masuk dan foton keluar.

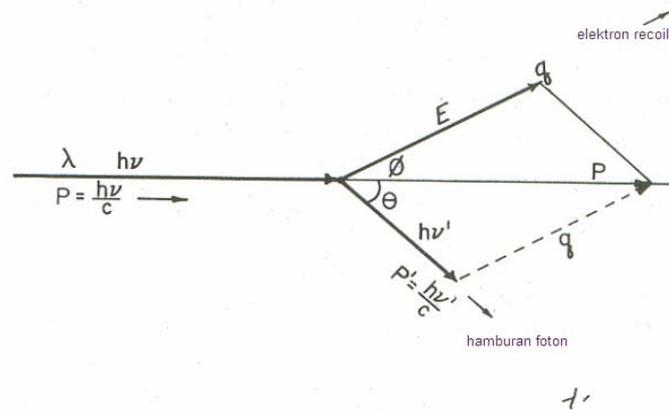
$$E_e = h\lambda_i - h\lambda_o \quad (2.2)$$

Hamburan Compton sangat dominan terjadi bila foton mempunyai energi sedang (di atas 0,5 MeV) dan lebih banyak terjadi pada material dengan nomor massa ( $Z$ ) yang rendah [18].



**Gambar 2.3.** Hamburan Compton

Efek hamburan Compton ditemukan pertama kali oleh Arthur Holly Compton pada tahun 1922. Efek hamburan ini dapat dijelaskan dengan Gambar 2.4 dan rumus berikut[19].



**Gambar 2.4** Hamburan Compton (*diadaptasi dari J.R. Cunningham, H.E. Johns. The physics of Radiology 4<sup>th</sup> Edition*) [1]

$$E = h\nu \cdot \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.3)$$

$$h\nu' = h\nu \cdot \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.4)$$

Untuk  $\theta = 180^\circ$  harga  $\cos 180^\circ = -1$ , berarti foton akan dihamburkan balik, elektron akan memperoleh energi maksimum dan energi foton hambur menjadi minimum.

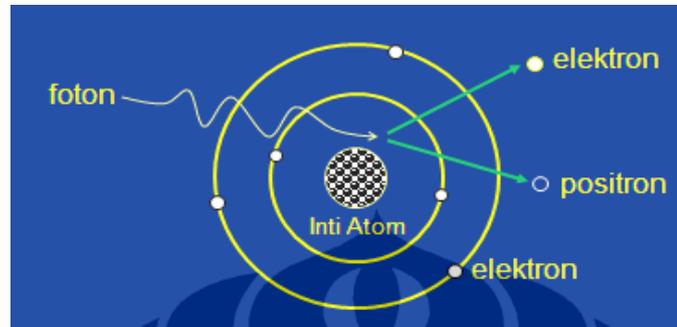
$$E_{\max} = h\nu \cdot \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (2.5)$$

$$h\nu'_{\min} = h\nu \cdot \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (2.6)$$

Di lain pihak, bila  $\theta \approx 0^\circ$  yang berarti  $\cos 0^\circ = 1$ , sehingga harga  $(1 - \cos \theta) = 0$ . Kondisi demikian mengakibatkan  $E = 0$ , dan berarti elektron tidak menyerap energi foton, berarti energi foton hambur sama dengan energi foton datang [1].

Selain ketiga kejadian yang dihasilkan akibat interaksi foton dengan materi yang telah disebutkan sebelumnya, yaitu hamburan koheren, penyerapan fotolistrik, dan hamburan Compton, ada pula peristiwa yang disebut produksi

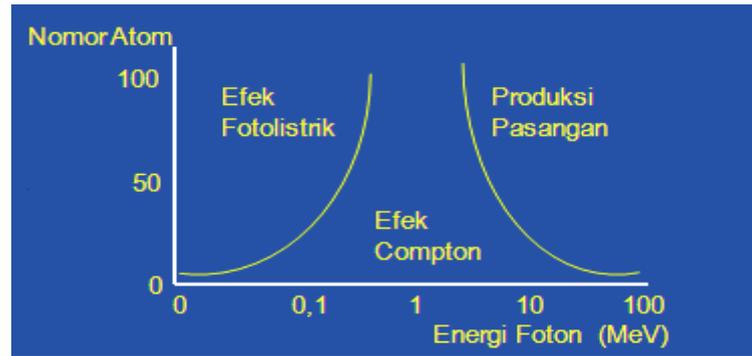
pasangan, namun peristiwa ini terjadi pada energi tinggi yaitu di atas 1,02 MeV, sehingga tidak terjadi pada kisaran energi diagnostik.



**Gambar 2.5.** Peristiwa produksi pasangan

Ketika berada di daerah medan inti sebuah atom, foton dapat mengalami konversi (lenyap) menjadi positron yang bermuatan positif dan elektron yang bermuatan negatif. Dengan menggunakan persamaan konversi energi menjadi massa ( $E=mc^2$ ), elektron dan positron yang dihasilkan masing-masing memiliki energi yang setara dengan 0,511 MeV. Oleh karena itu, hanya foton berenergi besar saja ( $>1,02$  MeV) yang dapat menghasilkan pasangan elektron-positron. Setiap kelebihan energi di atas 1,02 MeV akan diberikan pada partikel dalam bentuk energi kinetik. Energi kinetik total dari dua partikel tersebut sama dengan energi foton yang datang dikurangi 1,02 MeV[18].

Dari keempat jenis kejadian ini, kejadian yang paling banyak dalam pencitraan sinar-X diagnostik adalah penyerapan fotolistrik dan hamburan Compton. Kemungkinan dari peristiwa fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan dijelaskan pada Gambar 2.6



**Gambar 2.6.** Peristiwa fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan

## 2.2. Fluoroskopi

Salah satu teknik pencitraan yang digunakan dalam radiologidiagnostik yang membutuhkan perhatian proteksi radiasi yang cukup besar adalah fluoroskopi. Fluoroskopi menghasilkan citra langsung dan kontinyu yang berguna khususnya untuk memandu suatu prosedur, melihat bagian dalam tubuh, atau meneliti fungsi dinamik tubuh pasien. Pengujian fluoroskopi dimulai tidak lama setelah penemuan sinar-X. Dahulu, reseptor yang digunakan adalah suatu layar fluoresensi yang menangkap berkas sinar-X setelah mengenai tubuh pasien. Berkas sinar-X diserap oleh bahan fluoresensi kemudian diubah menjadi cahaya tampak. Dengan adanya reseptor layar fluoresensi tersebut, maka prosedur ini dinamakan “fluoroskopi” [4].

Selama pengujian fluoroskopi, operator mengendalikan aktivasi tabung sinar-X untuk pencitraan pasien secara *real-time*. Dahulu, saat fluoroskopi masih menggunakan layar fluoresensi, personil melihat citra langsung pada layar fluoresensi dan citra yang dihasilkan agak gelap sehingga mata personil harus beradaptasi terhadap gelap untuk bisa melihat citra secara optimal. *Image intensifier* kemudian dikembangkan untuk mengganti layar fluoresensi dan meningkatkan kecerahan citra. Sistem fluoroskopi modern terdiri dari *image intensifier* serta televisi untuk menampilkan citra dan beberapa jenis pilihan alat perekam citra. Pesawat fluoroskopi tersedia dalam beragam konfigurasi yang didisain untuk berbagai macam penggunaan klinis[8].

Fluoroskopi dan radiografi merupakan bagian dari komponen pencitraan yang sama. Perbedaan utama antara keduanya adalah laju paparan radiasi fluoroskopi jauh lebih rendah dibandingkan radiografi. Contohnya, fluoroskopi untuk rata-rata abdomen orang dewasa biasanya memerlukan sekitar 45 mGy/menit. Namun, untuk radiografi abdomen, laju paparan 900 mGy/mnt, yang 20 kali lebih tinggi dibandingkan laju paparan fluoroskopi. Namun demikian, paparan total untuk radiografi jauh lebih rendah dibandingkan fluoroskopi karena waktu paparan fluoroskopi panjang. Untuk 10 menit fluoroskopi abdomen, total paparan pasien sekitar 450 mGy, dibandingkan dengan radiografi yang hanya 3 mGy [8].

Dilihat dari posisi tabung sinar-X, ada dua macam pesawat fluoroskopi, yaitu, pesawat fluoroskopi dengan tabung di bawah meja pemeriksaan dan pesawat fluoroskopi dengan posisi tabung sinar-X di atas meja pemeriksaan.



**Gambar 2.7.** Pesawat fluoroskopi dengan posisi tabung sinar-X di bawah meja (kiri), tabung sinar-X di atas meja (tengah), dan panel kontrol (kanan)

### 2.2.1. *Automatic Brightness Control (ABC)*

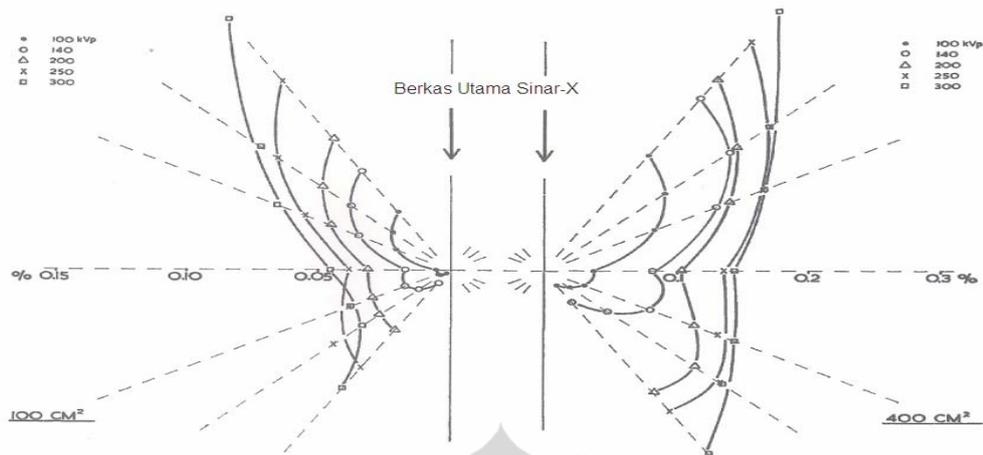
Pada sistem fluoroskopi modern, untuk memperoleh kecermelangan citra pada monitor konstan diatur secara otomatis dengan sistem yang disebut *automatic brightness control (ABC)*. Pengaturan dilakukan dengan mengatur laju eksposi yang datang pada *image intensifier* input. Pada saat *image intensifier* menerima eksposi transmisi dari daerah tipis ke daerah tebal pasien, laju eksposi transmisi berubah. Daerah tebal mengatenuasi tinggi, sehingga jumlah sinar X

yang sampai pada *image intensifier* relatif lebih rendah dan foton yang dihasilkan menjadi lebih sedikit. Sistem yang menerima pengurangan intensitas cahaya dari *image intensifier* (fotokatoda atau signal video) mengirim signal ke generator agar meningkatkan laju eksposi. Sistem ABC berusaha mengatur jumlah sinar X yang digunakan, menjaga agar *signal-to-noise ratio* pada citra konstan tidak dipengaruhi oleh ketebalan pasien [9].

### 2.2.2. Radiasi Hambur pada Personil Fluoroskopi

Radiasi hambur merupakan radiasi yang muncul dari interaksi antara berkas radiasi primer dengan atom-atom dalam objek yang disinari. Radiasi hambur tersebut menyimpang dari jalur garis lurus antara titik fokus sinar-X dan reseptor citra [17].

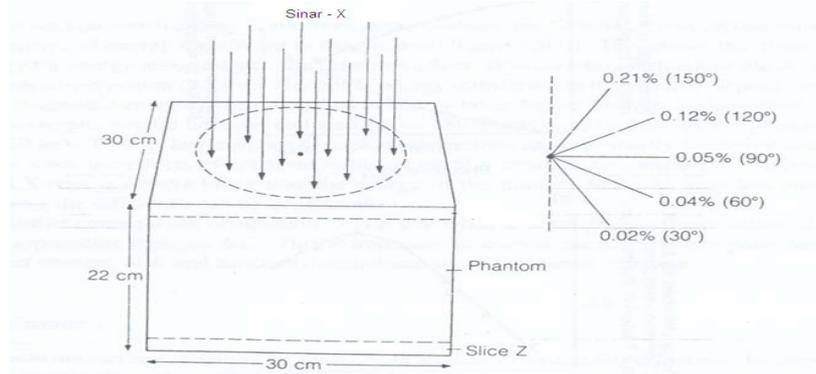
Sumber radiasi utama bagi personil dalam ruang fluoroskopi adalah radiasi yang dihamburkan dari pasien. Ketika sinar-X mengenai pasien, sebagian diserap secara total oleh jaringan tubuh, sebagian diserap secara parsial dan berubah arah, dan sisanya menembus pasien dan masuk ke *image intensifier*. Sinar-X yang berubah arah dan mengenai semua sisi pasien, termasuk yang balik menuju tabung sinar-X, adalah hamburan sinar-X. Untuk kisaran energi diagnostik, semakin besar ukuran berkas sinar-X yang masuk ke dalam pasien, semakin besar pula jumlah hamburan [8]. Arah hamburan untuk energi di bawah 140 kV akan lebih dominan ke arah balik (*backscatter*), namun semakin tinggi energi, hamburan lebih banyak yang ke arah maju (*forwardscatter*). Hal ini dibuktikan oleh C. K. Bomford dan T. E. Burlin dalam tulisannya yang berjudul *The angular distribution of radiation scattered from a phantom exposed to 100—300 kVp X rays*, yang dapat dijelaskan secara sederhana pada Gambar 2.8 [24].



**Gambar. 2.8.** Hasil Pengukuran presentasi dosis hambur (diadaptasi dari C. K. Bomford dan T. E. Burlin, *The angular distribution of radiation scattered from a phantom exposed to 100—300 kVp X rays*) [24]

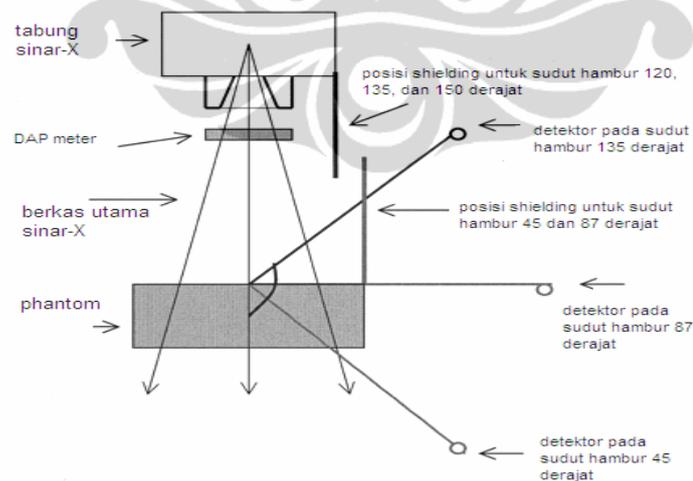
Selain tergantung pada ukuran berkas sinar-X yang masuk ke pasien, besarnya dosis hambur juga bergantung pada posisi arah berkas sinar-X mengenai ke pasien. Untuk tabung sinar-X di atas, berkas sinar-X mengenai pasien pada permukaan pasien, sehingga radiasi hambur lebih banyak yang ke atas, sedangkan untuk tabung sinar-X di bawah, berkas sinar-X mengenai pasien pada bagian bawah tubuh pasien, sehingga radiasi hambur lebih banyak yang ke bawah. Untuk pesawat fluoroskopi dengan tabung di atas, bagian tubuh personil yang melakukan tindakan fluoroskopi lebih banyak terpapar adalah bagian atas. Pada umumnya, paparan mata dan tiroid adalah masalah yang lebih besar. Oleh karena itu, kedua bagian organ tubuh tersebut harus dipantau dengan lebih teliti [11].

