



UNIVERSITAS INDONESIA

**OPTIMASI FAKTOR EKSPOSI PADA PEMERIKSAAN
RADIOGRAFI KEPALA PROYEKSI LATERAL**

SKRIPSI

**R. NUGRAHA INDRIAWAN DJUHANA
0806365103**

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**OPTIMASI FAKTOR EKSPOSI PADA PEMERIKSAAN
RADIOGRAFI KEPALA PROYEKSI LATERAL**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

**R. NUGRAHA INDRIAWAN DJUHANA
0806365103**

**FAKULTAS MATEMATIKA & ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
DEPOK
JUNI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : R. Nugraha Indriawan Djuhana

NPM : 0806365103

Tanda Tangan : 

Tanggal : 13 Juni 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : R. Nugraha Indriawan Djuhana
NPM : 0806365103
Program Studi : Fisika Medis
Judul Skripsi : Optimasi Faktor Eksposi pada Pemeriksaan
Radiografi Kepala Proyeksi Lateral

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dwi Seno K Sihono, M.Si ()
Pembimbing : Heru Prasetyo, M.Si ()
Penguji : Prof. DR. Djarwani S Soejoko ()
Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si ()

Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 13 Juni 2011

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Penyusunan skripsi ini disusun dengan tujuan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Science Jurusan Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada :

1. Dwi Seno K Sihono, M.Si sebagai pembimbing 1 yang telah sabar dalam membimbing dalam penulisan skripsi ini;
2. Heru Prasetio, M.Si sebagai pembimbing 2 yang telah menyediakan waktu, sabar dalam membimbing penulis serta memberikan arahan yang berharga;
3. Ibu Prof. DR Djarwani S Soejoko sebagai penguji 1 yang telah memberikan ilmu baru dan masukan-masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini;
4. Kristina Tri Wigati, M.Si sebagai penguji 2 yang telah memberikan waktu dan masukan untuk perbaikan skripsi ini;
5. Seluruh dosen Departemen Fisika UI atas segala ilmunya yang diberikan selama penulis menjadi mahasiswa Fisika;
6. Ayah, Ibu serta kakak-kakakku dan keponakan-keponakanku yang tak pernah lelah memberikan segala perhatian dan kasih sayangnya;
7. Rekan dan sahabat ekstensi fisika 2008 & regular 2007 khususnya fisika medis, serta staf dosimetri di PTKMR BATAN Pasar Jum'at Jakarta;
8. Tunanganku, yang resmi satu hari sebelum sidang skripsi dilaksanakan beserta keluarga. Untuk semua do'a dan dukungannya;
9. Kepala, Ka.Subag T.U, serta rekan kerja di UPTD Kesehatan Kerja Dinas Kesehatan Kab. Bekasi yang mau memahami perkuliahan saya;
10. Semua staf Departemen Fisika yang sudah banyak membantu segala informasi untuk kemudahan administrasi;

11. Teman-teman sejawat Radiografer serta Radiolog di RSUD Kab. Bekasi, RS Annisa, Cikarang. Yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan skripsi ini;
12. Juga semua pihak yang tidak disebutkan disini atas dukungan dan doa kepada penulis selama penyelesaian tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa penelitian ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan pengetahuan penulis, maka diharapkan kritik dan saran konstruktif demi perbaikan penulisan hasil penelitian ini. Penulis berharap skripsi ini dapat diaplikasikan sesuai dengan tujuannya dan bermanfaat bagi perkembangan ilmu di masa mendatang.

Terima kasih.

Penulis

2011

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : R. Nugraha Indriawan Djuhana
NPM : 0806365103
Program Studi : Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi

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 :

Optimasi Faktor Eksposi pada Pemeriksaan Radiografi Kepala Proyeksi Lateral

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

Demikian saya buat pernyataan ini dengan sebenarnya.

Di buat di : Depok
Pada tanggal : 13 Juni 2011
Yang menyatakan :



(R. Nugraha Indriawan Djuhana)

ABSTRAK

Nama : R. Nugraha Indriawan Djuhana
Program Studi : Fisika Medis
Judul : Optimasi Faktor Eksposi pada Pemeriksaan Radiografi
Kepala Proyeksi Lateral

Telah dilakukan penelitian penggunaan faktor eksposi untuk pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral, digunakan tiga pilihan faktor eksposi (FE), yaitu FE 1 : 66 kV, 8 mAs, FFD = 90 cm, tanpa tambahan filter ; FE 2 : 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, dengan tambahan filter 2 mmAl ; serta FE 3 : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, dengan tambahan filter 2 mmAl. FE 1 merupakan kondisi yang biasa dilakukan di instalasi tersebut, FE 2 adalah modifikasi dari FE 1 dengan menambahkan filter tambahan dan nilai beban tabung (mAs) yang lebih tinggi, sedangkan FE 3 merupakan kondisi yang direkomendasikan oleh *European Commission : European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. (1996). Dari hasil evaluasi citra oleh Radiolog, diketahui bahwa semua FE menghasilkan citra yang dapat digunakan untuk kepentingan diagnosa, sedangkan evaluasi citra fantom leeds mendapatkan nilai kontras terbaik pada pengukuran sensitifitas kontras-rendah dari FE 3 dengan nilai kontras 0.0135. Sedangkan ESD yang dihasilkan pada masing-masing FE sebesar 0,80 mGy; 0,54 mGy & 0,34 mGy untuk FE 1, FE 2, dan FE 3. Tetapi ESD yang dihasilkan dari ketiga faktor eksposi tersebut masih berada dibawah ESD yang direkomendasikan oleh *European Commission*, sebesar 3 mGy. Dari penelitian ini, maka faktor eksposi yang paling baik untuk digunakan pada pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral adalah FE 3. Didapatkan penurunan ESD pada kondisi dengan menggunakan filter tambahan 2 mmAl dari kondisi yang tidak menggunakan filter tambahan 2 mmAl, sebesar 0,15 mGy – 0,75 mGy, atau sebesar 29,82 % - 74,77 %.

Kata Kunci :
Fantom Leeds, ESD, Radiografi Kepala Lateral

ABSTRACT

Name : R. Nugraha Indriawan Djuhana
Study Program : Medical Physics
Title : Optimization of Exposure Factor on Skull Radiographic
in Lateral Projection

Has been studied using exposure factor for radiographic examination of the skull on lateral projection, used three options exposure factor (FE), namely FE 1: 66 kV, 8 mAs, FFD = 90 cm, with no additional filters; FE 2: 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, with 2 additional filter mmAl; and FE 3: 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, with 2 additional filter mmAl. FE 1 is the usual condition in the installation, FE 2 is a modification of one by adding additional filters and tube load value (mAs) is higher, while the FE 3 is a condition recommended by the European Commission: European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic radiographic Images. (1996). From the results of image evaluation by the Radiologist, it is known that all FE, producing images that can be used for diagnosis, while the image evaluation using phantom leads get the best contrast on the low-contrast sensitivity measurements of FE-3 with a value 0.0135. While the ESD generated at each FE of 0.80 mGy; 0.54 mGy to 0.34 mGy & FE 1, FE 2 and FE 3. But the ESD generated from these three exposure factors still under ESD valu that recommended by the European Commission, at 3 mGy. From this research, the best exposure factor to use on the skull radiographic lateral projection is FE 3. ESD reduction obtained by using the filters on the condition of 2 mmAl additional of conditions that do not use the filter additional 2 mmAl, are 0.15 mGy - 0.75 mGy, or equal to 29.82% - 74.77%.

Key words :

Leeds phantom, entrance surface dose (ESD), exposure factor, TLD, Skull Radiography, Lateral Projection

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
1.6 Hipotesa	4
1.7 Metodologi Penelitian	4
1.8 Sistematika Penulisan	6
2. TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Produksi Sinar-X.....	7
2.2 Interaksi Radiasi dengan Materi.....	11
2.3 Radiografi Kepala14	
2.3.1 Anatomi	14
2.3.2 Radiografi	15
2.4 Dosimetri	16

2.5 Dosimeter Radiasi	18
2.6 Thermoluminescent Dosimeter (TLD)	18
3. METODE PENELITIAN	21
3.1 Peralatan Penelitian	21
3.2 Metode Pengukuran	22
3.2.1 Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X	23
3.2.2 Pengambilan Data	23
3.2.3 Evaluasi Citra	25
3.2.3.1 Pengolahan Citra	26
3.2.3.2 Data Kuisisioner	27
3.2.4 Data pasien	27
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1 Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X	29
4.1.1 Hasil Uji Keakurasian Nilai Tegangan Tabung	29
4.1.2 Hasil Uji Keakurasian Waktu Eksposi	30
4.1.3 Hasil Uji Reprodusibilitas Pesawat Sinar-X	31
4.1.4 Hasil Uji Linieritas Output radiasi	31
4.2 Pengujian Karakteristik Film	32
4.3 Evaluasi Citra	33
4.3.1 Evaluasi Kualitas Citra	34
4.3.2 Evaluasi Citra dengan Fantom Leeds	38
4.3.3 Evaluasi Citra dengan Stepwedge	39
4.3.4 Evaluasi Dosis dengan Fantom Diagnostik	41
4.4 Data Dosis Pasien	41
5. KESIMPULAN DAN SARAN	44
5.1 Kesimpulan	44
5.2 Saran	46
DAFTAR PUSTAKA	47