Hal ini juga dijelaskan oleh PP Dendy B Heaton dalam bukunya yang berjudul *Physics for Diagnostic Radiology* yaitu besarnya presentasi dosis hambur untuk tabung sinar-X berada di atas akan semakin besar bila sudut hamburnya makin besar, lihat Gambar 2.9 [7].



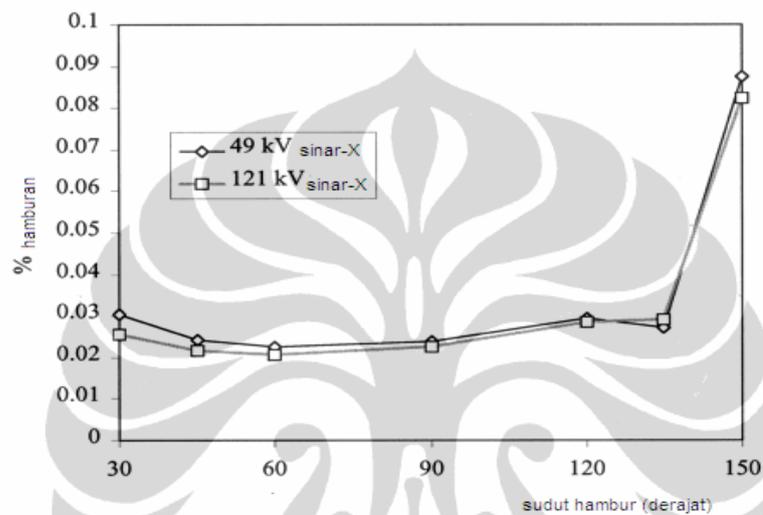
**Gambar 2.9.** Besarnya hamburan dinyatakan dengan presentasi dosis hambur dengan dosis yang datang mengenai phantom (diadaptasi dari PP Dendy B Heaton, *Physics for Diagnostic Radiology*, 1999) [7].

Penelitian mengenai radiasi hambur dalam ruang sinar-X dilakukan oleh G McVey dan H Weatherburn. Salah satu hasil penelitiannya adalah nilai dosis hambur yang diukur pada beberapa sudut tertentu dengan posisi tabung sinar-X berada di atas, yang dijelaskan dalam makalahnya yang berjudul “*A Study of Scatter in Diagnostic X-Ray Rooms*”. Pengukuran dosis hambur yang dilakukan G McVey dan H Weatherburn dapat dilihat pada Gambar 2.10. [10].



**Gambar 2.10.** Pengukuran dosis hambur pada sudut  $45^{\circ}$ ,  $87^{\circ}$ ,  $120^{\circ}$ ,  $135^{\circ}$ ,  $150^{\circ}$  (diadaptasi dari G McVey dan H Weatherburn, *A Study of Scatter in Diagnostic X-Ray Rooms*) [10]

Posisi dosis hambur yang diukur ada 5 yaitu pada sudut  $45^{\circ}$ ,  $87^{\circ}$ ,  $120^{\circ}$ ,  $135^{\circ}$ , dan  $150^{\circ}$ , dengan mengambil sudut  $0^{\circ}$  pada garis yang sejajar dengan berkas utama, dan sudut  $90^{\circ}$  pada garis yang tegak lurus dengan berkas utama. Dalam penelitian itu dipakai dua kualitas sinar-X, yaitu 49 kV dan 121 kV. Hasil dosis hambur yang terukur digambarkan pada Gambar 2.10.



**Gambar 2.11.** Hasil penelitian dosis hambur pada sudut  $45^{\circ}$ ,  $87^{\circ}$ ,  $120^{\circ}$ ,  $135^{\circ}$ , dan  $150^{\circ}$  (diadaptasi dari G McVey dan H Weatherburn, *A Study of Scatter in Diagnostic X-Ray Rooms*) [10]

Pada Gambar 2.10 dapat dilihat bahwa pada posisi sudut  $150^{\circ}$  mendapat dosis hambur terbesar. Dosis hambur menurun tajam sampai sudut  $135^{\circ}$  kemudian menurun secara perlahan sampai pada sudut  $60^{\circ}$ , lalu naik kembali secara perlahan sampai pada sudut  $30^{\circ}$ .

### 2.3. Proteksi Radiasi

Untuk mengurangi pengaruh radiasi yang merusak akibat paparan radiasi, setiap personil harus memperhatikan prinsip proteksi radiasi. Prinsip yang harus diperhatikan dalam menjalankan proteksi radiasi adalah justifikasi, limitasi dan optimasi.

Justifikasi adalah asas yang berdasarkan manfaat, di mana suatu penyinaran dilakukan apabila manfaat yang diperoleh jauh lebih besar daripada risiko yang ditimbulkan.

Limitasi adalah bahwa penggunaan radiasi tidak boleh melampaui Nilai Batas Dosis bagi pekerja radiasi yang ditetapkan oleh peraturan. Nilai Batas dosis bagi pekerja radiasi dimaksudkan untuk mencegah munculnya efek deterministik (non stokastik) dan mengurangi peluang terjadinya efek stokastik.

Optimasi adalah bahwa penyinaran harus diupayakan serendah mungkin (*as low as reasonably achievable* - ALARA) dengan mempertimbangkan faktor sosial dan ekonomi. Kegiatan penggunaan radiasi harus direncanakan dan dioperasikan untuk menjamin agar paparan radiasi yang terjadi dapat ditekan serendah-rendahnya.

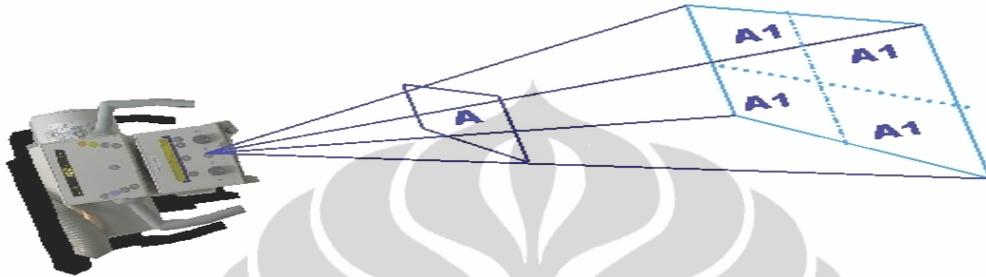
Untuk proteksi diri dari radiasi dan mengurangi tingkat paparan, 3 faktor yang paling efektif adalah a) meminimalkan waktu, b) memaksimalkan jarak, dan c) memaksimalkan penggunaan pelindung radiasi.

Makin lama seseorang berada dalam medan radiasi, maka makin besar pula paparan radiasi yang diterimanya. Bagi mereka yang tugasnya mengharuskan berada di dalam atau dekat medan radiasi, maka kegiatannya harus direncanakan dan dipersiapkan sebelumnya agar dapat membatasi waktu kerjanya dalam medan radiasi.

Pengurangan sedikit jarak dari sumber radiasi dapat mengurangi paparan radiasi secara signifikan. Pengurangan intensitas radiasi ini mengikuti hukum kuadrat terbalik (*inverse square law*), yaitu:

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{d_1^2}{d_2^2} \quad (2.7)$$

Hukum kuadrat terbalik dapat pula dijelaskan dengan Gambar 2.12 di bawah. Pada Daerah A radiasi lebih terpusat seluruhnya pada daerah A, sedangkan daerah A1 ukurannya sama dengan A, namun hanya menerima  $\frac{1}{4}$  dari jumlah foton yang diterima A karena divergensi radiasi yang meningkat dengan penambahan jarak. Artinya bila jarak dari sumber radiasi meningkat 2 kali lipat, maka paparan akan menurun menjadi  $\frac{1}{4}$  nya.



**Gambar 2.12.** Radiasi berkurang dengan bertambah jarak, mengikuti *inverse square law* (diadaptasi dari *Online Radiology Continuing Education for Radiology Professionals, Part 3 Cardinal Principles of Radiation Protection*) [20]

Bagi pekerja radiasi yang tidak memungkinkan untuk menjauh dari sumber radiasi, maka diharuskan menggunakan shielding, yaitu pelindung atau perisai radiasi yang dapat melemahkan radiasi sinar-X yang melaluinya. Pelemahan suatu berkas sinar-X adalah eksponensial sebab sebagian berkas tersebut diserap oleh bahan yang dilaluinya dengan hubungan sebagai berikut:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

dengan:

- I adalah intensitas radiasi yang ditransmisikan;
- $I_0$  adalah intensitas radiasi awal;
- $\mu$  adalah koefisien atenuasi dari bahan (yang tergantung pada nomor atom dan densitas, dan energi foton); dan
- x adalah ketebalan bahan atenuasi.

Umumnya pelindung sinar x dan radiasi gamma terbuat dari beton atau timbal (Pb). Dinding ruang diagnostik dapat dibuat dari batu bata yang dilapis Pb.

Adapun peralatan protektif sebagai perisai radiasi yang diperlukan untuk seorang pekerja radiasi meliputi: apron, kaca mata Pb, perisai gonad, perisai tiroid, dan sarung tangan sebagaimana ditunjukkan dalam Gambar 2.13.



**Gambar 2.13.** Perlengkapan Protektif personil fluoroskopi, yaitu apron dan perisai gonad (kiri), kaca mata Pb(atas) perisai tiroid (bawah tengah), dan sarung tangan (kanan)

### 2.3.1. Nilai Batas Dosis (NBD)

Nilai batas dosis bagi pekerja radiasi adalah dosis yang diterima oleh individu pada saat menjalankan tugas, yang berarti tidak termasuk dosis yang diterimanya pada saat menjalani pemeriksaan radiologi diagnostik maupun radioterapi, dan dosis radiasi dari alam. Untuk melindungi pekerja radiasi dari bahaya radiasi, ICRP maupun IAEA membuat rekomendasi nilai batas dosis (NBD) bagi para pekerja radiasi dan anggota publik yang selanjutnya diacu oleh banyak negara, termasuk Indonesia. Peraturan mengenai NBD bagi pekerja radiasi dikeluarkan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN). Peraturan mengenai NBD yang direkomendasikan oleh IAEA maupun yang ditetapkan oleh BAPETEN adalah sebagai berikut: [3,5]

#### **Pekerja radiasi**

- a) dosis efektif 20 mSv per tahun, rata-rata untuk 5 tahun berturut-turut.
- b) dosis efektif 50 mSv dalam 1 tahun.

- c) dosis ekuivalen pada lensa mata 150 mSv dalam 1 tahun
- d) dosis ekuivalen pada ekstremitas (tangan dan kaki) atau kulit 500 mSv dalam tahun.

#### **Pekerja radiasi perempuan**

- a) nilai batas dosis bagi pekerja radiasi perempuan yang tidak hamil sama dengan bagi pekerja radiasi laki-laki
- b) bagi perempuan yang mungkin hamil, proteksi terhadap setiap konsepsi dianggap sama dengan anggota publik
- c) setelah kehamilan dipastikan, maka batas dosis pada kulit abdomen bagian bawah 2 mSv selama sisa kehamilannya (dihitung sejak diketahui kehamilannya).

#### **Non pekerja radiasi dan anggota publik**

Personil rumah sakit non pekerja radiasi dalam proteksi radiasi dianggap sama dengan anggota publik, dengan nilai batas dosis sebagai berikut:

- a) dosis efektif 1 mSv dalam 1 tahun. Dalam keadaan khusus dosis efektif lebih tinggi diperbolehkan diterima dalam satu tahun, dengan catatan dosis efektif rata-rata selama 5 tahun tidak melebihi 1 mSv per tahun.
- b) dosis ekuivalen pada lensa mata 1.5 mSv dalam 1 tahun
- c) dosis ekuivalen pada kulit 50 mSv dalam 1 tahun.

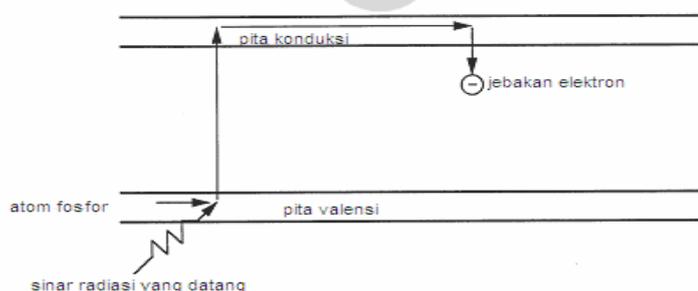
#### **2.4. Alat Ukur Radiasi**

Alat ukur proteksi radiasi merupakan suatu sistem yang terdiri dari detektor dan peralatan penunjang, seperti sistem pengukur radiasi lainnya. Alat ukur ini dapat memberikan informasi dosis radiasi seperti paparan dalam roentgen, dosis serap dalam rad atau gray dan dosis ekuivalen dalam rem atau sievert. Besaran radiasi yang diukur oleh peralatan ini sebenarnya adalah intensitas radiasi. Untuk keperluan proteksi radiasi nilai intensitas tersebut dikonversikan dan ditampilkan menjadi besaran dosis radiasi. Alat pengukur yang digunakan dalam proteksi radiasi ini dibedakan menjadi tiga yaitu kelompok dosimeter personal, surveimeter dan monitor kontaminasi[21].

Dosimeter Personal digunakan untuk mengukur dosis radiasi secara akumulasi. Jadi, dosis radiasi yang mengenai dosimeter personal akan dijumlahkan dengan dosis yang telah mengenai sebelumnya. Dosimeter personal ini harus ringan dan berukuran kecil karena alat ini harus selalu dikenakan oleh setiap pekerja radiasi yang sedang bekerja di medan radiasi. Terdapat tiga macam dosimeter personal yang banyak digunakan saat ini yaitu dosimeter saku (pen / pocket dosemeter), film badge dan Thermoluminescent Dosemeter (TLD) [21].

#### 2.4.1. Thermoluminescent Dosemeter (TLD)

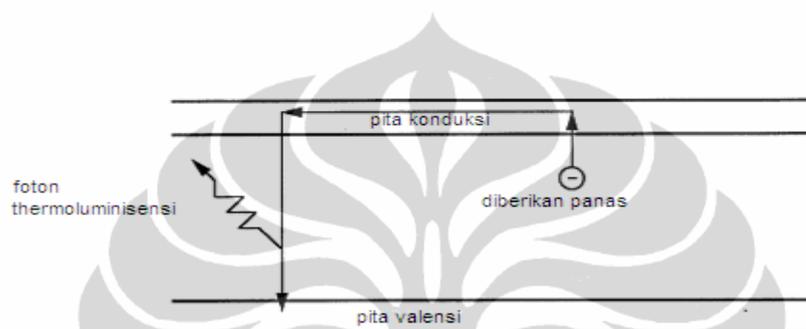
Pada proses penyerapan radiasi beberapa material akan menyimpan energi yang diserap pada kondisi yang metastabil (kurang stabil). Jika materi tersebut diberikan energi secara sistematis energi metastabil tersebut akan dikeluarkan dalam bentuk ultraviolet, cahaya tampak atau infra merah, fenomena tersebut dikenal dengan nama proses luminisensi. Proses penyimpanan energi radiasi terjadi diawali saat radiasi mengenai materi, pada saat tersebut elektron bebas dan “hole” terbentuk. Pada materi yang memiliki sifat luminisensi, terdapat suatu daerah “storage trap” yang terletak di antara pita konduksi dan valensi. Elektron dan “hole” yang terbentuk akan bersatu lagi atau terjebak di dalam “storage trap” (Gambar 2.14)[22].