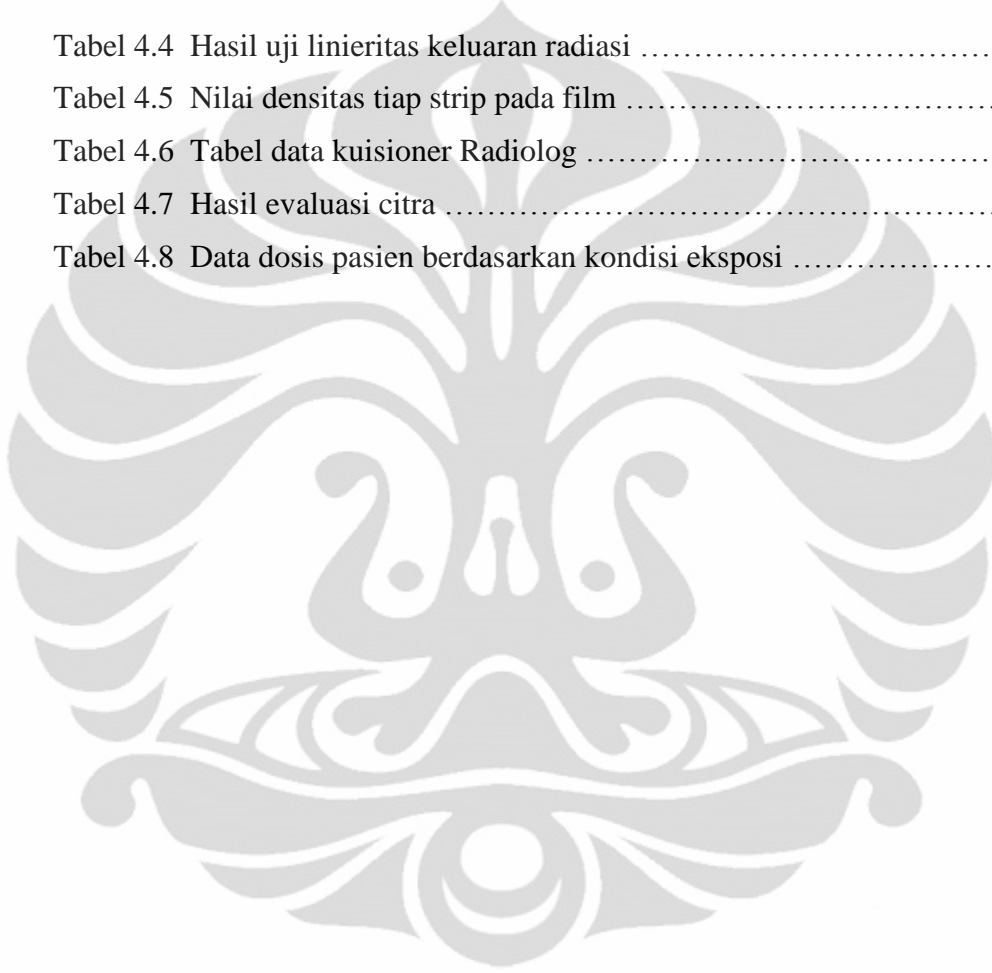
DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Tabung sinar – X.....	7
Gambar 2.2 Proses terjadinya sinar-X bremsstrahlung.....	8
Gambar 2.3 Proses terjadinya sinar-X karakteristik.....	9
Gambar 2.4 Interaksi foton dengan tubuh manusia.....	11
Gambar 2.5 Efek fotolistrik.....	12
Gambar 2.6 Efek Compton.....	13
Gambar 2.7 Anatomi kepala tampak depan.....	14
Gambar 2.8 Anatomi kepala tampak samping.....	14
Gambar 2.9 Prosentase kontribusi rata-rata dosis dari berbagai sumber pada populasi di Amerika Serikat.....	16
Gambar 2.10 Thermoluminescent dosimeter (TLD) (a) TLD ; (b) TLD Holder.....	18
Gambar 2.11 Macam-macam TLD.....	19
Gambar 2.12 Mekanisme kerja TLD.....	20
Gambar 3.1 Pesawat Philips Bucky Diagnost FS dan Generator Optimus 50... ..	21
Gambar 3.2 Kaset-film AGFA ukuran 24 x 30 cm dan fantom kepala diagnostic.....	21
Gambar 3.3 Detektor unfors xi dan fantom leeds TOR 18FG.....	22
Gambar 3.4 Thermoluminiscence dosimeter (TLD) – 100.....	22
Gambar 3.5 Uji kesesuaian pesawat.....	23
Gambar 3.6 Skema pengukuran ESD dengan TLD.....	24
Gambar 3.7 Pengambilan data dengan fantom diagnostic.....	24
Gambar 3.8 Proses pengambilan citra dengan phantom leeds.....	25

Gambar 3.9 Evaluasi citra menggunakan software Image J.....	26
Gambar 3.10 Pengambilan data dengan TLD pada pasien umum.....	28
Gambar 4.1 Kurva karakteristik film	33
Gambar 4.2 Citra fantom dignostik dengan FE 1.....	35
Gambar 4.3 Citra fantom leeds dengan FE 1 menggunakan software ImageJ ...	35
Gambar 4.4 Citra fantom diagnostik dengan FE 2.....	36
Gambar 4.5 Citra fantom leeds dengan FE 2 menggunakan software ImageJ....	36
Gambar 4.6 Citra fantom diagnostik dengan FE 3.....	37
Gambar 4.7 Citra fantom leeds dengan FE 3 menggunakan software ImageJ....	37
Gambar 4.8 Grafik densitas dengan attenuator 1 mmCu	39
Gambar 4.9 Grafik densitas dengan attenuator 1,5 mmCu	40
Gambar 4.10 ESD pada pasien pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral..	43

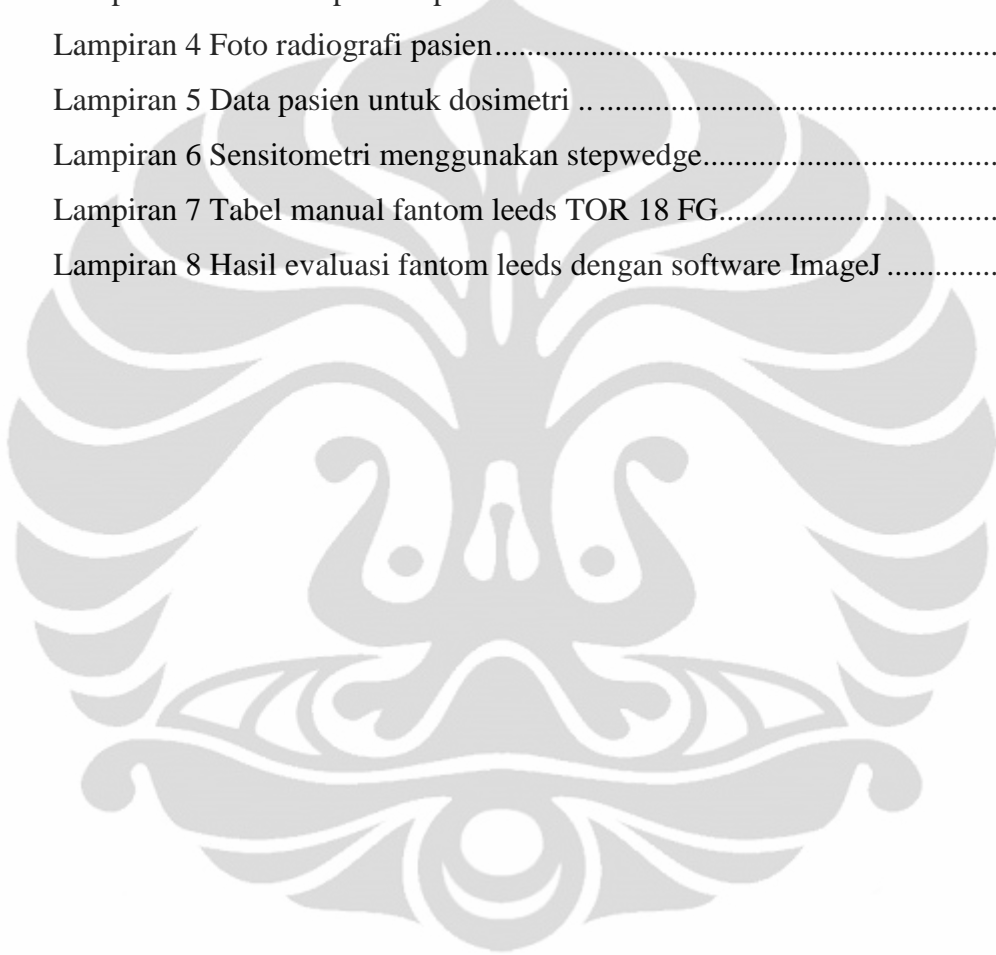
DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Keakurasian nilai kV pada kondisi penyinaran 5 mAs	29
Tabel 4.2 Keakurasian waktu eksposi	30
Tabel 4.3 Hasil uji reproduksibilitas	31
Tabel 4.4 Hasil uji linieritas keluaran radiasi	32
Tabel 4.5 Nilai densitas tiap strip pada film	32
Tabel 4.6 Tabel data kuisisioner Radiolog	34
Tabel 4.7 Hasil evaluasi citra	38
Tabel 4.8 Data dosis pasien berdasarkan kondisi eksposi	42