**Gambar 2.14.** Pita konduksi dan pita valensi (*diadaptasi dari Michael D. Rennhack, Everything you ever wanted to know about Thermoluminescent Dosimeters (TLDs)*) [12]

Jumlah elektron yang terjebak akan sebanding dengan jumlah radiasi yang mengenai material luminisensi. Elektron yang terjebak akan keluar dan bersatu

kembali dengan “hole” jika detektor luminisensi diberikan energi dalam bentuk panas secara sistematis. Pada saat elektron dan “hole” bergabung akan dipancarkan cahaya (Gambar 2.15). Cahaya yang keluar akan ditangkap oleh penguat cahaya PMT (*Photomultiplier Tube*). Bahan yang memiliki sifat luminisensi disebut dengan nama *Thermoluminescent Dosemeter* atau **TLD**. Beberapa jenis materi yang bersifat luminisensi antara lain  $\text{CaSO}_4:\text{Mn,Dy}$ ,  $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ ,  $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$ . [22]

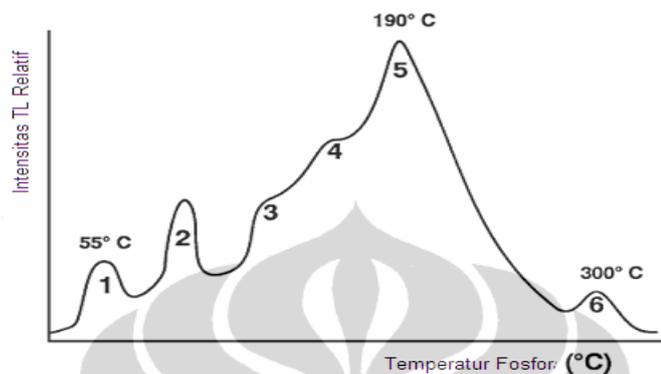


**Gambar 2.15.** detektor luminisensi diberikan energi dalam bentuk panas, (diadaptasi dari Michael D. Rennhack, *Everything you ever wanted to know about Thermoluminescent Dosimeters (TLDs)*) [12]

Sebelum digunakan TLD harus dipanaskan terlebih dahulu pada suhu tertentu untuk menghapus energi yang masih tersisa didalam TLD. Sistem pembacaan TLD secara garis besar terdiri dari planchet, PMT dan elektrometer. Planchet berfungsi untuk meletakkan dan memanaskan materi TLD, PMT berfungsi menangkap cahaya luminisensi dan mengubah menjadi sinyal listrik, dan memperkuat sinyal akhir, elektrometer berfungsi mencatat sinyal PMT dalam satuan arus atau muatan [22].

Sinyal hasil pembacaan TLD disebut kurva pancar atau “*glow curve*”. Kurva pancar diperoleh dengan memberikan panas dengan laju kenaikan panas secara konstan sampai suhu tertentu, dan kurva digambarkan sebagai fungsi suhu. Detektor TLD memiliki sifat yang linier terhadap rentang dosis radioterapi dan respon TLD dipengaruhi oleh energi. Beberapa proses harus dilakukan sebelum menggunakan TLD yaitu kalibrasi respon energi, “*fading*” atau

penurunan bacaan akibat penundaan proses pembacaan, dan koreksi respon dosis pada daerah non linier[22].



**Gambar 2.16.** Kurva pancar (*glow curve*) sederhana, (diadaptasi dari AbuSyamil: <http://ddngdrmwbn.blogspot.com/2009/06/alat-ukur-radiasi.html>) [22]

#### 2.4.2. Prinsip kerja TLD

Bahan kristal tertentu yang sering digunakan pada TLD adalah Litium Florida (LiF). LiF dapat menyimpan/merekam dosis radiasi yang diberikan padanya. Kemudian, TLD akan memancarkan cahaya (foton) jika dipanaskan pada suhu tertentu. Prinsip kerjanya seperti efek fotolistrik. Ketika LiF mendapatkan dosis radiasi dengan energi tertentu, maka elektron-elektron dalam kristal LiF akan naik ke level energi yang lebih tinggi. Kebanyakan elektron tersebut akan kembali ke level energi awalnya (keadaan dasar), namun ada beberapa elektron yang terjebak dalam impuritas. Apabila LiF dipanaskan, maka elektron yang terjebak tersebut akan terangkat ke level energi yang lebih tinggi dimana dari sana elektron-elektron tersebut akan kembali ke keadaan dasar dengan memancarkan cahaya (foton). Banyaknya cahaya (foton) yang dipancarkan akan proporsional dengan energi yang terserap dari pemberian dosis radiasi. Selanjutnya, banyaknya cahaya (foton) tersebut akan dibaca oleh TLD reader. Penggunaan TLD telah banyak digunakan dalam instansi-instansi yang berhubungan dengan radiasi, untuk memonitor pekerja radiasi, biasanya dalam bentuk chip yang dikemas dalam wadah seperti kartu tanda pengenal[13].

## BAB 3

### METODA PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan di Rumah Sakit Pusat Pertamina (RSPP), Jakarta, sejak Februari 2010 hingga September 2010. Prosedur fluoroskopi yang diamati dalam penelitian ini adalah pemeriksaan fluoroskopi yang dilakukan 7 orang personil fluoroskopi yang terdiri dari 5 orang Dokter Spesialis Radiologi dan 2 orang radiografer terhadap 13 orang pasien. Jenis pemeriksaan yang diamati ada 6 jenis pemeriksaan fluoroskopi, yaitu pemeriksaan Hysterosalpingogram (*HSG*), Oesophagus Maag Duodenum (*OMD*), Myelography, Uretrography, dan Colon.

Besaran yang diukur adalah distribusi dosis hambur yang berasal dari pasien yang diterima personil fluoroskopi pada daerah sekitar mata, tiroid, dada, gonad, dan kaki. Selain pengukuran dosis hambur yang diterima personil, dilakukan pula pengukuran distribusi dosis hambur dengan menggunakan medium penghambur phantom pada jarak tertentu dengan beberapa variasi sudut.

#### **3.1. Peralatan**

Peralatan yang digunakan adalah pesawat fluoroskopi, TLD, phantom, dan penyangga TLD. Pesawat fluoroskopi yang digunakan adalah merk Philips RO 1750 ROT 360 dengan posisi tabung sinar-X berada di atas meja pasien, dengan parameter maksimum 150 kV, 300 mA, dan filter total 2,5 mm Al.

Pengukuran dosis hambur dilakukan dengan menggunakan dosimeter TLD (*thermoluminiscent dose meter*), sebagian TLD dipinjam dari Badan Tenaga Atom Nasional (BATAN) dan sebagian lain dari Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia (UI). TLD yang digunakan adalah tipe TLD-100, berbentuk *chips* (kepingan kecil) dari bahan LiF berukuran  $3.175 \times 3.175 \times 0.889 \text{ mm}^3$  buatan Harshaw, USA. Setelah dilakukan proses *annealing* dan kalibrasi yang dilakukan oleh pihak BATAN dan UI, TLD dikemas dalam paket plastik. Setiap satu paket plastik berisi tiga keping TLD. Tiap TLD diberi nomor yang ditempelkan pada

paket plastik untuk memudahkan proses pembacaan. Faktor kalibrasi TLD yang dipakai dapat dilihat pada Tabel 3.1.

**Tabel 3.1.** Faktor Kalibrasi TLD yang Digunakan dalam Pengukuran

Pemilik TLD	Grup Pengukuran	Faktor Kalibrasi (mSv/nC)
BATAN	1	0,607
	2	0,739
UI	1	0,025

Penyangga TLD dibuat dan dirancang sendiri. Ada dua macam penyangga TLD yang dibuat, yaitu penyangga TLD dari kayu triplek tipis, dan penyangga TLD dari tali. Penyangga TLD dari kayu dibuat berbentuk setengah lingkaran dengan jari-jari 0,5 m. Pada tepi lingkaran diberi tanda posisi sudut yang akan ditempelkan TLD. Penyangga TLD tali terdiri dari 7 helai tali yang diikatkan pada dua tiang. Setiap helai tali diikatkan pada tiang dengan ketinggian yang berbeda-beda sesuai dengan posisi sudut yang diukur.

Medium penghambur phantom ada dua macam yaitu pasien dan phantom. Pasien yang terlibat sebanyak 13 orang dengan perbedaan usia, jenis penyakit, berat badan, dan tingkat keparahan penyakit. Medium penghambur phantom berupa susunan akrilik sebanyak 25 lapis. Setiap lapis akrilik berukuran 40 x 40 x 1cm.

### 3.2. Persiapan Penelitian

Persiapan penelitian meliputi uji fungsi pesawat fluoroskopi yang difokuskan untuk mengetahui nilai *Half Value layer* (HVL) berkas dengan berbagai kondisi kVp. Dalam uji fungsi ini digunakan phantom berupa susunan akrilik sebagai attenuator. Dosimeter yang digunakan adalah *unfors* milik BATAN. Ketebalan akrilik yang dipakai untuk uji fungsi ini adalah 12, 15, 18, 21, dan 24 cm. Dosimeter *unfors* diletakkan di atas permukaan phantom yang disusun di atas meja pemeriksaan tepat di bawah tabung sinar-X. Parameter yang terukur pada *unfors* adalah kVp dan HVL. Parameter yang dicatat untuk setiap kali

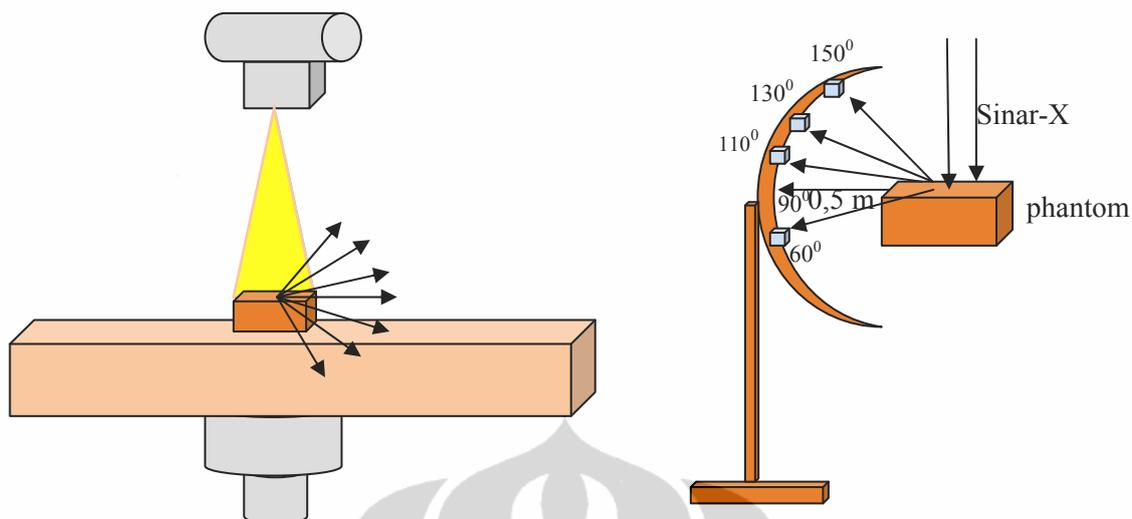
penyinaran adalah: ketebalan phantom, kVp dan mA pesawat fluoroskopi, serta kVp dan HVL yang terukur pada *unfors*.

### 3.3. Metoda Penelitian

Setelah melakukan uji fungsi pesawat sinar-X fluoroskopi, dan memperoleh informasi dari hasil uji fungsi tersebut bahwa pesawat yang digunakan sesuai dengan standar yang ditetapkan, maka pengukuran dosis hambur dimulai. Berdasarkan medium penghamburnya, pengukuran dibagi menjadi dua metoda, yaitu pengukuran dosis hambur pada penyangga TLD dengan medium penghambur phantom, dan pengukuran dosis hambur pada personil fluoroskopi dengan medium penghambur pasien. Kedua metoda ini dilakukan agar diperoleh distribusi dosis hambur dengan beberapa variasi sudut dan bagaimana hubungannya dengan distribusi dosis hambur yang diterima organ personil fluoroskopi, pada mata, tiroid, dada, gonad, dan kaki.

#### 3.3.1. Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD dengan Medium Penghambur Phantom

Awal dari penelitian ini adalah pengukuran dosis hambur pada penyangga TLD berupa plat kayu berbentuk setengah lingkaran dengan jari-jari 50 cm. TLD ditempelkan pada tepi lingkaran tersebut ditempelkan beberapa TLD sesuai posisi sudut hambur yang diukur. Cara seperti ini dimaksudkan untuk melihat distribusi dosis radiasi hambur di sekitar phantom dengan variasi sudut pada jarak yang tetap. Sudut hambur yang dipilih ada 5 (lima) yaitu sudut  $60^{\circ}$ ;  $90^{\circ}$ ;  $105^{\circ}$ ;  $120^{\circ}$  dan  $140^{\circ}$ , yang masing-masing sudut diperkirakan sesuai dengan letak lutut, gonad, dada, leher, dan mata. Titik pusat (0,0) diambil pada titik pusat phantom. Sudut  $\theta$  diukur dari arah vertikal ke bawah yaitu arah berkas sinar-X menuju phantom seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.1.



**Gambar 3.1.** Posisi phantom (kiri), penyangga TLD kayu (kanan)

Variasi ketebalan phantom ada tiga, yaitu 15 cm, 20 cm, dan 25 cm. Nilai kV dan mA diatur secara otomatis oleh *Automatic Brightness Control* (ABC) disesuaikan dengan ketebalan phantom yaitu untuk ketebalan phantom 15 cm adalah 63 kV dan 1,3 mA, untuk ketebalan phantom 20 cm adalah 72 kV dan 1,8 mA, dan untuk ketebalan phantom 25 cm adalah 83 kV dan 2,4 mA.

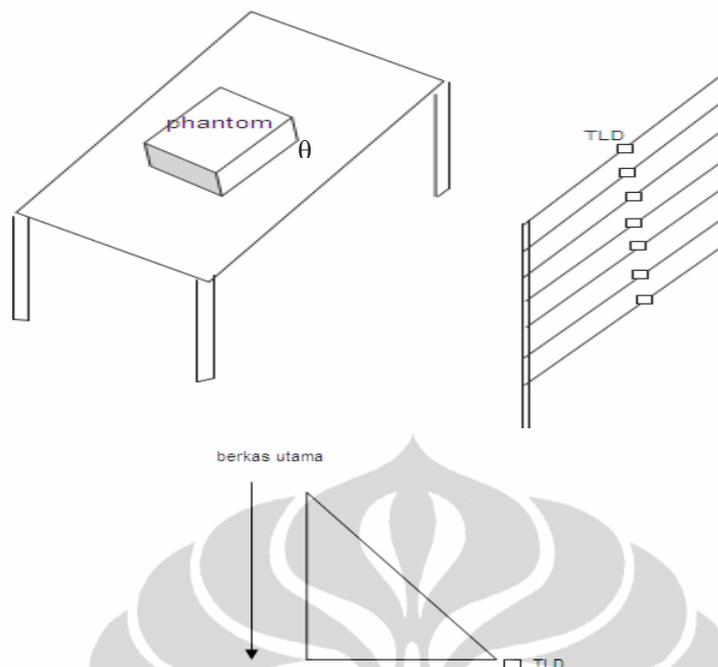
Penyangga TLD berupa plat kayu berbentuk setengah lingkaran ini ternyata kurang bisa mencakup sudut-sudut yang lebih besar atau yang lebih kecil karena dengan jari-jari plat yang dibuat hanya 50 cm, membuat bagian bawah plat kayu tersebut mengenai bagian *image intensifier* yang ada di bawah meja, sehingga untuk posisi dengan sudut yang lebih kecil dari  $60^{\circ}$ , dosis hambur tidak dapat diukur. Begitu pula bagian atas dari plat, tidak dapat mencakup sudut yang lebih besar dari  $140^{\circ}$ , karena untuk sudut yang lebih besar dari  $140^{\circ}$  plat kayu tersebut berada di bawah tabung sinar-X di atas pasien, sehingga akan mengenai berkas sinar-X utama. Oleh karena itu, dengan penyangga TLD kayu ini, tidak dapat diperoleh sehingga tidak dapat mempresentasikan posisi organ untuk personal yang lebih tinggi atau lebih pendek.