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Format Kuisisioner untuk Radiolog	48
Lampiran 2 Data entrance surface dose (ESD) dengan TLD	49
Lampiran 3 Data compliance pesawat sinar-X	52
Lampiran 4 Foto radiografi pasien.....	54
Lampiran 5 Data pasien untuk dosimetri	59
Lampiran 6 Sensitometri menggunakan stepwedge.....	60
Lampiran 7 Tabel manual fantom leeds TOR 18 FG.....	64
Lampiran 8 Hasil evaluasi fantom leeds dengan software ImageJ	65



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Pencitraan radiografi dalam bidang radiodiagnostik memiliki peran yang sangat penting dalam penegakan diagnosa dari suatu penyakit / kelainan. Oleh karena itu hasil citra yang informatif, yaitu yang paling tepat merepresentasikan keadaan yang ingin di ketahui sangat mutlak diperlukan. Agar didapatkan diagnosa yang tepat dari suatu penyakit / kelainan tertentu. Namun demikian, seperti kegiatan lainnya yang menggunakan sumber radiasi, maka pada pemeriksaan radiodiagnostik pun harus meminimalisir dosis yang diterima oleh pasien, pekerja dan lingkungan. Dalam hal ini, dosis yang digunakan harus seminimal mungkin, karena dosis radiasi dari pemeriksaan radiologi diagnostik memiliki kontribusi yang sangat besar terhadap dosis keseluruhan dari sumber radisi yang dibuat manusia.

Kualitas citra yang baik dipengaruhi oleh beberapa faktor, salah satunya adalah faktor eksposi (FE) yang terdiri dari tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu penyinaran (s). Pengaturan faktor eksposi yang tepat akan memberikan kualitas citra yang baik dengan radiasi yang minimal.

Faktor eksposi memiliki peran yang cukup besar dari proses pembentukan citra, karena biasanya pengaturan yang biasanya dilakukan sebelum dilakukan pemeriksaan radiodiagnostik adalah pengaturan FE. Pengaturan FE biasanya didasarkan pada jenis pemeriksaan, densitas objek, ketebalan objek, jarak penyinaran serta filtrasi pesawat sinar-X yang digunakan.

Pengaturan faktor eksposi ini akan mempengaruhi berkas sinar-X secara jumlah dan kualitas sehingga dosis yang diterima pasien akan juga terpengaruh. Perubahan pada faktor eksposi akan mempengaruhi besarnya

dosis yang dikeluarkan oleh pesawat. Oleh karena itu pada penelitian kali ini, dilakukan modifikasi faktor eksposi sehingga diharapkan dapat diketahui faktor eksposi terbaik untuk pemeriksaan radiografi kepala, yang diindikasikan dari dosis yang diterima seminimal mungkin. Dengan tidak mengurangi kualitas citra yang dihasilkan. Sesuai dengan salah satu prinsip dari proteksi radiasi yaitu, optimasi pemeriksaan. Selain justifikasi.

Salah satu jenis pemeriksaan radiografi adalah pemeriksaan radiografi kepala (*skull radiography*). Pemeriksaan ini merupakan jenis pemeriksaan radiografi tulang (*bone radiography*). Pemeriksaan radiografi kepala biasanya dilakukan untuk dapat menggambarkan anatomi dari tulang dan rongga kepala serta muka. Biasanya dilakukan dengan indikasi trauma atau terdapat kelainan / penyakit dari susunan dan fungsi tulang-tulang tersebut.

Penelitian ini harus memperhatikan kemampuan dari pesawat memberikan pilihan variasi kondisi, yang tentunya akan sangat berbeda dengan pesawat sinar-X di tempat lain. Karena masing-masing pesawat memiliki spesifikasi yang berbeda-beda.

1.2 Perumusan Masalah

Biasanya pengaturan faktor eksposi dilakukan secara turun temurun, dalam arti radiografer yang lebih dulu bekerja telah menentukan besaran faktor eksposi pada masing-masing pemeriksaan, yang kemudian parameter tersebut diteruskan ke radiografer-radiografer selanjutnya. Sehingga, alasan penggunaan faktor eksposi tersebut menjadi tidak jelas, apakah ada manfaat lain selain dari menghasilkan radiograf yang dapat diobservasi.

Oleh karena itu, perlu dilakukan kajian mengenai faktor eksposi terbaik yang dapat diterapkan pada pemeriksaan radiografi kepala yang dapat meminimalisir dosis dengan tidak mengurangi kualitas dari citra yang dihasilkan. Hal ini sejalan dengan prinsip proteksi radiasi, yaitu optimasi. Agar tujuan dari penggunaan radiasi dapat tercapai, yaitu as low as reasonably achievable (ALARA).

Berdasarkan dari pemikiran tersebut, maka dipandang perlu untuk mendapatkan keterangan yang jelas mengenai seberapa besar pengaruh variasi faktor eksposi pada pemeriksaan radiografi kepala.

1.3 Batasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada satu pemeriksaan saja, yaitu pemeriksaan radiografi kepala. Pada penelitian ini, hanya melakukan penyinaran radiografi kepala dengan proyeksi lateral. Dengan melakukan perbandingan faktor eksposi yang biasa dilakukan dengan faktor eksposi modifikasi dan dengan faktor eksposi yang dianjurkan oleh *European Commission*, 1996. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Kemudian dievaluasi dosis dan kualitas citra yang dihasilkan, dari masing-masing faktor eksposi tersebut

1.4 Tujuan Penelitian

- a. Untuk mengetahui seberapa besar pengaruh variasi faktor eksposi terhadap dosis radiasi pada pemeriksaan radiografi kepala.
- b. Untuk mengetahui faktor eksposi terbaik dari tiga faktor eksposi yang digunakan untuk penelitian, yang dapat menghasilkan citra yang baik dengan dosis seminimal mungkin.
- c. Untuk mendapatkan data dosis dari pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral.

1.5 Manfaat Penelitian

a. Bagi Penulis

Sebagai media untuk mempraktekkan teori – teori yang telah didapatkan dibangku kuliah sehingga penulis dapat menambah pengetahuan secara praktis tentang masalah – masalah yang dihadapi pada pemeriksaan radiografi.

b. Bagi Radiografer / Inst. Radiologi

Hasil penelitian ini dapat membantu radiografer untuk menentukan penggunaan teknik pada pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral sehingga didapatkan citra yang baik dengan meminimalisir dosis radiasi.

c. Bagi Pihak lain

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan sumbangan pemikiran dan sebagai referensi bagi peneliti lain yang melakukan penelitian serupa.

1.6 Hipotesa

Berdasarkan penilaian sementara dari penulis, maka dapat ditarik kesimpulan yaitu bahwa perubahan faktor eksposi dapat mempengaruhi citra dan dosis radiasi dari suatu pemeriksaan radiodiagnostik.

1.7 Metode Penelitian

Metode penelitian ini memiliki beberapa tahapan, sebagai berikut :

1. *Compliance test*

Yaitu uji kesesuaian alat. Kesesuaian dimaksudkan untuk memastikan bahwa peralatan yang digunakan dalam prosedur radiodiagnostik berfungsi dengan benar sehingga pasien tidak mendapat paparan yang tidak diperlukan dan menerapkan Program Jaminan Mutu untuk radiologi diagnostik.

2. Evaluasi dosis dan citra phantom dengan kondisi standar

Mengambil citra dengan menggunakan faktor eksposi standar / rutin yang biasa dilakukan di instalasi tersebut. Dengan menempatkan TLD (*thermoluminescent dosimeter*) pada permukaan phantom didalam lapangan penyinaran (pusat berkas). Evaluasi citra berdasarkan standar dari *European Commission : European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* (EC 16260). Kemudian dilakukan evaluasi dosis yang dihubungkan dengan kualitas citranya.

Universitas Indonesia

3 Evaluasi dosis pada pasien dengan kondisi standar

Mengukur dosis pada pasien dengan menggunakan TLD dengan kondisi faktor eksposi yang biasa dilakukan / standar, seperti tahap 2 sebanyak \pm 20 orang. Kemudian dilakukan evaluasi dosis yang diterima, serta citra yang dihasilkan.