Plat TLD berupa tali dibuat dan dirancang agar dapat memperoleh data dosis hambur pada sudut yang lebih kecil maupun yang lebih besar. Tali tersebut berjumlah 7 (tujuh) helai yang diikatkan pada dua tiang seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.2



**Gambar 3.2.** Pengukuran dosis hambur dengan menggunakan phantom dan penyangga TLD berbentuk tali

Titik pusat (0,0) diambil pada titik pusat (pertengahan) phantom. Sudut  $\theta$  diukur dari arah vertikal ke bawah yaitu arah berkas utama sinar-X. TLD ditempelkan pada setiap tali dengan ketinggian (y) yang berbeda-beda. Ketinggian setiap tali pada tiang adalah perhitungan dari tangent setiap sudut (lihat Gambar 3.3). Jarak titik pusat phantom ke tali yang sejajar dengan titik pusat phantom (x) sebesar 50 cm. Dosis hambur diukur pada sudut  $30^{\circ}$ ,  $50^{\circ}$ ,  $70^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $110^{\circ}$ ,  $130^{\circ}$ , dan  $150^{\circ}$ . Penyinaran dilakukan dengan ketebalan 15 cm dan 20 cm, selama 30 detik.



**Gambar 3.3.** Pengukuran radiasi hambur dengan penyangga TLD tali (atas) dan cara pengambilan sudut hambur (bawah)

Pada pengukuran dengan medium penghambur phantom, selain pengukuran dosis hambur dilakukan pula pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD) yang mengenai phantom. Pengukuran ESD dimaksudkan sebagai acuan besarnya persentasi dosis hambur yang dihasilkan pada setiap sudut terhadap dosis yang diberikan pada permukaan phantom. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan TLD di tengah-tengah susunan phantom, pada dua variasi ketebalan yaitu 15 cm dan 20 cm.

### 3.3.2. Pengukuran Dosis Hambur pada Personil Fluoroskopi Dengan Medium Penghambur Pasien

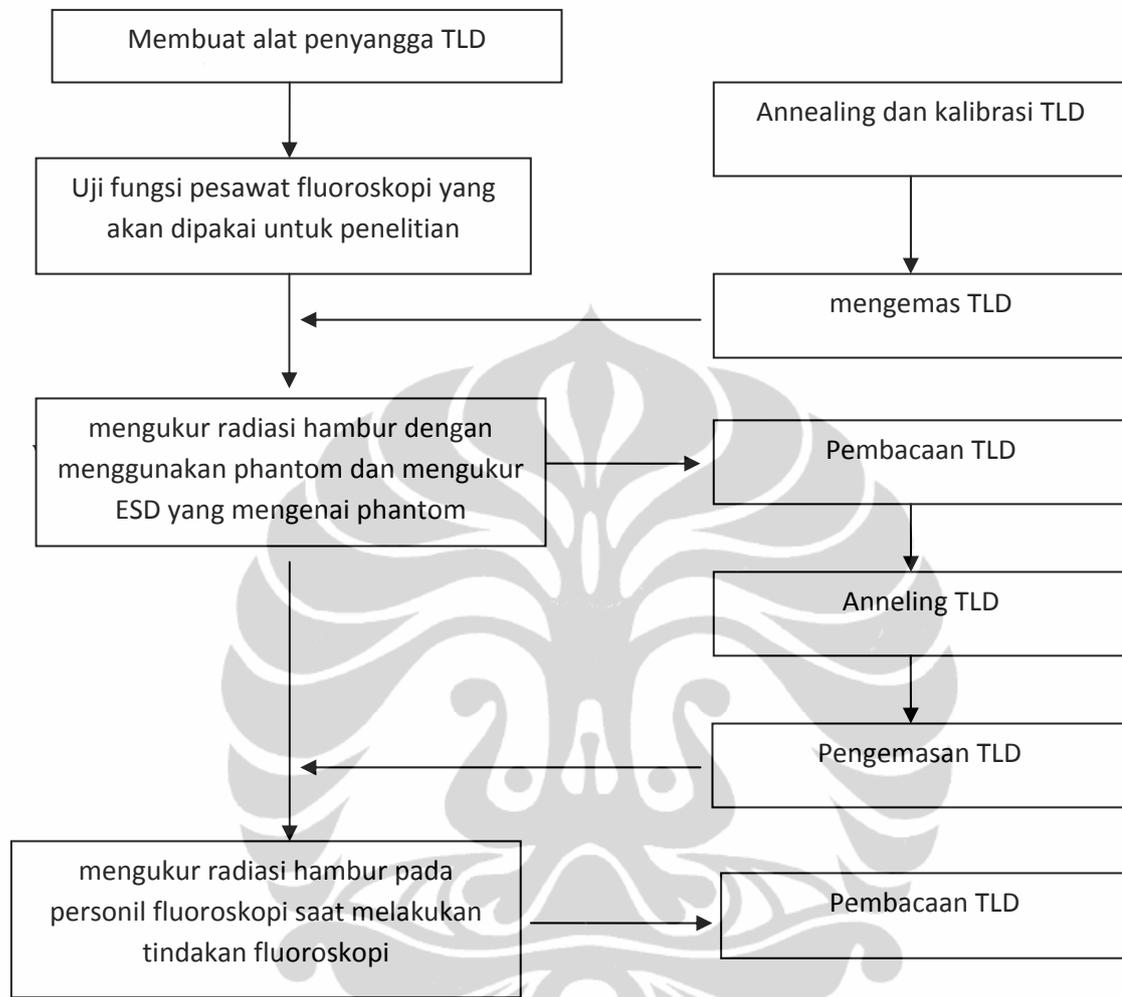
Pengukuran dengan medium penghambur pasien dilakukan dengan menempelkan TLD pada 6 titik di sekitar organ personil, yaitu daerah sekitar mata, tiroid/leher, dada (di luar apron), dada (di balik apron), gonad/pinggang, dan kaki. Pengukuran dosis hambur pada organ personil ini dimaksudkan untuk melihat distribusi dosis hambur pada personil dan untuk mengetahui apakah besarnya dosis hambur yang diterima personil masih berada di bawah Nilai Batas

Dosis (NBD) yang ditetapkan oleh rekomendasi nasional BAPETEN [21], ataupun rekomendasi internasional, ICRP No.60 [5] atau IAEA Safety Series No. 115 [15]. Pengukuran dosis hambur dilakukan pada dada di luar apron dan di dalam apron dengan tujuan untuk menghitung besarnya persentasi penurunan dosis karena pemakaian apron.

Parameter yang dicatat adalah jenis pemeriksaan, lamanya penyinaran, ketebalan pasien, tinggi personil fluoroskopi, frekuensi tindakan fluoroskopi yang ditangani oleh personil selama seminggu, kV dan mA minimum, kV dan mA maksimum yang digunakan selama penyinaran. Jenis pemeriksaan yang diamati ada 6 jenis pemeriksaan fluoroskopi, yaitu pemeriksaan *Hysterosalpingogram (HSG)*, *Oesophagus Maag Duodenum (OMD)*, *Myelography*, *Uretrography*, dan *Colon*. Pada saat pemeriksaan berlangsung umumnya jumlah personil yang berada di dalam ruangan berjumlah 2-3 orang. Personil yang diukur dosisnya adalah personil yang menangani pasien dengan jarak paling dekat dengan pasien, yang umumnya adalah Dokter Spesialis Radiologi. Dokter yang menangani fluoroskopi di RSPP ada 5 orang, masing-masing melakukan pemeriksaan fluoroskopi rata-rata sebanyak 2 kali dalam seminggu. Tinggi personil yang diukur dosis hamburnya bervariasi, dengan rentang ketinggian antara 152 cm sampai dengan 167 cm.

Dalam penelitian ini ketebalan pasien dikelompokkan menjadi tiga ketebalan, yaitu untuk pasien yang kurus masuk dalam kategori ketebalan 15 cm, untuk pasien yang sedang masuk dalam kategori ketebalan 20 cm, dan untuk pasien yang sangat gemuk masuk dalam kategori ketebalan 25 cm. Umumnya pasien masuk dalam kategori ketebalan 15 cm dan ketebalan 20 cm.

### 3.4. Alur Pengambilan Data Penelitian



**Gambar 3.4.** Alur Pengambilan Data Penelitian

## BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1. Hasil Uji Fungsi Pesawat Fluoroskopi

#### 4.1.1. Pengukuran Akurasi kVp

Hasil uji fungsi pesawat fluoroskopi dengan menggunakan *unfors* tercantum dalam Tabel 4.1.

**Tabel 4.1.** Hasil Uji Fungsi Pesawat Sinar-X Fluoroskopi

Tebal phantom (cm)	kVp pesawat fluoroskopi	kVp terukur	% Error
15	64	63,67	-0,5
18	68	68,32	0,5
20	75	75,41	0,5
23	79	80,15	1,5
25	86	85,92	-0,1

Berdasarkan standar *Environment Protection Authority (EPA), Radiation Guideline No.6* [23], yang menyatakan bahwa suatu pesawat sinar-X dikatakan memiliki akurasi kVp yang baik apabila penyimpangan kVp  $\leq$  dari 5 %. Tampak pada Tabel 4.1 besarnya penyimpangan kVp terhadap penunjukkan panel kontrol berada dalam rentang -0,5 % sampai dengan 1,5%. Ini artinya akurasi kVp pesawat fluoroskopi masih memenuhi standar yang ditetapkan EPA.

#### 4.1.2. Pengukuran Kualitas Berkas, *Half Value Layer (HVL)*

Nilai minimum HVL yang ditetapkan EPA tercantum dalam Tabel 4.2, dan nilai HVL hasil pengukuran tercantum dalam Tabel 4.3.

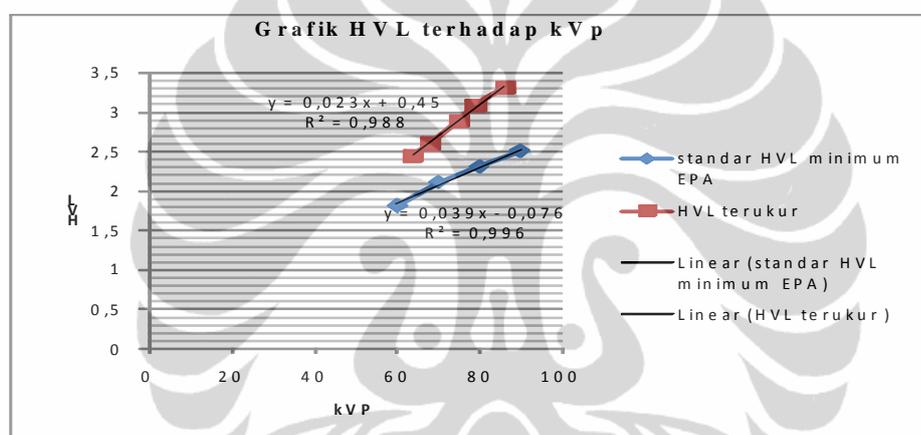
**Tabel 4.2.** Nilai Minimum HVL yang Ditetapkan EPA [23]

kVp	HVL (mmAl)
60	1,8
70	2,1
80	2,3
90	2,5

**Tabel 4.3.** Nilai HVL Hasil Pengukuran

kVp	HVL (mmAl)
64	2,45
68	2,60
75	2,88
79	3,08

Hubungan antara kVp dengan HVL untuk nilai minimum yang ditetapkan EPA dan yang terukur dalam uji fungsi dapat dilihat pada Gambar 4.1.

**Gambar 4.1.** Grafik HVL terhadap kVp

Dari kedua garis linear pada grafik di atas didapat persamaan masing-masing garis, yaitu garis yang menyatakan nilai standar HVL minimum yang ditetapkan EPA memiliki persamaan garis  $y = 0,039x - 0,076$ , sedangkan garis yang menyatakan nilai HVL terukur pada *unfors* memiliki persamaan garis  $y = 0,023x + 0,45$ . Dari kedua persamaan garis tersebut dapat dilihat bahwa nilai HVL hasil pengukuran akan selalu lebih besar dari nilai HVL minimum yang ditetapkan EPA, artinya, kualitas berkas pesawat fluoroskopi masih berada di atas standar nilai minimum HVL yang ditetapkan EPA. Dari pengujian akurasi kVp dan pengujian HVL ini, dapat disimpulkan bahwa pesawat fluoroskopi yang dipakai dalam penelitian memiliki kondisi yang baik untuk digunakan.

## 4.2. Hasil Pengukuran Dosis Hambur dengan Menggunakan Phantom

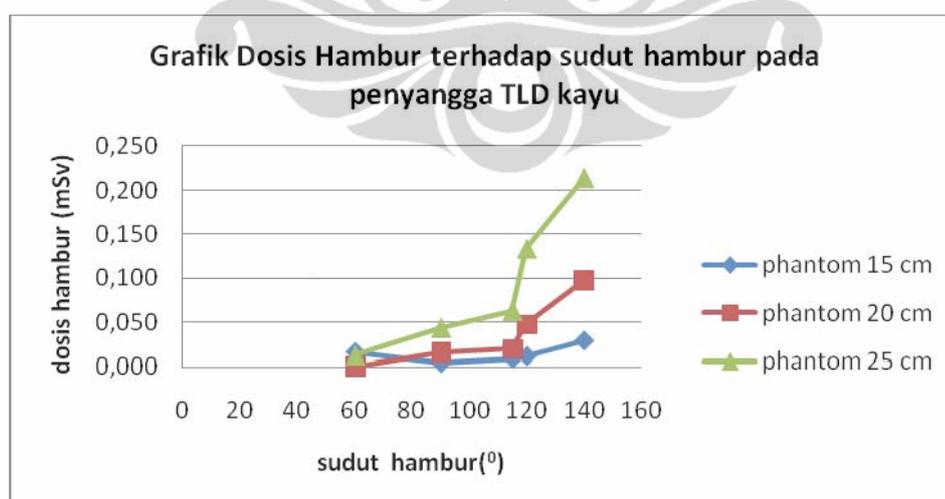
### 4.2.1. Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Kayu

Hasil pengukuran dosis hambur dengan medium penghambur phantom pada penyangga TLD kayu berbentuk setengah lingkaran untuk ketebalan phantom 15 cm, 20 cm dan 25 cm dicantumkan dalam Tabel 4.4.

**Tabel 4.4.** Hasil Pengukuran Dosis Hambur dengan Medium Phantom pada Penyangga TLD Kayu, Waktu Fluoroskopi 30 Detik

Sudut	Dosis Hambur (mSv)		
	Tebal Phantom 15 cm	Tebal Phantom 20 cm	Tebal Phantom 15 cm
140 <sup>0</sup>	0.030	0.097	0.214
120 <sup>0</sup>	0.013	0.047	0.133
115 <sup>0</sup>	0.010	0.020	0.063
90 <sup>0</sup>	0.005	0.016	0.044
60 <sup>0</sup>	0.017	0.000	0.013

Gambar 4.2 menggambarkan grafik hasil pengukuran dosis hambur pada berbagai titik untuk ketebalan phantom 15, 20, dan 25 cm.



**Gambar. 4.2.** Grafik dosis hambur terhadap sudut hambur untuk ketebalan phantom 15 cm, 20 cm, dan 25 cm pada penyangga TLD kayu

Pada grafik tersebut dapat dilihat bahwa semakin besar sudut, semakin besar pula dosis hambur yang dihasilkan. Ini artinya semakin ke atas, maka radiasi hambur yang dihasilkan semakin besar. Posisi sudut yang menerima dosis hambur paling kecil adalah sudut  $60^{\circ}$ , kemudian meningkat perlahan sampai pada sudut  $115^{\circ}$ , setelah itu meningkat lebih cepat sampai pada sudut  $140^{\circ}$ .

#### 4.2.2. Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Tali

Tabel 4.5 dan Tabel 4.6 merupakan data pengukuran dengan menggunakan phantom pada penyangga TLD tali, masing-masing untuk ketebalan phantom 15 cm dan 20 cm. Hasil evaluasi dosis dengan nilai ESD pada phantom merupakan nilai persentasi hamburan yang ditunjukkan pada kolom ke-7. Jarak tali ke titik pusat phantom berbeda-beda, maka untuk evaluasi hasil pengukuran dinormalisasi menjadi dosis pada jarak 50 cm.

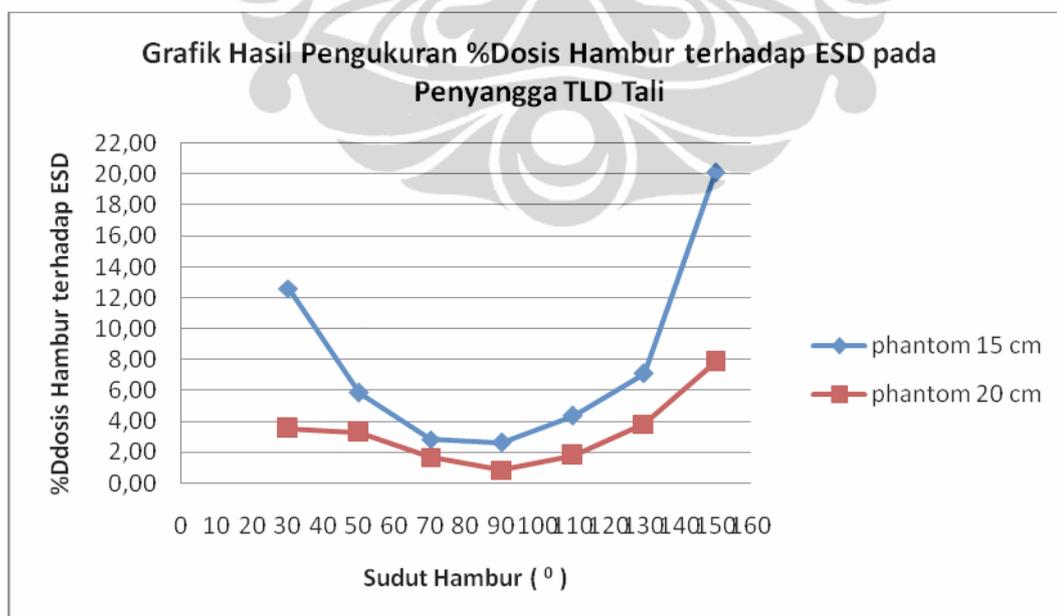
**Tabel 4.5.** Prosentase Dosis Hambur dalam Prosedur Fluoroskopi Selama 30 Detik untuk Ketebalan Phantom 15 Cm, ESD: 3,991 Msv

Sudut (o)	Dosis Rata-rata pada Jarak 50 cm (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)	Prosentase Dosis terhadap ESD (%)
150	0,802	96,209	20,09
130	0,284	34,099	7,12
110	0,174	20,872	4,36
90	0,104	12,488	2,61
70	0,113	13,527	2,82
50	0,233	27,984	5,84
30	0,673	80,815	12,61

**Tabel 4.6.** Prosentase Dosis Hambur dalam Prosedur Fluoroskopi Selama 30 Detik untuk Ketebalan Phantom 20 Cm, ESD: 8,391 Msv

Sudut (o)	Dosis Rata-rata pada Jarak 50 cm (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)	Prosentase Dosis terhadap ESD(%)
150	0,660	79,203	7,87
130	0,322	38,614	3,83
110	0,152	18,183	1,81
90	0,071	8,495	0,84
70	0,141	16,951	1,68
50	0,276	33,176	3,29
30	0,295	35,459	3,52

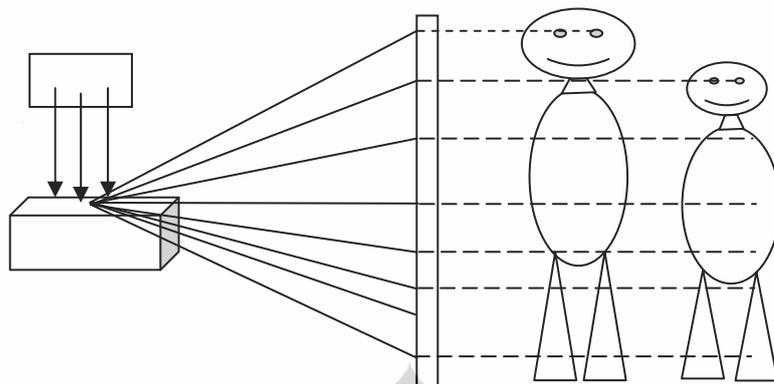
Hubungan antara persentasi dosis hambur terhadap ESD dengan sudut hambur untuk ketebalan phantom 15 cm dan 20 cm dilukiskan pada Gambar 4.5



**Gambar 4.5.** Hubungan antara persentasi dosis hambur terhadap ESD dengan sudut hambur untuk ketebalan phantom 15 cm dan 20 cm

Kedua garis pada Gambar 4.5 menunjukkan pola yang hampir sama dengan bentuk asimetri. Nilai persentasi dosis hambur terhadap ESD paling tinggi ada pada sudut  $150^{\circ}$ . Nilai persentasi dosis hambur terhadap ESD paling rendah ada pada sudut  $90^{\circ}$ . Untuk sudut lebih besar dari  $90^{\circ}$ , presentasi dosis hambur meningkat secara cepat sampai pada sudut  $150^{\circ}$ . Untuk sudut lebih kecil dari  $90^{\circ}$ , meningkat secara perlahan sampai pada sudut  $30^{\circ}$ . Ini berarti hamburan lebih besar yang ke arah balik dibanding yang ke arah maju. Hal disebabkan karena energi yang digunakan lebih kecil dari 100 kV, sehingga arah hamburan lebih banyak yang ke atas. Selain itu, posisi tabung sinar-X yang ada diatas pasien juga mempengaruhi arah hamburan. Karena arah berkas sinar-X berasal dari atas phantom, maka berkas utama sinar-X terlebih dahulu mengenai permukaan phantom yang kemudian dihamburkan. Oleh karena itu, radiasi hambur lebih banyak yang ke arah atas. Sedangkan untuk bagian bawah, radiasi yang dihamburkan sudah diatenuasi terlebih dahulu oleh phantom, sehingga radiasi hamburnya lebih kecil dibandingkan dengan bagian atas. Namun, beberapa TLD yang posisinya dekat dengan lantai, selain menerima radiasi hambur dari pasien, juga menerima radiasi hambur balik (*backscatter*) dari lantai, sehingga nilai dosisnya bertambah.

Bila penyangga TLD dianalogikan dengan personil fluoroskopi, maka perbedaan dosis hambur untuk setiap sudut yang berbeda ini akan mempengaruhi perbedaan besarnya dosis hambur yang diterima organ personil fluoroskopi. Oleh karena itu, ketinggian personil juga mempengaruhi perbedaan besarnya dosis hambur yang diterima organ personil. Gambar 4.6 adalah gambaran arah dosis hambur yang diterima personil berdasarkan sudut tertentu pada personil yang tinggi dan personil yang pendek.



**Gambar 4.6.** Gambaran dosis hambur dari beberapa sudut pada personil yang tinggi dan personil yang pendek

#### 4.3. Hasil Pengukuran Dosis Hambur pada Personil Fluoroskopi

Tabel 4.7 menunjukkan hasil pengukuran dosis hambur pada personil yang melakukan tindakan fluoroskopi. Tabel 4.8 menunjukkan laju dosis hambur personil yang melakukan tindakan fluoroskopi.

**Tabel 4.7.** Dosis Hambur yang Diukur pada Personil Fluoroskopi

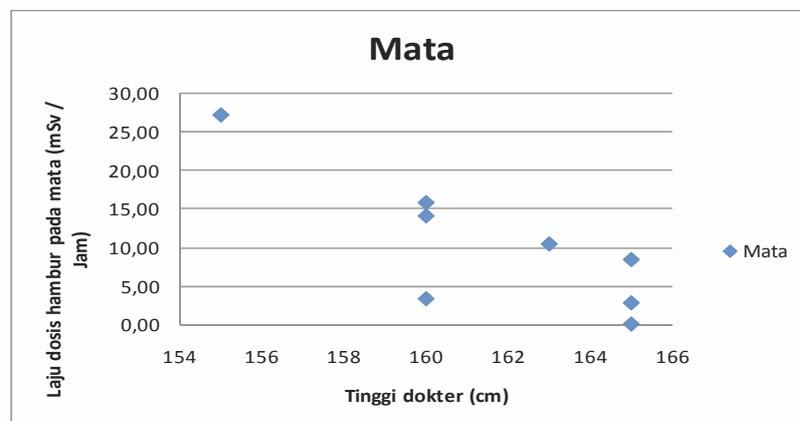
Tinggi staf (cm)	Jenis Pemeriksaan	Waktu (detik)	Dosis pada bagian tubuh (mSv)					
			mata	leher	dada		pinggang	kaki
					luar apron	balik apron		
165	Myelo	44	0,05 ± 0,002	0,03 ± 0,002	0,02 ± 0,002	0,00	0,01 ± 0,006	-
152	Uretho	38	0,05 ± 0,004	0,05 ± 0,005	0,07 ± 0,051	0,00	0,00	-
160	HSG	75	0,07 ± 0,010	0,12 ± 0,024	0,27 ± 0,020	0,03 ± 0,044	0,12 ± 0,025	0,21 ± 0,037
165	HSG	47	0,04 ± 0,005	0,07 ± 0,020	0,14 ± 0,015	0,03 ± 0,004	0,14 ± 0,004	0,06 ± 0,011
160	HSG	15	0,06 ± 0,013	0,07 ± 0,021	0,11 ± 0,045	0,05 ± 0,016	0,03 ± 0,015	0,04 ± 0,020
155	HSG	14	0,11 ± 0,007	0,00 ± 0,000	0,07 ± 0,068	0,00 ± 0,000	0,00 ± 0,002	0,04 ± 0,004
165	HSG	32	0,00 ± 0,000	0,04 ± 0,023	0,07 ± 0,069	0,03 ± 0,008	0,03 ± 0,002	0,01 ± 0,006
165	HSG	26	0,06 ± 0,039	0,04 ± 0,003	0,14 ± 0,137	0,01 ± 0,007	0,00 ± 0,000	0,02 ± 0,009
160	HSG	20	0,09 ± 0,002	0,03 ± 0,003	0,02 ± 0,021	0,00 ± 0,000	0,03 ± 0,007	0,05 ± 0,001
163	HSG	25	0,07 ± 0,002	0,06 ± 0,004	0,08 ± 0,010	0,00 ± 0,000	0,04 ± 0,005	0,05 ± 0,002
167	OMD	14	0,07 ± 0,007	0,03 ± 0,010	0,12 ± 0,004	0,01 ± 0,005	0,01 ± 0,010	0,00 ± 0,018
167	Colon	34	0,15 ± 0,007	0,10 ± 0,011	0,06 ± 0,035	0,03 ± 0,008	0,08 ± 0,007	0,01 ± 0,013
152	Colon	80	0,14 ± 0,02	0,16 ± 0,00	0,30 ± 0,08	0,17 ± 0,02	0,21 ± 0,01	0,22 ± 0,00

**Tabel 4.8.** Laju Dosis Hambur yang Diukur pada Personil Fluoroskopi

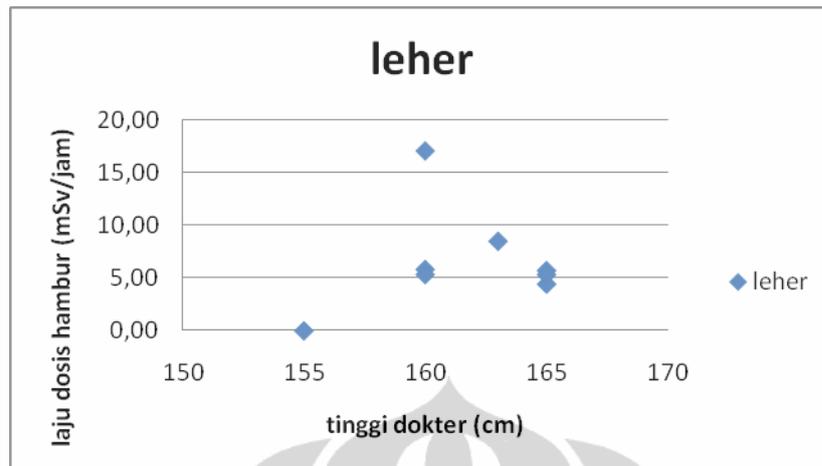
Tinggi staf (cm)	Jenis Pemeriksaan	Laju Dosis pada bagian tubuh (mSv/jam)					
		mata	leher	dada		pinggang	kaki
				luar apron	balik apron		
165	Myelo	4,23 ± 0,131	2,20 ± 0,171	1,24 ± 0,124	0,00	1,03 ± 0,006	-
152	Uretho	5,05 ± 0,381	4,57 ± 0,478	6,38 ± 4,840	0,00	0,00	-
160	HSG	3,28 ± 0,462	5,81 ± 1,147	12,91 ± 0,948	1,60 ± 2,110	5,65 ± 1,195	10,04 ± 1,782
165	HSG	2,75 ± 0,376	5,71 ± 1,542	10,66 ± 1,142	2,06 ± 0,299	10,38 ± 0,340	4,61 ± 0,850
160	HSG	14,02 ± 3,136	17,04 ± 5,154	26,81 ± 10,783	11,21 ± 3,812	8,19 ± 3,646	8,69 ± 4,711
155	HSG	27,12 ± 1,805	0,00 ± 0,000	17,61 ± 0,719	0,00 ± 0,000	0,40 ± 0,550	11,41 ± 0,994
165	HSG	0,00 ± 0,000	4,43 ± 2,640	7,71 ± 0,950	3,32 ± 0,956	3,84 ± 0,173	1,52 ± 0,702
165	HSG	8,36 ± 5,361	5,32 ± 0,458	18,99 ± 2,687	0,95 ± 0,952	0,00 ± 0,000	2,32 ± 1,240
160	HSG	15,74 ± 0,407	5,33 ± 0,629	3,74 ± 0,977	0,00 ± 0,000	6,07 ± 1,311	9,45 ± 0,234
163	HSG	10,39 ± 0,002	8,48 ± 0,512	11,50 ± 1,455	0,00 ± 0,000	5,86 ± 0,726	7,53 ± 0,002
167	OMD	18,82 ± 1,695	7,16 ± 2,602	30,61 ± 1,149	2,08 ± 1,268	3,42 ± 2,625	0,89 ± 4,668
167	Colon	15,46 ± 0,776	10,65 ± 1,120	6,41 ± 3,695	3,61 ± 0,884	8,57 ± 0,769	1,27 ± 1,327
152	Colon	6,43 ± 0,745	7,18 ± 0,223	13,55 ± 3,610	7,70 ± 0,992	9,41 ± 0,252	9,98 ± 0,224

Gambar 4.7 adalah gambaran sebaran data dosis hambur yang diterima masing-masing organ personil untuk jenis pemeriksaan yang paling banyak dilakukan, yaitu pemeriksaan HSG.