4 Evaluasi dosis dan citra pada phantom dengan faktor eksposi modifikasi

Mengukur dosis pada phantom dengan melakukan modifikasi faktor eksposi standar ke faktor eksposi lain dengan menambahkan filter tambahan 2 mmAl, kemudian dengan faktor eksposi yang dianjurkan *European Commission : European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (EC 16260)*. Pengaturan faktor eksposi dikondisikan dengan kemampuan pesawat yang digunakan. Pada masing – masing kondisi, dilakukan evaluasi terhadap citra yang didapat, kemudian dibandingkan dengan dosis yang dihasilkan.

5 Evaluasi tahap 2 dan tahap 4

Melakukan evaluasi dari apa yang didapat pada tahap 2 dan 4, kemudian dibandingkan untuk mendapatkan kondisi faktor eksposi yang terbaik yang dapat diterapkan pada pemeriksaan radiografi kepala. Dilihat dari kondisi yang menghasilkan dosis terkecil dengan hasil gambaran yang baik.

6 Penerapan hasil

Apabila memungkinkan, maka hasil yang didapat pada tahap 5, diterapkan pada objek sesungguhnya (pasien) sehingga diketahui seberapa besar hasil tersebut memberikan pengaruh pada pemeriksaan yang sesungguhnya.

1.8 Sistematika Penulisan

BAB 1 Pendahuluan

Uraian tentang latar belakang masalah, perumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, hipotesis.

BAB 2 Tinjauan Pustaka

Uraian mengenai produksi sinar-x, faktor eksposi, radiografi, proses pembentukan citra, anatomi kepala, dosimeter.

BAB 3 Metode Penelitian

Uraian tentang bahan dan peralatan yang digunakan dalam penelitian serta tata cara pengambilan data yang dilakukan.

BAB 4 Hasil dan Pembahasan

Pada bab ini akan ditampilkan hasil dari penelitian dan analisis dari data yang diperoleh dari penelitian.

BAB 5 Kesimpulan dan Saran

Bab yang terakhir ini berisi kesimpulan dari analisis hasil pengukuran dan saran untuk pengembangan lebih lanjut dalam penelitian ini sehingga lebih bermanfaat.

BAB 2

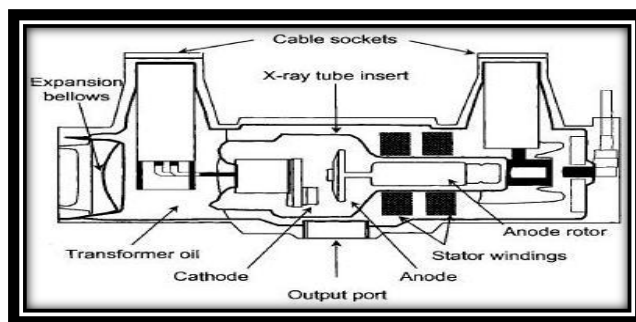
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Produksi Sinar – X

Salah satu komponen penting dalam sistem pencitraan sinar-X adalah tabung sinar-X. Struktur luar dari tabung terdiri dari tiga bagian, yaitu : struktur pendukung, rumah pelindung, serta penutup kaca atau logam. Sedangkan bagian dalamnya terdiri dari anoda dan katoda. Katoda berfungsi sebagai penyedia elektron proyektil, sedangkan anoda berfungsi sebagai medan interaksi elektron sehingga menciptakan sinar-X.

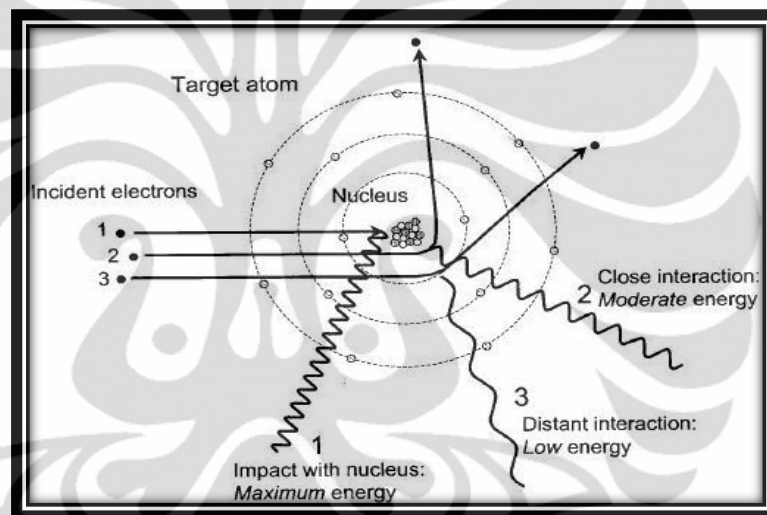
Elektron proyektil yang terbentuk akibat pemanasan pada katoda, kemudian dipercepat oleh tegangan tinggi menuju anoda. Ketika elektron proyektil ini menumbuk anoda (bidang target), terjadi perpindahan energi kinetik dari elektron proyektil ke atom target. Elektron proyektil berinteraksi dengan elektron orbital atau inti atom target. Interaksi ini menghasilkan perubahan dari energi kinetik elektron menjadi energi panas dan energi elektromagnetik dalam bentuk radiasi inframerah (juga panas) dan sinar-X. (Bushong, 2008)

Hampir seluruh energi elektron proyektil diubah menjadi energi panas ; hanya 1 % yang diubah menjadi sinar-X. Sinar-X yang terbentuk pada proses diatas adalah *bremstrahlung* dan sinar-X karakteristik. Lebih dari 80 % yang terjadi pada sinar-X diagnostic adalah *bremstrahlung*, sedangkan sisanya menjadi sinar-X karakteristik. (Fosbinder & Kelsey, 2002)



Gambar 2.1 Tabung sinar-X [Bushberg, 2002]

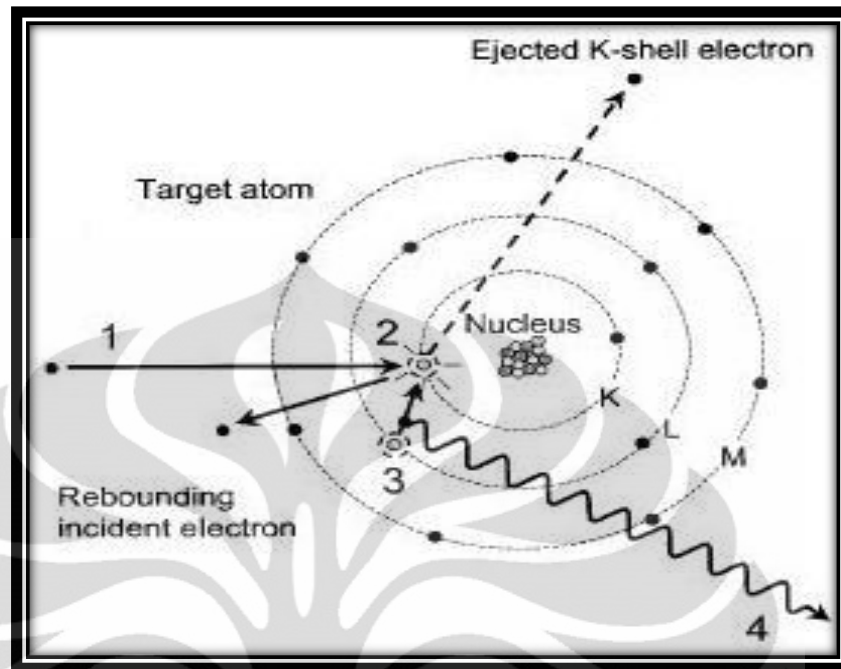
Bremsstrahlung merupakan kata dari bahasa Jerman untuk “radiasi pengereman”. *Bremsstrahlung* adalah radiasi yang terbentuk ketika elektron proyektil dihentikan mendadak atau diperlambat di anoda. Hal ini terjadi akibat elektron proyektil lewat terlalu dekat dengan inti atom anoda. Elektron proyektil yang lintasannya dekat dengan inti atom anoda dapat berinteraksi dengan beberapa proses, yaitu terhenti sekaligus, karena arah lintasannya tepat menuju inti atom. Atau diperlambat dengan mengalami perubahan arah dari yang sebelumnya, karena lintasannya dekat dengan inti atom anoda.



Gambar 2.2 Proses terjadinya sinar-X bremsstrahlung
[Bushberg, 2002]

Sedangkan sinar-X karakteristik terjadi akibat interaksi dari elektron proyektil dengan elektron pada atom target, berupa tumbukan sehingga elektron di lintasan dalam pada atom target terlepas dari lintasannya. Sehingga terjadi kekosongan elektron pada orbital tersebut, elektron pada lintasan yang lebih luar kemudian berpindah untuk mengisi kekosongan tersebut. Karena perbedaan energi ikat pada tiap orbital maka untuk mengisi lintasan yang lebih dalam elektron pada lintasan yang lebih luar akan melepaskan energinya. Pelepasan energi tersebut yang menyebabkan terjadinya sinar-X karakteristik. (Fosbinder & Kelsey, 2002.)

Universitas Indonesia



Gambar 2.3 Proses terjadinya sinar-X karakteristik
[Bushberg, 2002]

Spektrum sinar-X dipengaruhi oleh beberapa faktor, yaitu :

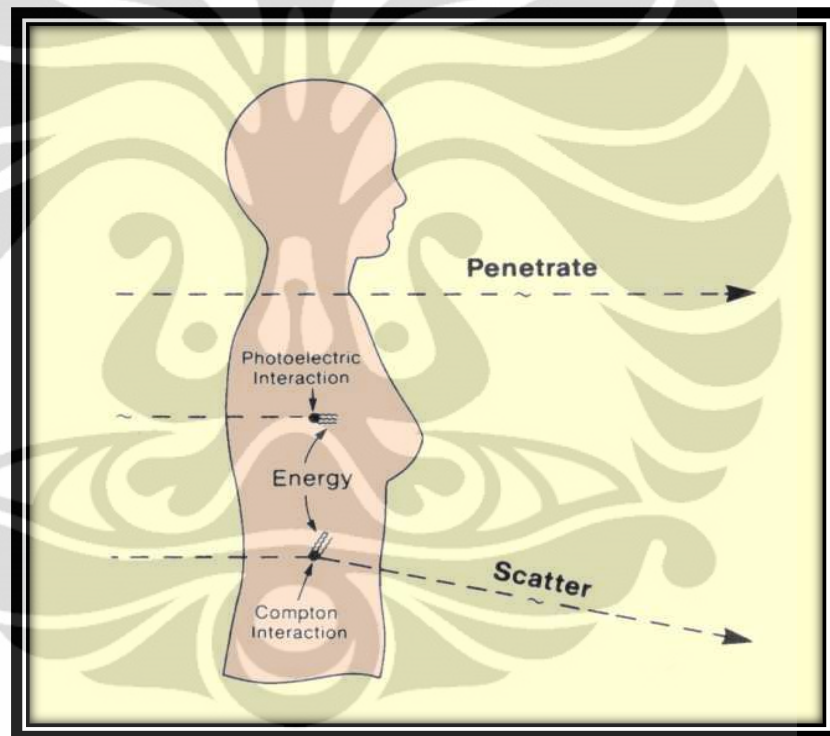
1. Tegangan tabung (kVp) dijelaskan sebagai energi maksimum pada spektrum *bremsstrahlung*. Pengaplikasian tegangan mengatur energi elektron proyektil, intensitas, energi maksimum, dan energi rata-rata dari berkas sinar-X. Merubah kVp tidak akan merubah energi karakteristik sinar-X. (Fosbinder & Kelsey, 2002.)
2. Arus tabung (mA) adalah sama dengan jumlah elektron-elektron yang bergerak dari katoda ke anoda persatuan waktu. mA mengendalikan banyaknya elektron proyektil menumbuk anoda dan intensitas berkas sinar-X. Perubahan pada mA akan merubah intensitas berkas sinar-X , tetapi tidak energinya. Jumlah sinar-X karakteristik akan meningkat seiring dengan meningkatnya mA, tetapi energinya tetap. Kuantitas berkas sinar-X berbanding lurus dengan mA ; menggandakan nilai mA maka akan menggandakan kuantitas dari berkas sinar-X. (Fosbinder & Kelsey, 2002.)

3. Waktu paparan adalah lamanya produksi sinar-X. Kuantitas dari sinar-X berbanding lurus dengan hasil dari arus tabung dan waktu penyinaran (mAs).
4. Filtrasi berkas sinar-X mempengaruhi intensitas dan rata-rata energi dari berkas sinar-X. Menambahkan filtrasi akan menaikkan energi rata-rata sinar-X serta mengurangi intensitas berkas. Perubahan filtrasi tidak mengubah energi maksimum berkas sinar-X ataupun energi dari sinar-X karakteristik. Filter biasanya terbuat dari lapisan tipis aluminium atau jenis logam lainnya yang dipasang pada tempat keluarnya berkas sinar-X pada rumah tabung. Kegunaan filtrasi adalah untuk menyerap sinar-X berenergi-rendah sebelum mengenai pasien. (Fosbinder & Kelsey, 2002.)
5. Bahan target (anoda) mempengaruhi efisiensi dari produksi radiasi *bremsstrahlung*, dengan keluaran paparan secara kasar berbanding dengan nomor atom. Elektron yang datang ke atom target lebih berpeluang mengalami interaksi radiatif pada bahan dengan nomor atom tinggi. Energi dari sinar-X karakteristik diproduksi di target tergantung dari bahan target. Oleh karena itu, bahan target mempengaruhi kuantitas dari foton-foton *bremsstrahlung* dan kualitas dari radiasi karakteristik.
6. Generator mempengaruhi kualitas dari spektrum sinar-X yang diemisikan. Pada kVp yang sama, generator dengan fase-tunggal menunjukkan beda potensial yang rata-rata lebih rendah dari yang bisa diberikan oleh generator tiga-fase atau generator frekuensi-tinggi. Kualitas dan kuantitas spektrum sinar-X kedua-duanya dipengaruhi oleh tipe generator yang digunakan. Generator mempengaruhi intensitas dan energi rata-rata dari berkas sinar-X. (Fosbinder & Kelsey, 2002.)

2.2 Interaksi Radiasi dengan Materi

Radiasi foton (sinar-X dan gamma) yang melewati suatu bahan / materi akan mengalami beberapa proses, yaitu :

1. Foton dapat melewati langsung materi tanpa terjadinya interaksi
2. Foton berinteraksi dengan materi sehingga terserap seluruhnya dengan memindahkan energi foton tersebut ke materi.
3. Foton berinteraksi dengan materi, kemudian sebagian energinya terserap oleh atom materi sehingga foton dihamburkan atau dibelokkan dari arah semula.



Gambar 2.4 Interaksi foton dengan tubuh manusia
[www.sprawls.org/ppmi2/INTERACT/]

Sinar-X memiliki panjang gelombang sekitar 10^{-8} sampai 10^{-9} m. semakin pendek panjang gelombangnya, maka semakin besar energinya. Oleh karena itu, untuk sinar-X berenergi-rendah cenderung mengalami interaksi dengan atom secara keseluruhan; sinar-X berenergi-sedang biasanya berinteraksi dengan elektron, sedangkan untuk sinar-X berenergi tinggi biasanya berinteraksi dengan inti atom.

Universitas Indonesia

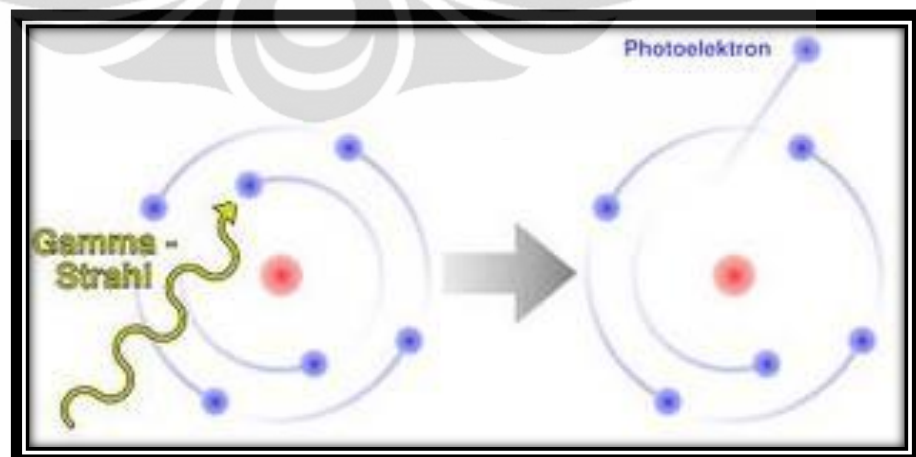
Terdapat lima proses yang mungkin terjadi akibat interaksi sinar-X dengan jaringan, yaitu :

1. Hambur Koheren / hambur klasik / hambur Thompson

Pada hambur koheren , sinar-X yang datang berinteraksi dengan atom target secara keseluruhan. Foton dihamburkan biasanya dengan arah sebaliknya dengan tidak kehilangan energinya (Radiological Sciences Dictionary, 2009). Hal ini terjadi pada sinar-X dengan energi kurang dari 10 keV dan juga tidak dibutuhkan pada radiologi diagnostik (Fosbinder, 2002).