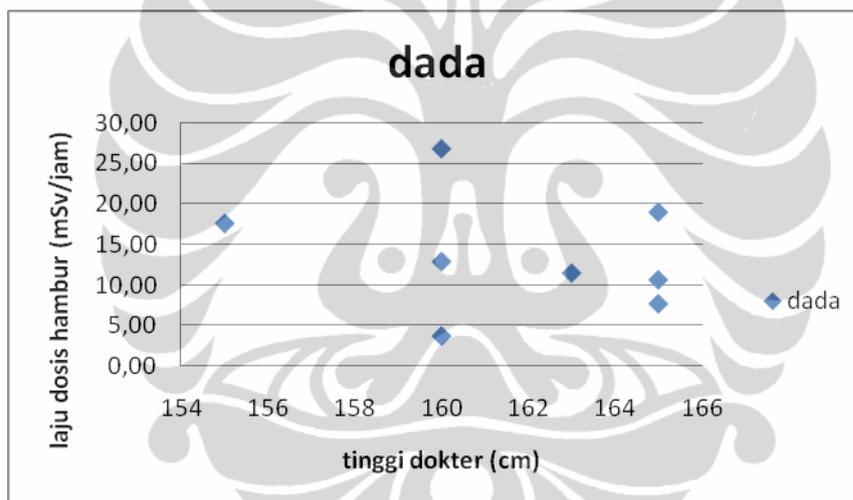
A



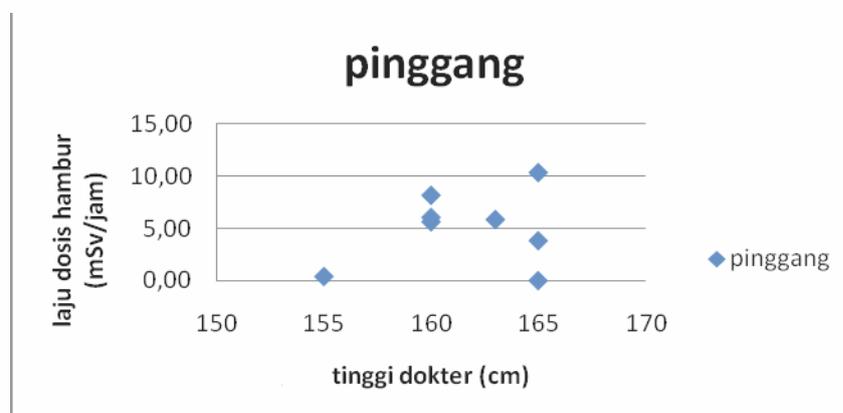
B

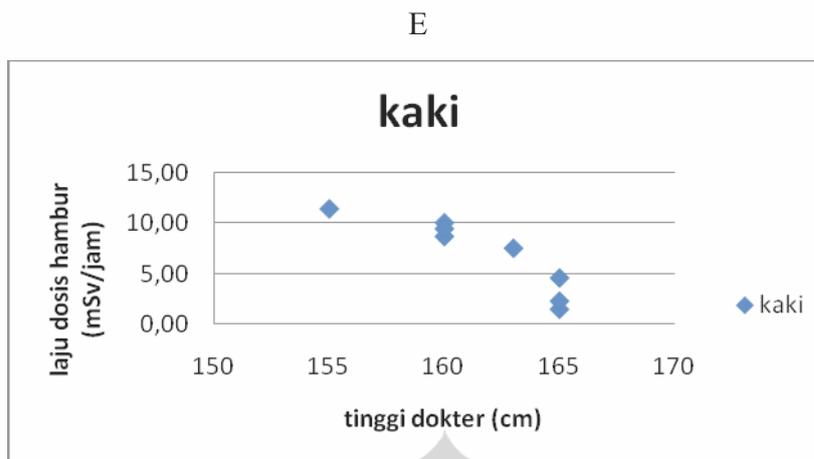


C



D





**Gambar 4.7.** Dosis hambur pada A. mata, B. leher, C. dada, D. pinggang, E. kaki untuk pemeriksaan HSG.

Dari hasil pengukuran dosis hambur pada personil dalam Tabel 4.8 dan Gambar 4.6 dapat dilihat bahwa data sangat berfluktuasi, dan tidak didapatkan suatu pola yang teratur. Hal ini disebabkan karena beberapa faktor, yaitu: struktur tubuh pasien yang berbeda-beda, jenis penyakit dan tingkat keparahan penyakit pasien berbeda sehingga waktu pemeriksaan berbeda-beda, lapangan berkas berubah-ubah dalam mengikuti perjalanan kontras sehingga ketebalan medium berubah sehingga mengubah kV dan mA, posisi dokter terhadap pasien tidak tetap, kadangkala sangat dekat dengan pasien, kadangkala jauh dari pasien, serta tinggi dokter yang berbeda-beda.

Frekuensi rata-rata personil melakukan fluoroskopi dalam seminggu sebanyak dua kali. Bila dibandingkan nilai-nilai dosis hambur tiap organ pada masing-masing personil yang tertera pada Tabel 4.7 dengan NBD yang ditetapkan BAPETEN, ICRP No. 60, atau IAEA Safety Series No.115 yang tertera pada Tabel 4.9 kolom 3, maka dapat dilihat bahwa dosis hambur yang diterima organ personil masih berada di bawah NBD, bila personil fluoroskopi hanya melakukan pemeriksaan rata-rata seminggu dua kali.

**Tabel 4.9 .** Nilai Batas Dosis (NBD) yang Ditetapkan BAPETEN [21], ICRP No. 60 [5], atau IAEA Safety Series No.115 [15]

No	Organ	NBD per tahun (mSV)	NBD per minggu/2 (mSV)
1	Mata	150	1,5
2	Tiroid	20	0,2
3	Dada	20	0,2
4	Gonad	20	0,2
5	Kaki	500	5

Dari penelitian ini diperoleh pula informasi mengenai prosentase transmisi dosis yang melewati apron serta pengurangan dosis hambur karena pemakaian apron yang dipakai oleh personil, yaitu dengan membandingkan antara dosis yang terukur TLD di balik apron dengan dosis yang terukur TLD di luar apron. Hal tersebut dijelaskan dalam Tabel 4.10.

**Tabel 4.10.** Hasil Pengukuran TLD di Dada, di Luar dan di Balik Apron, Serta Hasil Perhitungan Pengurangan Dosis Hambur karena Pemakaian Apron

Dosis luar apron (mSv)	Dosis balik apron (mSv)	Transmisi (%)	Pengurangan Dosis Hambur (%)
0,02	Tidak terdeteksi	-	-
0,07	Tidak terdeteksi	-	-
0,27	0,03	11,11	88,89
0,14	0,03	21,43	78,57
0,11	0,05	45,45	54,55
0,07	Tidak terdeteksi	-	-
0,07	0,03	42,86	57,14
0,14	0,01	7,14	92,86
0,02	Tidak terdeteksi	-	-
0,08	Tidak terdeteksi	-	-
0,12	0,01	8,33	91,67
0,06	0,03	50,00	50,00
0,3	0,17	56,67	43,33

Dari tabel 4.10 diperoleh nilai prosentase pengurangan dosis hambur karena pemakaian apron yang dipakai oleh personil fluoroskopi di RSPP berkisar dari 43,33 % sampai dengan 92,86%. Nilai ini menunjukkan bahwa apron yang dipakai personil cukup memadai untuk mengurangi dosis hambur secara signifikan.

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN**

Dari hasil dan pembahasan pada Bab 4, maka dapat disimpulkan dari penelitian ini bahwa untuk penggunaan pesawat fluoroskopi dengan posisi tabung sinar-X berada di atas meja pasien:

- Prosentase distribusi dosis hambur terhadap ESD pada bidang paralel dengan sumbu utama berkas untuk medium penghambur phantom akrilik dengan tebal 15 cm dan 20 cm membentuk grafik asimetris di mana dosis hambur meningkat relatif lebih cepat pada sudut lebih besar dari  $90^0$  dibanding yang terjadi pada sudut hambur lebih kecil dari  $90^0$ .
- Hasil pengukuran laju dosis hambur yang diterima personil pelaksana fluoroskopi terutama untuk prosedur HSG yaitu: pada daerah sekitar mata berkisar dari 2,75 sampai dengan 27,12 mSv/jam, daerah sekitar tiroid berkisar dari 4,43 sampai dengan 17,4 mSv/jam, daerah sekitar dada berkisar dari 3,74 sampai dengan 26,81 mSv/jam, daerah sekitar gonad berkisar dari 0,40 sampai dengan 10,38 mSv/jam, dan daerah sekitar kaki berkisar dari 1,52 sampai dengan 10,04 mSv/jam.
- Dosis hambur yang diterima personil pelaksana fluoroskopi sangat berfluktuasi karena selain dipengaruhi oleh posisi personil terhadap pasien, dipengaruhi pula oleh berbagai faktor lain (jenis dan tingkat keparahan penyakit pasien, struktur tubuh pasien, tinggi personil, kebiasaan dan pengalaman personil dalam melakukan prosedur fluoroskopi).
- Penggunaan apron dapat mengurangi dosis hambur yang diterima personil dengan prosentase pengurangan dosis berkisar dari 43% sampai dengan 92%.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1]. **J.R. Cunningham, H.E. Johns.** *The physics of Radiology* 4<sup>th</sup> Edition. Charles C. Thomas Publisher. USA, 1983: 18-19.
- [2]. **KNOLL, G.F.,** *Radiation Detection And Measurement*, John Wiley And Sons, New York, 1988: 50-57.
- [3]. **ICRP Publication 60,** *Recomendations of the International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [4]. **MC Limacher, et al., ed.,** *ACC expert consensus document, Radiation safety in the practice of cardiology*, American College of Cardiology, *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998;31: 892-913.
- [5]. **IAEA Safety Series No. 115,** *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.
- [6]. **SK Kepala BAPETEN No. 01,** *Ketentuan Keselamatan Kerja Terhadap Radiasi*, 1999 .
- [7]. **PP Dendy B Heaton,** *Physics for Diagnostic Radiology*, with contribution from KE Goldstone, TA Whittingham, EA Moore and PC Jackson, 1999.
- [8]. **Beth A. Scheuler,** *The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents General Overview of Fluoroscopic Imaging*, *RadioGraphics* 2000;20: 1115 – 1126.
- [9]. **Jerrold T. Bushberg, et. al. ed.,** *The Essential Physics of Medical Imaging, Second Edition*, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 2002: 231-232.
- [10]. **G McVey dan H Weatherburn,** *A Study of Scatter in Diagnostic X-Ray Rooms*, *British Journal of Radiology*, 2004, 77: 28-38.
- [11]. **Togap Marpaung,** *Proteksi Radiasi dalam Radiologi Intervensional*, ISSN: 14123258, 2006.
- [12]. **Michael D. Rennhack,** *Everything you ever wanted to know about*

*Thermoluminescent Dosimeters (TLDs) but were afraid to ask... ,*  
NukeWorker.com, 2007.

- [13]. **Berry Devanda**, *Thermoluminescence Dosimetry*, Pusat Informasi Fisikawan Medis Indonesia, 2009.
- [14]. **Wikipedia, the free encyclopedia**, *Fluoroscopy*,  
<<http://en.wikipedia.org/wiki/>>.
- [15]. **MC Limacher, et. Al. ed.**, *Radiation safety in the practice of cardiology*, ACC expert consensus document, American College of Cardiology, 1998;31;892-913.
- [16]. **IAEA Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology**, L16.2: *Optimization of Protection in Fluoroscopy*
- [17]. **The Encyclopaedia of Medical Imaging**, Volume I, Physics, Techniques, and Procedures, *Scattered Radiation*, Isis Medical Media, The Nicer Institute, 1998.
- [18]. Interaksi Radiasi dengan Materi, <[www.INFO\\_NUKLIR.com](http://www.INFO_NUKLIR.com)>
- [19]. *Mass of an Electron from Compton Scattering*, Scientific Background,  
<<http://www.odec.ca/projects/2007/pete7o2/Background.html>>
- [20]. **Online Radiology Continuing Education for Radiology Professionals**, 1-800-504-691, Part 3 *Cardinal Principles of Radiation Protection*,  
<[www.ceessentials.net/article4.html](http://www.ceessentials.net/article4.html)>
- [21]. Alat ukur radiasi  
<[http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/Pengukuran Radiasi/Proteksi\\_03.htm](http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/Pengukuran_Radiasi/Proteksi_03.htm)>
- [22]. **AbuSyamil**  
<<http://ddngdrmwn.blogspot.com/2009/06/alat-ukur-radiasi.html>>
- [23]. *Environment Protection Authority (EPA), Radiation Guideline No.6*
- [24]. **C. K. Bomford dan T. E. Burlin**, *The angular distribution of radiation scattered from a phantom exposed to 100—300 kVp X rays.*

## Lampiran 1. Data Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Kayu dengan Medium Penghambur Phantom

Tebal Phantom : 15 cm  
 Waktu pengukuran : 30 detik  
 Jarak pengukuran : 50 cm  
 lapangan : 35 cm x 35 cm  
 kV : 63 kV  
 mA : 1.2 mA  
 Dosis Background (BG) : 0.031 ± 0.003 mSv

### Pengukuran pertama

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,146	0,104	0,149	0,607	0,670	0,054	0,008	0,023	0,009	0,023 ± 0,009	2,772 ± 1,065
2	120	0,155	0,104	0,109	0,607	0,670	0,050	0,009	0,019	0,010	0,019 ± 0,010	2,267 ± 1,177
3	115	0,107	0,125	0,109	0,607	0,670	0,046	0,003	0,015	0,004	0,015 ± 0,004	1,828 ± 0,533
4	90	0,093	0,102	0,105	0,607	0,670	0,041	0,002	0,010	0,004	0,010 ± 0,004	1,161 ± 0,438
5	70	0,077	0,131	0,117	0,607	0,670	0,044	0,009	0,013	0,010	0,013 ± 0,010	1,568 ± 1,173

### Pengukuran kedua

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,131	0,244	0,121	0,607	0,670	0,067	0,023	0,036	0,023	0,036 ± 0,023	4,350 ± 2,746
2	120	0,086	0,098	0,091	0,607	0,670	0,037	0,002	0,006	0,004	0,006 ± 0,004	0,754 ± 0,433
3	115	0,085	0,088	0,088	0,607	0,670	0,035	0,001	0,004	0,003	0,004 ± 0,003	0,527 ± 0,367
4	90	0,066	0,050	0,048	0,607	0,670	0,022	0,003	0,000	0,000	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
5	70	0,137	0,116	0,130	0,607	0,670	0,052	0,004	0,021	0,005	0,021 ± 0,005	2,512 ± 0,558

### Rerata kedua pengukuran

No	sudut (o)	Pengukuran pertama		Pengukuran kedua		Rerata kedua pengukuran			Laju Dosis (mSv/jam)
		dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	
1	140	0,023	0,009	0,036	0,023	0,030	0,012	0,030 ± 0,012	3,561 ± 1,473
2	120	0,019	0,010	0,006	0,004	0,013	0,005	0,013 ± 0,005	1,511 ± 0,627
3	115	0,015	0,004	0,004	0,003	0,010	0,003	0,010 ± 0,003	1,177 ± 0,323
4	90	0,010	0,004	0,000	0,000	0,005	0,002	0,005 ± 0,002	0,581 ± 0,219
5	70	0,013	0,010	0,021	0,005	0,017	0,005	0,017 ± 0,005	2,040 ± 0,650

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 20 cm  
Waktu pengukuran : 30 detik  
Jarak pengukuran : 50 cm  
lapangan : 35 cm x 35 cm  
kV : 72 kV  
mA : 1.8 mA  
Dosis Background (BG) :  $0.031 \pm 0.003$  m Sv

**Pengukuran pertama**

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,224	0,227	0,256	0,739	0,720	0,125	0,008	0,094	0,008	$0,094 \pm 0,008$	$11,317 \pm 0,989$
2	120	0,144	0,134	0,140	0,607	0,720	0,061	0,002	0,030	0,003	$0,030 \pm 0,003$	$3,589 \pm 0,420$
3	115	0,110	0,101	0,080	0,607	0,720	0,042	0,005	0,011	0,006	$0,011 \pm 0,006$	$1,368 \pm 0,751$
4	90	0,080	0,089	0,106	0,607	0,720	0,040	0,005	0,009	0,006	$0,009 \pm 0,006$	$1,088 \pm 0,670$
5	70	0,040	0,052	0,035	0,607	0,720	0,019	0,003	0,000	0,000	$0,000 \pm 0,000$	$0,000 \pm 0,000$

**Pengukuran kedua**

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,259	0,218	0,265	0,739	0,720	0,132	0,011	0,101	0,012	$0,101 \pm 0,012$	$12,061 \pm 1,380$
2	120	0,177	0,209	0,155	0,739	0,720	0,096	0,012	0,065	0,012	$0,065 \pm 0,012$	$7,786 \pm 1,460$
3	115	0,109	0,115	0,112	0,739	0,720	0,060	0,001	0,029	0,003	$0,029 \pm 0,003$	$3,426 \pm 0,392$
4	90	0,111	0,082	0,110	0,739	0,720	0,054	0,007	0,023	0,008	$0,023 \pm 0,008$	$2,724 \pm 0,930$
5	70	0,026	0,055	0,088	0,739	0,720	0,030	0,013	0,000	0,000	$0,000 \pm 0,000$	$0,000 \pm 0,000$

**Rerata kedua pengukuran**

No (o)	sudut	Pengukuran pertama		Pengukuran kedua		Rerata kedua pengukuran			Laju Dosis (mSv/jam)
		dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	
1	140	0,094	0,008	0,101	0,012	0,097	0,007	$0,097 \pm 0,007$	$11,689 \pm 0,849$
2	120	0,030	0,003	0,065	0,012	0,047	0,006	$0,047 \pm 0,006$	$5,687 \pm 0,759$
3	115	0,011	0,006	0,029	0,003	0,020	0,004	$0,020 \pm 0,004$	$2,397 \pm 0,424$
4	90	0,009	0,006	0,023	0,008	0,016	0,005	$0,016 \pm 0,005$	$1,906 \pm 0,573$
5	70	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	$0,000 \pm 0,000$	$0,000 \pm 0,000$

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 25 cm  
Waktu pengukuran : 30 detik  
Jarak pengukuran : 50 cm  
lapangan : 35 cm x 35 cm  
kV : 83 kV  
mA : 2.4 mA  
Dosis Background (BG) :  $0.031 \pm 0.003$  mSv

**Pengukuran pertama**

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,446	0,430	0,468	0,739	0,730	0,242	0,008	0,211	0,009	$0,211 \pm 0,009$	$25,262 \pm 1,070$
2	120	0,228	0,300	0,440	0,739	0,730	0,174	0,047	0,143	0,048	$0,143 \pm 0,048$	$17,154 \pm 5,706$
3	115	0,299	0,109	0,121	0,739	0,730	0,095	0,047	0,064	0,047	$0,064 \pm 0,047$	$7,687 \pm 5,632$
4	90	0,133	0,120	0,155	0,607	0,730	0,060	0,006	0,029	0,007	$0,029 \pm 0,007$	$3,513 \pm 0,848$
5	70	0,065	0,058	0,065	0,739	0,730	0,034	0,002	0,003	0,003	$0,003 \pm 0,003$	$0,334 \pm 0,419$

**Pengukuran kedua**

No.	Sudut (o)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	faktor kalibrasi (mSv/nC)	faktor koreksi energi	d rata2 (mSv)	galat1 (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
1	140	0,505	0,438	0,442	0,739	0,730	0,249	0,017	0,218	0,017	$0,218 \pm 0,017$	$26,146 \pm 2,017$
2	120	0,304	0,271		0,739	0,730	0,155	0,009	0,124	0,009	$0,124 \pm 0,009$	$14,879 \pm 1,127$
3	115	0,230	0,151	0,140	0,739	0,730	0,094	0,022	0,063	0,022	$0,063 \pm 0,022$	$7,515 \pm 2,618$
4	90	0,143	0,147	0,209	0,739	0,730	0,090	0,016	0,059	0,017	$0,059 \pm 0,017$	$7,041 \pm 1,988$
5	70	0,100	0,102	0,103	0,739	0,730	0,055	0,001	0,024	0,003	$0,024 \pm 0,003$	$2,857 \pm 0,369$

**Rerata kedua pengukuran**

No	sudut (o)	Pengukuran pertama		Pengukuran kedua		Rerata kedua pengukuran			Laju Dosis (mSv/jam)
		dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	dosis rata2 (mSv)	galat (mSv)	Dosis (mSv)	
1	140	0,211	0,009	0,218	0,017	0,214	0,010	$0,214 \pm 0,010$	$25,704 \pm 1,142$
2	120	0,143	0,048	0,124	0,009	0,133	0,024	$0,133 \pm 0,024$	$16,017 \pm 2,908$
3	115	0,064	0,047	0,063	0,022	0,063	0,026	$0,063 \pm 0,026$	$7,601 \pm 3,105$
4	90	0,029	0,007	0,059	0,017	0,044	0,009	$0,044 \pm 0,009$	$5,277 \pm 1,081$
5	70	0,003	0,003	0,024	0,003	0,013	0,002	$0,013 \pm 0,002$	$1,596 \pm 0,279$

## Lampiran 2. Data Pengukuran Dosis Hambur pada Penyangga TLD Tali dengan Medium Penghambur Phantom

Tebal Phantom : 15 cm  
 Waktu : 30 detik  
 lapangan : 25 cm x 25 cm  
 kV : 63 kV  
 mA : 1.2 mA  
 BG : 0,224 ± 0,013 nC  
 Faktor kalibrasi : 0,0255 mSv/nC

Sudut ( $^{\circ}$ )	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50 cm	Laju Dosis pd 50 cm (mSv/jam)
160	73,1	17,736	16,700	21,914	0,439 ± 0,07	0,215 ± 0,071	0,459 ± 0,152	55,029 ± 4,568
150	100,0	11,743	11,369	17,871	0,456 ± 0,1315	0,231 ± 0,132	0,925 ± 0,529	110,988 ± 15,866
140	77,8	11,715	13,91	14,559	0,363 ± 0,0377	0,138 ± 0,040	0,335 ± 0,097	40,209 ± 2,903
130	65,3	16,271	8,225	12,765	0,37 ± 0,0996	0,146 ± 0,100	0,248 ± 0,171	29,799 ± 5,136
120	57,7	15,701	13,19	20,876	0,368 ± 0,0982	0,144 ± 0,099	0,192 ± 0,132	23,014 ± 3,966
110	53,2	14,446	13,32	11,975	0,354 ± 0,0304	0,129 ± 0,033	0,147 ± 0,038	17,598 ± 1,129
100	50,8	12,708	11,98	10,501	0,315 ± 0,0282	0,090 ± 0,031	0,093 ± 0,032	11,167 ± 0,964
90	50,0	4,931	11,69	13,868	0,326 ± 0,1177	0,101 ± 0,118	0,101 ± 0,118	12,162 ± 3,555
80	50,8	10,118	10,04	8,164	0,257 ± 0,0282	0,033 ± 0,031	0,034 ± 0,032	4,022 ± 0,965
70	53,2	11,375	7,593	12,805	0,308 ± 0,0679	0,084 ± 0,069	0,095 ± 0,078	11,390 ± 2,350
60	57,7	15,442	15,96	12,709	0,4 ± 0,0444	0,176 ± 0,046	0,234 ± 0,062	28,138 ± 1,853
50	65,3	12,736	14,21	15,084	0,344 ± 0,0282	0,119 ± 0,031	0,203 ± 0,053	24,360 ± 1,598
40	77,8	17,476	17,050	20,361	0,44 ± 0,0458	0,216 ± 0,048	0,522 ± 0,116	62,653 ± 3,466
30	100,0	13,231	14,31	13,207	0,337 ± 0,0161	0,113 ± 0,021	0,450 ± 0,084	54,048 ± 2,510
20	73,1	13,088	13,16	16,139	0,335 ± 0,0444	0,110 ± 0,046	0,236 ± 0,099	28,266 ± 2,972

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 15 cm  
Waktu : 30 detik  
lapangan : 25 cmx25 cm  
kV : 62 kV  
mA : 1.1 mA  
BG : 0,210 ±0,013 nC  
Faktor kalibrasi : 0,0255 mSv/nC

Sudut (°)	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50cm	Laju Dosis pd 50 cm (nC/jam)
150	100,0	12,31	13,655	0,000	0,331 ± 0,02	0,121 ± 0,002	0,484 ± 0,009	58,134 ± 0,261
130	65,3	17,618	17,889	0,000	0,453 ± 0	0,243 ± 0,000	0,414 ± 0,001	49,645 ± 0,018
110	53,2	16,862	16,265	0,000	0,422 ± 0,01	0,212 ± 0,001	0,241 ± 0,001	28,868 ± 0,026
90	50,0	13,882	15,868	0,000	0,379 ± 0,03	0,169 ± 0,003	0,169 ± 0,003	20,325 ± 0,076
70	53,2	12,541	20,756	0,000	0,32 ± 0,15	0,110 ± 0,015	0,124 ± 0,017	14,929 ± 0,503
50	65,3	13,624	14,544	0,000	0,359 ± 0,01	0,149 ± 0,001	0,254 ± 0,002	30,510 ± 0,060
30	100,0	12,98	13,062	0,000	0,332 ± 0	0,122 ± 0,000	0,488 ± 0,000	58,605 ± 0,013

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 15 cm  
Waktu : 30 detik  
lapangan : 25 cmx25 cm  
kV : 62 kV  
mA : 1.1 mA  
BG : 0,210 ± 0,013 nC  
Faktor kalibrasi : 0,0255 mSv/nC

Sudut (°)	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50cm	Laju Dosis pd 50 cm (nC/jam)
150	100,0	19,007	16,986	0,000	0,459 ± 0,03	0,249 ± 0,003	0,996 ± 0,012	119,505 ± 0,348
130	65,3	12,427	12,804	0,000	0,322 ± 0	0,112 ± 0,000	0,190 ± 0,001	22,853 ± 0,025
110	53,2	18,284	19,549	0,000	0,482 ± 0,02	0,272 ± 0,002	0,309 ± 0,002	37,022 ± 0,055
90	50,0	13,058	14,824	0,000	0,355 ± 0,02	0,146 ± 0,002	0,146 ± 0,002	17,466 ± 0,068
70	53,2	14,341	10,357	0,000	0,315 ± 0,05	0,105 ± 0,005	0,119 ± 0,006	14,263 ± 0,173
50	65,3	14,444	13,176	0,000	0,352 ± 0,02	0,142 ± 0,002	0,242 ± 0,003	29,081 ± 0,083
30	100,0	18,837	21,277	0,000	0,48 ± 0,04	0,270 ± 0,004	1,082 ± 0,018	129,793 ± 0,528

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 20 cm  
Waktu : 30 detik  
lapangan : 25 cm x 25 cm  
kV : 72 kV  
mA : 1.8 mA  
BG : 0,210 ± 0,013 nC  
Faktor kalibrasi : 0,0255 mSv/nC

Sudut (o)	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50cm	Laju Dosis pd 50 cm (nC/jam)
160	73,1	11,504	15,119	12,075	0,301 ± 0,05	0,091 ± 0,051	0,194 ± 0,109	23,258 ± 3,280
150	100,0	9,219	6,937	11,183	0,26 ± 0,05	0,050 ± 0,054	0,201 ± 0,216	24,088 ± 6,469
140	77,8	18,244	9,077	9,245	0,234 ± 0,13	0,024 ± 0,134	0,057 ± 0,325	6,873 ± 9,759
130	65,3	13,540	11,641	12,494	0,32 ± 0,02	0,110 ± 0,024	0,188 ± 0,041	22,554 ± 1,222
120	57,7	9,101	10,587	8,007	0,235 ± 0,03	0,025 ± 0,030	0,034 ± 0,040	4,075 ± 1,204
110	53,2	12,384	10,055	9,011	0,243 ± 0,04	0,033 ± 0,045	0,038 ± 0,051	4,505 ± 1,542
100	50,8	7,359	10,865	9,714	0,262 ± 0,04	0,052 ± 0,047	0,054 ± 0,048	6,489 ± 1,446
90	50,0	11,615	9,141	8,469	0,248 ± 0,03	0,038 ± 0,037	0,038 ± 0,037	4,617 ± 1,110
80	50,8	13,166	12,813	11,517	0,319 ± 0,02	0,109 ± 0,022	0,112 ± 0,023	13,459 ± 0,696
70	53,2	11,487	11,742	14,759	0,296 ± 0,05	0,086 ± 0,048	0,098 ± 0,055	11,718 ± 1,640
60	57,7	9,503	15,694	12,132	0,276 ± 0,08	0,066 ± 0,078	0,088 ± 0,104	10,545 ± 3,120
50	65,3	11,340	9,983	20,584	0,272 ± 0,15	0,062 ± 0,147	0,106 ± 0,251	12,663 ± 7,534
40	77,8	11,791	14,694	11,247	0,294 ± 0,05	0,084 ± 0,049	0,203 ± 0,118	24,336 ± 3,554
30	100,0	13,260	18,703	11,060	0,31 ± 0,1	0,100 ± 0,100	0,401 ± 0,400	48,066 ± 11,990
20	73,1	11,679	12,778	14,722	0,312 ± 0,04	0,102 ± 0,041	0,218 ± 0,087	26,129 ± 2,610

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 20 cm  
Waktu : 30 detik  
lapangan : 25 cmx25 cm  
kV : 71 kV  
mA : 1.7 mA  
BG :  $0,210 \pm 0,013$  nC  
Faktor kalibrasi :  $0,0255$  mSv/nC

Sudut (°)	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50cm	Laju Dosis pd 50 cm (nC/jam)
150	100,0	13,136	18,512	0,000	$0,472 \pm 0,1$	$0,262 \pm 0,010$	$1,048 \pm 0,039$	$125,815 \pm 1,174$
130	65,3	17,742	20,306	0,000	$0,452 \pm 0,05$	$0,242 \pm 0,005$	$0,413 \pm 0,008$	$49,585 \pm 0,236$
110	53,2	17,435	18,007	0,000	$0,452 \pm 0,01$	$0,242 \pm 0,001$	$0,274 \pm 0,001$	$32,879 \pm 0,025$
90	50,0	14,104	12,376	0,000	$0,338 \pm 0,02$	$0,128 \pm 0,002$	$0,128 \pm 0,002$	$15,321 \pm 0,066$
70	53,2	14,877	17,963	0,000	$0,419 \pm 0,04$	$0,209 \pm 0,004$	$0,236 \pm 0,004$	$28,371 \pm 0,134$
50	65,3	23,804	19,838	0,000	$0,506 \pm 0,07$	$0,296 \pm 0,007$	$0,504 \pm 0,012$	$60,514 \pm 0,366$
30	100,0	9,902	11,094	0,000	$0,268 \pm 0,02$	$0,058 \pm 0,002$	$0,231 \pm 0,006$	$27,724 \pm 0,182$

(Lanjutan)

Tebal Phantom : 20 cm  
Waktu : 30 detik  
lapangan : 25 cmx25 cm  
kV : 71 kV  
mA : 1.7 mA  
BG :  $0,210 \pm 0,013$  nC  
Faktor kalibrasi :  $0,0255$  mSv/nC