2. Efek Foto Listrik

Pada interaksi foto listrik, sinar-X datang terserap secara keseluruhan oleh atom target. Energi sinar-X berpindah secara total ke elektron pada kulit-dalam. Atom terionisasi ketika elektron terlepas dari atom. Proses keluarnya elektron tersebut yang dinamakan fotolistrik. (Fosbinder, 2002). Perpindahan energi pada proses ini terdapat dua tahapan, yaitu : Interaksi fotolistrik, dimana foton mentransfer energinya ke elektron pada materi merupakan tahapan pertama. Perpindahan energi ke materi dari elektron yang terlepas dari orbit sebagai akibat dari tumbukan dengan foton adalah tahapan berikutnya. (<http://www.sprawls.org/ppmi2/INTERACT/>)



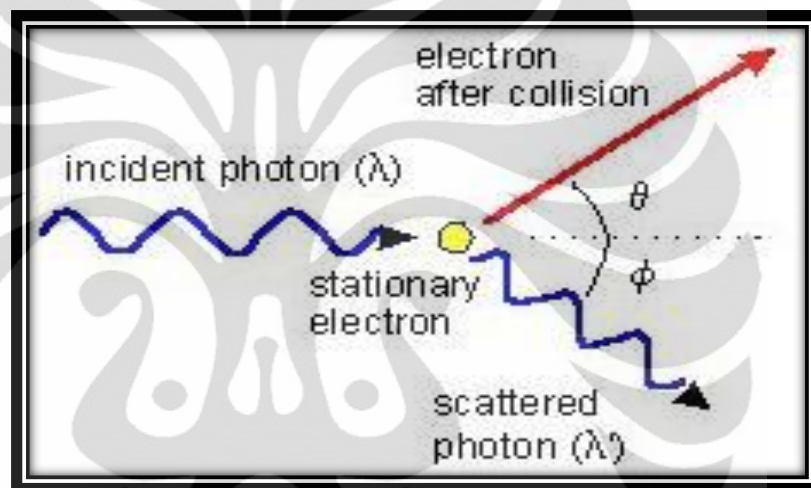
Gambar 2.5 Efek Fotolistrik

[www.withfriendship.com/user/Athiv/Photoelectric-effect.php]

Universitas Indonesia

3. Efek Compton

Adalah interaksi antara foton datang dengan dengan elektron orbital pada suatu tumbukan, sehingga memindahkan sebagian energinya ke elektron yang menyebabkan elektron tersebut terlepas dari lintasannya. (Dowsett, David J, 2009). Elektron yang terlepas, disebut elektron Compton atau elektron sekunder. Sinar-X yang terus lewat setelah interaksi tersebut mengalami perubahan arah dengan energi yang telah berkurang (Bushong, 2008).



Gambar 2.6 Efek Compton

[<http://www.physics.fsu.edu/users/ng/courses/phy2054c/Labs/Expt10/Expt-10.htm>]

4. Produksi Pasangan (*Pair Production*)

Sinar-X datang berinteraksi dengan inti atom yang menyebabkan terbangkitnya elektron dengan muatan positif (*positron*) serta elektron dengan muatan negatif. Proses ini disebut produksi pasangan. Energi sinar-X untuk dapat terjadinya proses ini, lebih dari 1,02 MeV (Bushong, 2008). Produksi pasangan tidak terjadi pada pencitraan diagnostik, karena energi yang dibutuhkan sangat besar. Sedangkan pencitraan diagnostik tidak menggunakan energi sebesar itu (Fosbinder, 2002).

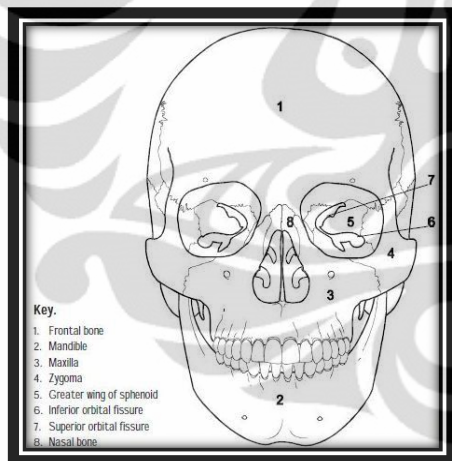
5. *Photonuclear Disintegration*

Pada *photonuclear disintegration*, energi sinar-X datang cukup kuat (lebih dari 10 MeV) untuk menghancurkan inti atom. Inti terpecah menjadi beberapa pecahan. Seperti produksi pasangan, *photonuclear disintegration* membutuhkan energi sinar-X yang sangat tinggi dan itu tidak digunakan di radiologi diagnostik.

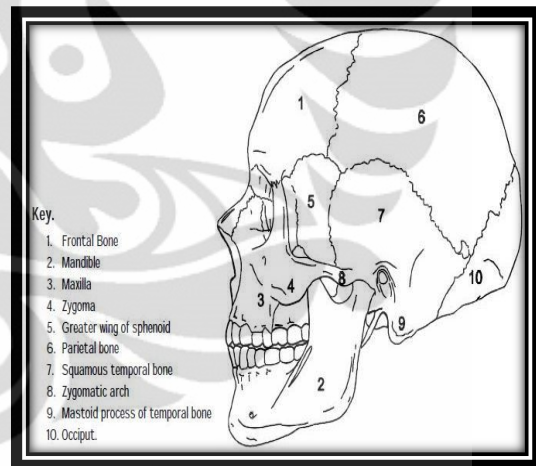
2.3 Radiografi Kepala (Oldnall, 1996)

2.3.1 Anatomi

Tulang kepala menutupi dan melindungi otak serta struktur lain yang terkait. Terdiri dari beberapa tulang padat yang terhubung satu dengan lainnya dengan suatu jaringan yang disebut sutura. Kepala terdiri dari 8 bagian tulang, sedangkan tulang muka terdiri dari 14 tulang. Keseluruhan tulang tersebut tidak dapat digerakan, kecuali tulang rahang.



Gambar 2.7
Anatomi kepala tampak depan



Gambar 2.8
Anatomi kepala tampak samping

[N.J Oldnall. *Radiography of The Skull*, 1996]

2.3.2 Radiografi

Pemeriksaan radiografi kepala biasanya dilakukan dengan indikasi : cedera kepala, epilepsi, sinusitis, sakit kepala berat. Tetapi saat ini karena keterbatasan yang dimiliki dari pemeriksaan radiografi konvensional, maka untuk kepala biasanya dilakukan pemeriksaan *CT Scanning*. Sehingga keterbatasan pada pemeriksaan radiografi konvensional dapat teratasi.

Pada penelitian ini, proyeksi pada pemeriksaan radiografi yang dilakukan adalah proyeksi lateral. *European Commission* (1996), mengeluarkan panduan untuk kriteria kualitas dari pencitraan radiografi diagnostik, termasuk panduan teknik radiografi yang baik. Sebagai berikut:

1. Kriteria gambar

- Visually sharp reproduction of the outer and inner lamina of the cranial vault, the floor of the sella, and the apex of the petrous temporal bone
- Superimposition respectively of the contours of the frontal cranial fossa, the lesser wing of the sphenoid bone, the clinoid processes and the external auditory canals
- Visually sharp reproduction of the vascular channels, the vertex of the skull and the trabecular structure of the cranium
- Superimposition of the mandibular angles and ascending rami

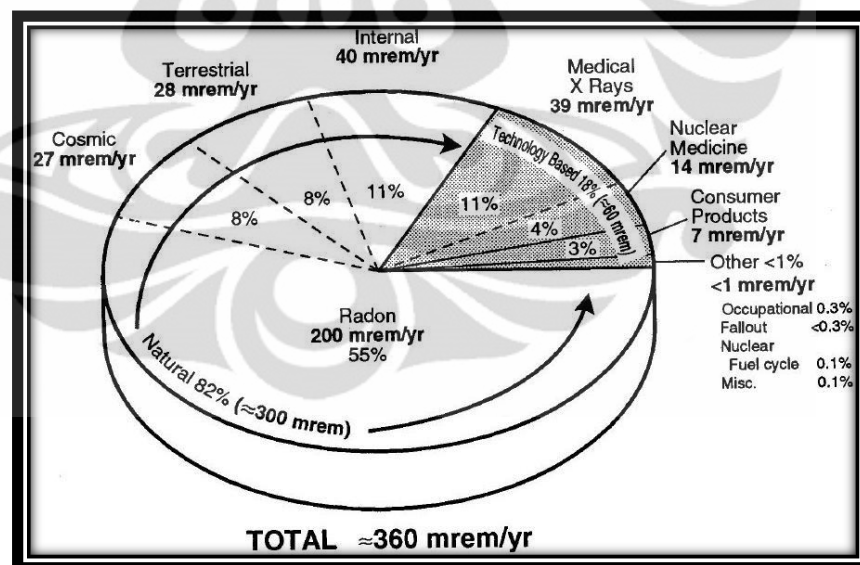
2. Contoh teknik radiografi yang baik

- Perangkat radiografi : meja grid, skull unit khusus or vertical stand dengan stationari atau moving grid
- Nilai focal spot : 0.6
- Filtrasi total : ≥ 2.5 mm ekuivalen Al
- Anti-scatter grid : $r = 10 ; 40/\text{cm}$
- Sistem film-screen : nominal speed class 400
- FFD : 115 (100-150) cm
- Tegangan radiografi : 70-85 kV
- Automatic exposure control : chamber selected — central
- Waktu penyinaran : < 100 ms
- Protective shielding : proteksi standar

2.4 Dosimetri

Dosimetri adalah perhitungan dari dosis yang diterima oleh sebuah jaringan atau organ atau keseluruhan tubuh dari radiasi ionisasi. Disaat awal kegiatan pelayanan radiologi tidak ada satuan dosis radiasi yang tepat yang cocok untuk proteksi radiasi atau radioterapi. Untuk kepentingan proteksi radiasi, “*dosimeter*” yang biasa digunakan adalah film dental yang di selipkan dengan klip kertas, disebut dengan unit “*paper-clip*” (Cember, 2009). Dari seluruh sumber radiasi buatan, sinar-X diagnostik memiliki kontribusi terbesar terhadap dosis radiasi ionisasi.

Pada tahun 1990, *National Council on Radiation Protection and Measurement* (NCRP) memperkirakan kontribusi dosis tersebut sebesar 39 mrem/th atau 0.39 mSv/th. Saat ini diperkirakan sebesar 320 mrem/th atau 3.2 m Sv/th, seiring dengan semakin meningkatnya penggunaan *multislice spiral computed tomography* (MSCT) dan *high-level fluoroscopy* (Bushong, 2008).



Gambar 2.9 Prosentase kontribusi rata-rata dosis dari berbagai sumber ada populasi di Amerika Serikat. (Diadaptasi dari National Council on Radiation Protection and Measurement. Ionizing radiation exposure of the population of the U.S. NCRP report no.93. Bethesda, MD : National Council on Radiation Protection and Measurement, 1987) [Bushberg, 2002]

Oleh karena itu, dosis radiasi yang diterima pasien dari suatu prosedur pencitraan diagnostik menjadi sebuah bahasan yang penting, mulai dari peralatan maupun teknik yang mesti digunakan. Dosimetri radiasi menjadi sesuatu yang menarik, karena jumlah dosis radiasi yang tersaji mengindikasikan resiko kerusakan jaringan biologi dari pasien. Efek biologi radiasi dapat dikelompokkan menjadi deterministik dan stokastik (Bushberg, 2002).

Efek deterministik adalah efek yang disebabkan akibat kematian sel. Jika sel dari suatu organ atau jaringan mati dalam jumlah yang cukup, maka fungsinya akan rusak. Efek tersebut tidak akan terjadi selama dosis kurang dari batas ambangnya. Untuk dosis yang berada diatas ambang, keparahan yang terjadi meningkat sebanding dengan penambahan dosisnya. Oleh karena itu, untuk mencegah terjadinya efek deterministik dari suatu prosedur pencitraan, dosis yang diberikan dapat diperkirakan.. Contoh dari efek ini adalah katarak.

Sedangkan efek stokastik disebabkan oleh kerusakan sel genetik. Contoh dari efek ini adalah kanker serta efek kelainan genetik keturunannya. Efek stokastik tidak memiliki nilai batas dosis sehingga setiap dosis yang diterima berkontribusi terhadap kemungkinan terjadinya efek ini. Untuk mendapatkan perkiraan dosis yang akurat dari suatu prosedur pemeriksaan radiografi harus memiliki informasi sebagai berikut:

1. Jumlah citra serta proyeksi radiografi dari masing-masing citra (contoh : *thorax* (dada) *postero-anterior* [PA] dan *lateral*)
2. Faktor eksposi yang digunakan dari tiap citra (kVp dan mAs jika tersedia)
3. Informasi yang berkenaan dengan karakteristik (HVL atau filtrasi bawaan) dari berkas yang dihasilkan pesawat sinar-X
4. Perkiraan ketebalan pasien dari tiap proyeksi radiografi

(Bushberg, 2002)

2.5 Dosimeter Radiasi

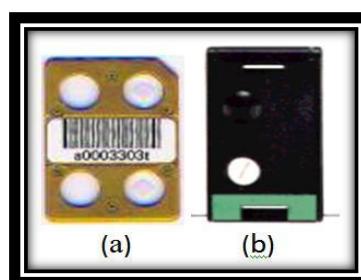
Dosimeter radiasi adalah suatu perangkat, instrument atau sistem yang mengukur atau mengevaluasi, baik secara langsung maupun tidak langsung, kuantitas dari paparan, kerma, dosis serap, atau dosis ekuivalen, atau besaran sejenis dari radiasi ionisasi.

Dosimeter radiasi harus memiliki akurasi dan kepresisian, linearitas, kebergantungan dosis atau rerata dosis, respon energy, kebergantungan arah dan resolusi ruang.

Dosimeter radiasi memiliki beberapa jenis, seperti : Bilik ionisasi (*ionisation chamber*), dosimeter film, dosimeter luminisensi, dosimeter semikonduktor, serta dosimeter lainnya (IAEA, 2003).

2.6 *Thermoluminescent Dosimeter (TLD)*

Beberapa bahan, ketika menyerap radiasi, bagian yang menyerap radiasi tersebut menjadi tidak stabil. Untuk menjadi stabil lagi, maka energi yang berlebih dilepaskan dalam bentuk ultraviolet, sinar infra merah, maupun cahaya tampak. Fenomena inilah yang disebut sebagai proses luminisensi. Ada dua jenis luminisensi, yaitu : fluoresensi dan fosforesensi. Keduanya dibedakan melalui respon pelepasan energi menjadi cahaya. Fluoresensi memiliki jeda antara 10^{-10} sampai 10^{-8} detik, sedangkan fosforesensi memiliki jeda yang lebih cepat, yaitu diatas 10^{-8} detik. Proses fosforesensi dapat dipercepat dengan pemberian panas atau cahaya.



Gambar 2.10 Thermoluminescent dosimeter (TLD) (a) TLD ; (b) TLD Holder

[<http://www.e-radiography.net/radtech/t/tld.htm>]

Universitas Indonesia

Apabila proses tersebut menggunakan panas, maka disebut termoluminisensi, sedangkan bahannya disebut bahan termoluminisensi (TL) atau *thermoluminescent dosimeter* (TLD) bila digunakan untuk kepentingan dosimetri. Sedangkan, bila pada proses tersebut menggunakan cahaya, maka disebut *optically stimulated luminescence* (OSL).

TLD yang biasa digunakan pada aplikasi medis adalah LiF:Mg,Ti ; LiF:Mg,Cu,P dan $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$, karena memiliki ekivalensi dengan jaringan lunak. TLD lain yang digunakan karena sensitifitasnya yang tinggi, adalah $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dan $\text{CaF}_2\text{:Mn}$.

TLD tersedia dalam berbagai bentuk, seperti : bubuk, kepingan, batang, pita, dan sebagainya.

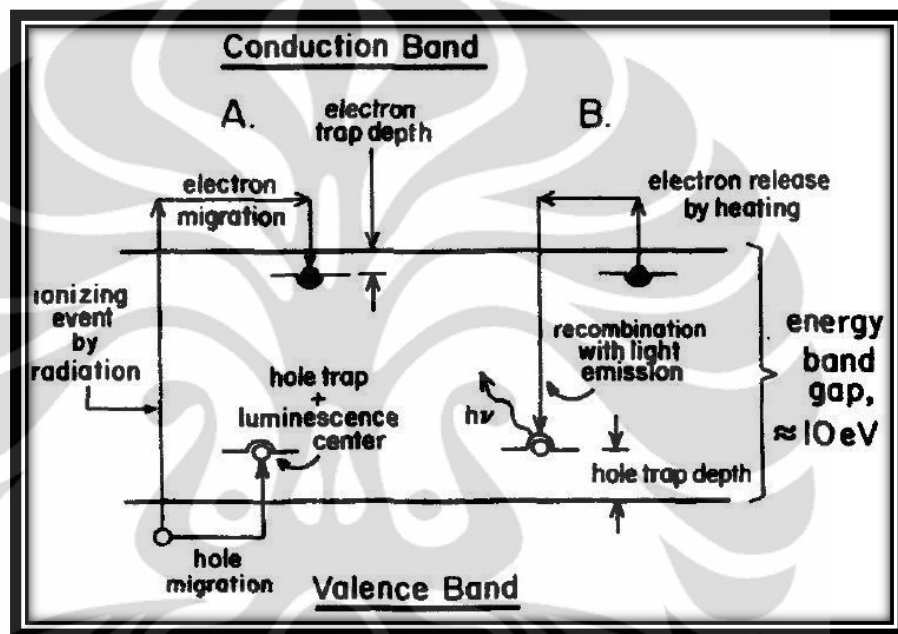


Gambar 2.11 Macam-macam TLD
[<http://www.e-radiography.net/radtech/t/tld.htm>]

Sebelum digunakan, TLD harus di-*annealing*, yaitu pemberian panas ($\pm 400^\circ\text{C}$) yang berfungsi untuk menghilangkan sinyal-sinyal yang tidak diperlukan (IAEA, 2003).

TLD memiliki tiga bagian utama, yaitu pita valensi, *trap / impurity* dan pita konduksi. Elektron pada pita valensi akan bergerak menuju pita konduksi ketika menerima energi dari radiasi yang diberikan. Ketika radiasi selesai diberikan maka elektron yang akan kembali pada pita valensi akan terperangkap karena diantara kedua pita tersebut terdapat perangkap (*trap*).