Sudut (°)	Jarak phantom ke TLD (cm)	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (nC)	Dosis (nC)	Dosis pada jarak 50cm	Laju Dosis pd 50 cm (nC/jam)
150	100,0	13,655	17,142	0,000	$0,393 \pm 0,04$	$0,183 \pm 0,005$	$0,731 \pm 0,019$	$87,706 \pm 0,557$
130	65,3	29,932	16,614	0,000	$0,424 \pm 0,24$	$0,214 \pm 0,024$	$0,364 \pm 0,041$	$43,703 \pm 1,228$
110	53,2	17,267	19,600	0,000	$0,47 \pm 0,03$	$0,260 \pm 0,003$	$0,295 \pm 0,003$	$35,349 \pm 0,101$
90	50,0	11,238	14,405	0,000	$0,327 \pm 0,04$	$0,117 \pm 0,004$	$0,117 \pm 0,004$	$14,041 \pm 0,121$
70	53,2	10,683	11,996	0,000	$0,289 \pm 0,02$	$0,079 \pm 0,002$	$0,090 \pm 0,002$	$10,765 \pm 0,057$
50	65,3	13,286	18,232	0,000	$0,339 \pm 0,09$	$0,129 \pm 0,009$	$0,220 \pm 0,015$	$26,349 \pm 0,456$
30	100,0	15,714	10,732	0,000	$0,274 \pm 0,09$	$0,064 \pm 0,009$	$0,255 \pm 0,036$	$30,588 \pm 1,078$

### Lampiran 3. Data Pengukuran ESD

Pengukuran ESD untuk tebal phantom 15 cm  
 faktor kalibrasi : 0,6071

TLD	r1 (nC)	r2 (nC)	rnett (nC)	rerata (nC)	bg (nC)	rnett-bg (nC)	kv	fke	dosis
1	8,476	0,141	8,335	8,879	0,031	8,848	66	0,7	3,7600
	9,265	0,148	9,117						
	9,336	0,152	9,184						
2	9,639	0,149	9,490	8,951	0,031	8,920	66	0,7	3,7907
	8,067	0,164	7,903						
	9,614	0,154	9,460						
3	11,000	0,171	10,829	10,435	0,031	10,404	66	0,7	4,4215
	11,200	0,146	11,054						
	9,589	0,166	9,423						

D phantom 15 cm 3,9908 ± 0,3734
------------------------------------

(Lanjutan)

Pengukuran ESD untuk tebal phantom 20 cm  
faktor kalibrasi : 0,6071

TLD	r1 (nC)	r2 (nC)	rnett (nC)	rerata (nC)	bg (nC)	rnett-bg (nC)	kv	fke	dosis
1	18,200	0,141	18,059	18,262	0,031	18,231	77	0,73	8,0795
	18,600	0,136	18,464						
	18,400	0,138	18,262						
2	18,500	0,143	18,357	18,315	0,031	18,284	77	0,73	8,1030
	18,900	0,150	18,750						
	18,000	0,163	17,837						
3	22,600	0,149	22,451	20,318	0,031	20,287	77	0,73	8,9910
	20,200	0,150	20,050						
	18,600	0,146	18,454						

D phantom 20cm
8,3912 ± 0,5196

#### Lampiran 4. Data Pengukuran Dosis Hambur pada Personil dengan Medium Penghambur Pasien

Jenis Tindakan : Myelography  
 kV minimum : 42 kV  
 kV maksimum : 71 kV  
 mA minimum : 0.2 mA  
 mA maksimum : 1.7 mA  
 Lapangan : 35cm x 35 cm  
 Tebal pasien : 31 cm  
 waktu total (detik) : 44 detik  
 Dosis Background (BG) :  $0.031 \pm 0.003$  mSv  
 faktor kalibrasi : 0,607 mSv/nC  
 Tinggi Staf : 165 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	0,169	0,224	0,230	0,083	$0,052 \pm 0,002$	$4,229 \pm 0,131$
Leher	0,151	0,167	0,223	0,058	$0,027 \pm 0,002$	$2,202 \pm 0,171$
Dada luar apron	0,125	0,128	0,127	0,046	$0,015 \pm 0,002$	$1,239 \pm 0,124$
Dada dalam apron	0,069	0,069	0,078	0,026	$0,000 \pm 0,000$	$0,000 \pm 0,000$
Pinggang	0,149	0,090	0,363	0,044	$0,013 \pm 0,006$	$1,025 \pm 0,456$
kaki						

(Lanjutan)

Jenis Tindakan : Urethography  
kV minimum : 66 kV  
kV maksimum : 68 kV  
mA minimum : 1.4 mA  
mA maksimum : 1.6 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien : 20 cm  
waktu total (detik) : 38 detik  
Dosis Background (BG) :  $0.031 \pm 0.003$  mSv  
faktor kalibrasi : 0,607 mSv/nC  
Tinggi Staf : 152 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	0,222	0,240	0,232	0,084	0,053 ± 0,004	5,046 ± 0,381
Leher	0,220	0,230	0,203	0,079	0,048 ± 0,005	4,575 ± 0,478
Dada luar apron	0,130	0,410	0,084	0,098	0,067 ± 0,051	6,381 ± 4,840
Dada dalam apron	0,070	0,061	0,090	0,027	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Pinggang	0,071	0,083	0,090	0,030	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
kaki						

(Lanjutan)

Jenis Tindakan Colon  
kV minimum 85 kv  
kV maksimum 55 kV  
mA minimum 0.8 mA  
mA maksimum 1.4 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 25 cm  
waktu total (detik) 34 detik  
Dosis Background (BG) 1,000 ± 0,007  
faktor kalibrasi 0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf 167 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	14,933	15,100	16,667	0,383	0,146 ± 0,007	15,464 ± 0,776
Leher	12,922	10,946	13,543	0,337	0,101 ± 0,011	10,647 ± 1,120
Dada luar apron	9,553	10,321	13,002	0,297	0,060 ± 0,035	6,406 ± 3,695
Dada dalam apron	10,447	10,803	7,406	0,271	0,034 ± 0,008	3,607 ± 0,884
Pinggang	12,391	18,098	12,538	0,318	0,081 ± 0,007	8,574 ± 0,769
kaki	10,168	13,886	9,353	0,249	0,012 ± 0,013	1,273 ± 1,327

(Lanjutan)

Jenis Tindakan	HSG
kV minimum	66 kV
kV maksimum	73 kV
mA minimum	1.4 mA
mA maksimum	2.3 mA
Lapangan	35cmx35 cm
Tebal pasien	15 cm
waktu total (detik)	25 detik
Dosis Background (BG)	1,000 ± 0,007
faktor kalibrasi	0,026 mSv/nC
Tinggi Staf	160 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	12,009	10,468	12,226	0,309	0,072 ± 0,002	10,386 ± 0,271
Leher	9,856	11,114	12,085	0,296	0,059 ± 0,004	8,484 ± 0,512
Dada luar apron	11,474	10,425	14,415	0,317	0,080 ± 0,010	11,497 ± 1,455
Dada dalam apron	11,344	10,981	7,309	0,233	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Pinggang	11,627	13,603	10,144	0,278	0,041 ± 0,005	5,862 ± 0,726
kaki	16,753	11,273	11,408	0,289	0,052 ± 0,002	7,533 ± 0,260

(Lanjutan)

Jenis Tindakan                    Colon  
kV minimum                    85 kv  
kV maksimum                    55 kV  
mA minimum                    0.8 mA  
mA maksimum                    1.4 mA  
Lapangan                        : 35cmx35 cm  
Tebal pasien                    20 cm  
waktu total (detik)            80 detik  
Dosis Background (BG)        1,000            ±            0,007  
faktor kalibrasi                0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf                      152 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	16,162	13,623	20,241	0,380	0,143 ± 0,017	6,430 ± 0,745
Leher	15,445	15,264	15,917	0,396	0,159 ± 0,005	7,175 ± 0,223
Dada luar apron	12,999	17,432	24,765	0,538	0,301 ± 0,080	13,551 ± 3,610
Dada dalam apron	17,704	20,088	14,291	0,408	0,171 ± 0,022	7,698 ± 0,992
Pinggang	17,837	17,150	13,418	0,446	0,209 ± 0,006	9,415 ± 0,252
kaki	17,709	13,723	18,262	0,459	0,222 ± 0,005	9,979 ± 0,224

(Lanjutan)

Jenis Tindakan OMD  
kV minimum 55 kV  
kV maksimum 57 kv  
mA minimum 0.8 mA  
mA maksimum 1.0 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 15 cm  
waktu total (detik) 14 detik  
Dosis Background (BG) 1,000 ± 0,007  
faktor kalibrasi 0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf 167 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	9,521	11,162	13,155	0,310	0,073 ± 0,007	18,816 ± 1,695
Leher	8,818	11,944	7,837	0,265	0,028 ± 0,010	7,160 ± 2,602
Dada luar apron	13,312	14,602	11,046	0,356	0,119 ± 0,004	30,609 ± 1,149
Dada dalam apron	10,629	9,076	9,115	0,245	0,008 ± 0,005	2,083 ± 1,268
Pinggang	11,388	8,233	16,392	0,250	0,013 ± 0,010	3,420 ± 2,625
kaki	13,397	6,979	7,896	0,240	0,003 ± 0,018	0,885 ± 4,668

(Lanjutan)

Jenis Tindakan HSG  
kV minimum 76 kV  
kV maksimum 73 kV  
mA minimum 1.6 mA  
mA maksimum 2.1 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 20 cm  
waktu total (detik) 15 detik  
Dosis Background (BG) 1,000 ± 0,007  
faktor kalibrasi 0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf 160 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	11,015	10,757	12,968	0,295	0,058 ± 0,013	14,021 ± 3,136
Leher	11,014	10,787	14,420	0,308	0,071 ± 0,021	17,042 ± 5,154
Dada luar apron	11,095	18,637	11,278	0,349	0,112 ± 0,045	26,812 ± 10,783
Dada dalam apron	10,509	10,036	12,817	0,284	0,047 ± 0,016	11,210 ± 3,812
Pinggang	11,992	10,734	9,158	0,271	0,034 ± 0,015	8,195 ± 3,646
kaki	11,036	8,713	12,380	0,273	0,036 ± 0,020	8,694 ± 4,711

(Lanjutan)

Jenis Tindakan : HSG  
kV minimum : 67 kV  
kV maksimum : 63 kV  
mA minimum : 1,5 mA  
mA maksimum : 1,2 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien : 15 cm  
waktu total (detik) : 47 detik  
Dosis Background (BG) : 1,000 ± 0,007  
faktor kalibrasi : 0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf : 165 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	9,604	10,966	10,427	0,273	0,036 ± 0,005	2,749 ± 0,376
Leher	13,045	11,383	9,790	0,311	0,075 ± 0,020	5,713 ± 1,542
Dada luar apron	15,883	13,610	21,807	0,376	0,139 ± 0,015	10,660 ± 1,142
Dada dalam apron	12,058	10,207	10,478	0,264	0,027 ± 0,004	2,058 ± 0,299
Pinggang	14,391	15,254	14,819	0,372	0,136 ± 0,004	10,383 ± 0,340
kaki	10,823	13,937	12,474	0,297	0,060 ± 0,011	4,609 ± 0,850

(Lanjutan)

Jenis Tindakan : HSG  
kV minimum : 66 kV  
kV maksimum : 61 kV  
mA minimum : 1,5 mA  
mA maksimum : 1,2 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien : 15 cm  
waktu total (detik) : 75 detik  
Dosis Background (BG) : 1,000 ± 0,007  
faktor kalibrasi : 0,026 mSv/nC  
Tinggi Staf : 160 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	12,686	12,203	11,014	0,305	0,068 ± 0,010	3,279 ± 0,462
Leher	14,880	17,021	13,196	0,358	0,121 ± 0,024	5,813 ± 1,147
Dada luar apron	21,364	8,916	18,316	0,506	0,269 ± 0,020	12,914 ± 0,948
Dada dalam apron	7,158	14,031	16,633	0,270	0,033 ± 0,044	1,598 ± 2,110
Pinggang	12,361	17,706	11,650	0,355	0,118 ± 0,025	5,651 ± 1,195
kaki	20,013	19,031	13,433	0,446	0,209 ± 0,037	10,041 ± 1,782

(Lanjutan)

Jenis Tindakan HSG  
kV minimum 69 kV  
kV maksimum 77 kV  
mA minimum 1.4 mA  
mA maksimum 1.7 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 15 cm  
waktu total (detik) 14 detik  
Dosis Background (BG) 1 ± 0,002783  
faktor kalibrasi 0,02 mSv/nC  
Tinggi Staf 155 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	9,466	19,522	15,952	0,452	0,105 ± 0,007	27,115 ± 1,805
Leher	12,600	11,729	14,715	0,310	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Dada luar apron	15,152	11,490	16,551	0,404	0,068 ± 0,003	17,612 ± 0,719
Dada dalam apron	11,253	10,261	11,796	0,283	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Pinggang	12,963	14,883	11,909	0,317	0,002 ± 0,002	0,398 ± 0,550
kaki	15,597	20,482	13,646	0,373	0,044 ± 0,004	11,413 ± 0,994

(Lanjutan)

Jenis Tindakan	HSG
kV minimum	68 kV
kV maksimum	76 kV
mA minimum	1.5 mA
mA maksimum	2.6 mA
Lapangan	: 35cm x 35 cm
Tebal pasien	15 cm
waktu total (detik)	32 detik
Dosis Background (BG)	1 ± 0,003
faktor kalibrasi	0,02 mSv/nC
Tinggi Staf	165 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	12,208	10,721	17,086	0,292	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Leher	11,975	27,663	16,756	0,366	0,039 ± 0,023	4,429 ± 2,640
Dada luar apron	15,003	13,329	16,702	0,404	0,069 ± 0,008	7,708 ± 0,950
Dada dalam apron	13,009	18,119	14,720	0,354	0,030 ± 0,008	3,324 ± 0,956
Pinggang	14,031	14,163	13,843	0,359	0,034 ± 0,002	3,837 ± 0,173
kaki	10,550	13,666	12,425	0,333	0,013 ± 0,006	1,518 ± 0,702

(Lanjutan)

Jenis Tindakan HSG  
kV minimum 63 kV  
kV maksimum 67 kV  
mA minimum 1.2 mA  
mA maksimum 1.5 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 15 cm  
waktu total (detik) 26 detik  
Dosis Background (BG) 1,000 ± 0,003  
faktor kalibrasi 0,02 mSv/nC  
Tinggi Staf 160 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	22,707	11,489	19,385	0,394	0,060 ± 0,039	8,359 ± 5,361
Leher	14,010	14,622	17,885	0,365	0,038 ± 0,003	5,316 ± 0,458
Dada luar apron	21,330	17,380	12,921	0,494	0,137 ± 0,019	18,991 ± 2,687
Dada dalam apron	12,019	13,393	17,525	0,324	0,007 ± 0,007	0,947 ± 0,952
Pinggang	15,837	10,540	8,031	0,237	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
kaki	16,792	12,310	14,116	0,337	0,017 ± 0,009	2,323 ± 1,240

(Lanjutan)

Jenis Tindakan HSG  
kV minimum 72 kV  
kV maksimum 77 kV  
mA minimum 1.8 mA  
mA maksimum 2.3 mA  
Lapangan : 35cmx35 cm  
Tebal pasien 20 cm  
waktu total (detik) 20 detik  
Dosis Background (BG) 1,000 ± 0,003  
faktor kalibrasi 0,02 mSv/nC  
Tinggi Staf 160 cm

organ	TLD1 (nC)	TLD2 (nC)	TLD3 (nC)	d rata2 (mSv)	Dosis (mSv)	Laju Dosis (mSv/jam)
Mata	11,431	17,257	16,380	0,429	0,087 ± 0,002	15,740 ± 0,407
Leher	14,567	11,057	13,170	0,354	0,030 ± 0,003	5,333 ± 0,629
Dada luar apron	12,318	21,781	14,516	0,342	0,021 ± 0,005	3,740 ± 0,977
Dada dalam apron	14,966	11,561	11,509	0,294	0,000 ± 0,000	0,000 ± 0,000
Pinggang	7,959	15,558	12,598	0,359	0,034 ± 0,007	6,072 ± 1,311
kaki	15,259	15,683	14,812	0,383	0,052 ± 0,001	9,450 ± 0,234

## Lampiran 5 Denah Ruangan Fluoroskopi