Oleh karena itu untuk terlepas dari perangkat tersebut elektron diberikan energi berupa panas (proses reading TLD), sehingga elektron terlepas dan kembali pada pita valensi. Ketika menuju pita valensi, elektron melepaskan energi yang diberikan, berupa sinyal yang kemudian dibaca untuk diketahui tingkatan dosis yang diterima. Mekanisme tersebut seperti dijelaskan pada gambar 2.12.



Gambar 2.12 Mekanisme kerja TLD : (A) Ionisasi dengan radiasi, serta memerangkap elektron dan lubang; (B) pemanasan untuk melepaskan electron, menyebabkan terjadinya luminisensi. [Attix, 1986]

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1. Peralatan Penelitian

Pesawat sinar-x yang digunakan pada penelitian ini adalah Philips Bucky diagnost FS-C dengan nomor tipe tabung : 9890 000 85291 disertai dengan kolimator tipe diafragma dengan nomor 9890 010 80442, s/n 05002322. Dengan generator, Optimus 50. Detektor yang digunakan adalah detektor *unfors xi* serta *thermoluminescent dosimeter* (TLD) yang digunakan adalah TLD-100. TLD dikalibrasi dan dievaluasi oleh bagian dosimetri PTKMR BATAN, Pasar Jum'at, Jakarta Selatan. Fantom yang digunakan adalah fantom diagnostik dan fantom yang dikeluarkan oleh universitas Leeds, yaitu tipe TOR 18 FG. Pada proses pencitraan menggunakan kombinasi kaset-screen AGFA CPG 400 dengan film AGFA ORTHO CP-G Plus ukuran 24 cm x 30 cm.



Gambar 3.1. Pesawat Philips Bucky Diagnost FS dan Generator Optimus 50



Gambar 3.2. Kaset - film AGFA ukuran 24 x 30 cm dan fantom kepala diagnostik



Gambar 3.3. Detektor unfors xi dan fantom leads TOR 18FG



Gambar 3.4. *Thermoluminescent dosimeter (TLD) -100*

3.2. Metode Pengukuran

Pada penelitian ini dilakukan beberapa pengukuran, yang pertama dilakukan uji kesesuaian pesawat sinar-x, yang kedua melakukan pengukuran *entrance surface dose (ESD)* pada fantom diagnostik dengan variasi pada faktor eksposi (FE) yang mewakili penggunaan umum pada instalasi tersebut, yaitu FE 1 dengan kombinasi 66 kV, 8 mAs dengan *focus-film distance (FFD) / source-image distance (SID)* 90 cm ; FE 2, yaitu modifikasi dari FE 1 dengan penambahan filter 2 mmAl disertai dengan penambahan pada arus tabung menjadi 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm dan FE 3 merupakan FE yang di rekomendasikan oleh *European Commission*, dengan 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm dan filter tambahan 2 mmAl. Pada variasi FE tersebut dilakukan evaluasi citra dengan dua cara, yaitu menggunakan *leeds phantom* dan penilaian citra fantom diagnostik oleh Radiolog.

Setelah semua dilakukan, maka diambil data ESD pada pasien umum, dengan teknik yang biasanya dilakukan di instalasi tersebut dan FE yang dianjurkan berdasarkan hasil penelitian. Hal ini bermaksud untuk mendapatkan data dosis dari teknik-teknik pemeriksaan yang dilakukan.

3.2.1. Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X

Uji fungsi pesawat sinar-x dilakukan terlebih dahulu sebelum pesawat sinar-x digunakan untuk penelitian. Uji fungsi yang dilakukan berupa uji fungsi dari keluaran / kualitas berkas yang dihasilkan, berupa akurasi tegangan tabung (kV), waktu (s), arus tabung (mA). Uji fungsi yang dilakukan berdasarkan standard dari *Western Australia*. Uji fungsi bertujuan untuk memastikan pesawat berfungsi dengan baik sesuai dengan standar yang ada. Pada kegiatan ini digunakan detektor *unfors* dengan cara, meletakkan detektor berjarak 100 cm dari sumber. Kemudian lapangan penyinaran diatur sebesar 23 x 23 cm. Faktor eksposi bervariasi, mulai dari 40 kV, 50 kV, 60 kV, 70 kV, 81 kV, 90 kV, 102 kV, 117 kV, 125 kV. Disertai dengan variasi pada waktu dan arus tabung.

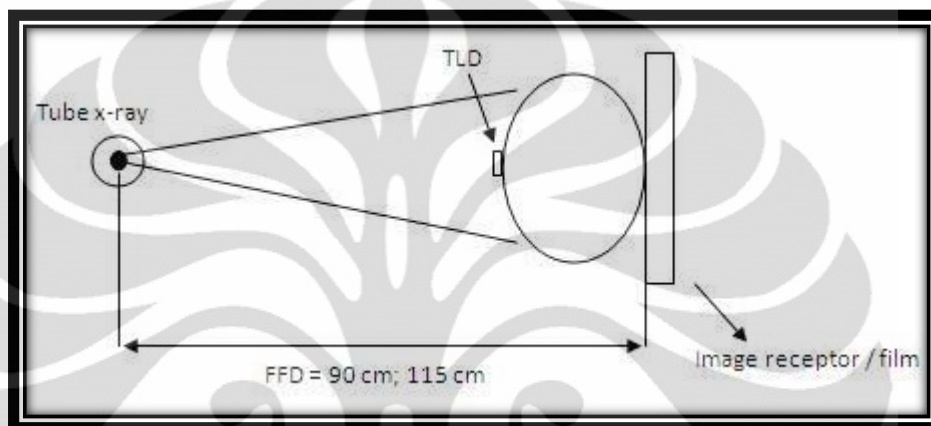


Gambar 3.5. Uji kesesuaian pesawat

3.2.2. Pengambilan Data

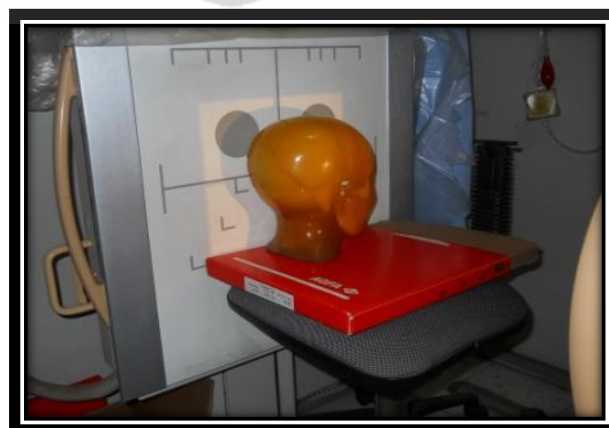
Data yang diambil pada penelitian ini terdiri dari dua tujuan yaitu data yang berkaitan dengan kualitas citra dan data yang berkaitan dengan dosis, yaitu *entrance surface dose* (ESD). Data diambil dengan objek fantom dan pasien langsung. Pada pengambilan data kualitas citra, dilakukan dengan melakukan

eksposi pada fantom diagnostik menggunakan faktor eksposi (FE) yang biasa dikerjakan di instalasi tersebut, yaitu 66 kV, 8 mAs, dengan jarak focus ke film (FFD) sebesar 90 cm tanpa menggunakan filter tambahan serta FE 66 kV, 10 mAs, FFD : 90 cm, ditambahkan filter dengan ketebalan 2 mmAl. Ditambah lagi dengan FE yang direkomendasikan oleh *European Commission* yaitu 70 kV, 10 mAs, FFD : 115 cm serta filter 2 mmAl.



Gambar 3.6. Skema pengukuran ESD dengan TLD

Fantom di ekspose dengan ketiga faktor eksposi tersebut, dengan meletakkan TLD pada permukaan fantom diagnostik kepala yang berhadapan dengan arah berkas sinar-X pada pertengahan lapangan kolimasi. Hal ini dimaksudkan untuk mendapatkan nilai ESD dari pemeriksaan tersebut.



Gambar 3.7. Pengambilan data dengan fantom diagnostik

Universitas Indonesia

Citra yang dihasilkan, dievaluasi dengan standard yang dikeluarkan oleh *European Commission*. Kemudian di evaluasi ulang oleh Radiolog, agar didapatkan citra pada kondisi manakah yang paling baik. Yaitu citra yang paling bisa memberikan informasi dari apa yang ingin diketahui untuk penegakan diagnosa.

3.2.3. Evaluasi citra

Kualitas citra yang dihasilkan oleh ketiga faktor eksposi dapat dievaluasi menggunakan fantom yang dikeluarkan oleh universitas Leeds, pada penelitian ini digunakan jenis TOR 18FG. Karena pada fantom jenis ini dapat dilakukan evaluasi sensitifitas kontras-rendah, batasan resolusi, kontras pada objek densitas rendah dan tinggi, serta densitas minimum dan maksimum.

Evaluasi citra dengan fantom ini berguna untuk memastikan kualitas citra, dengan mengurangi subjektifitas penilai sehingga dapat diambil suatu acuan citra yang baik berdasarkan hasil yang diberikan oleh fantom ini.



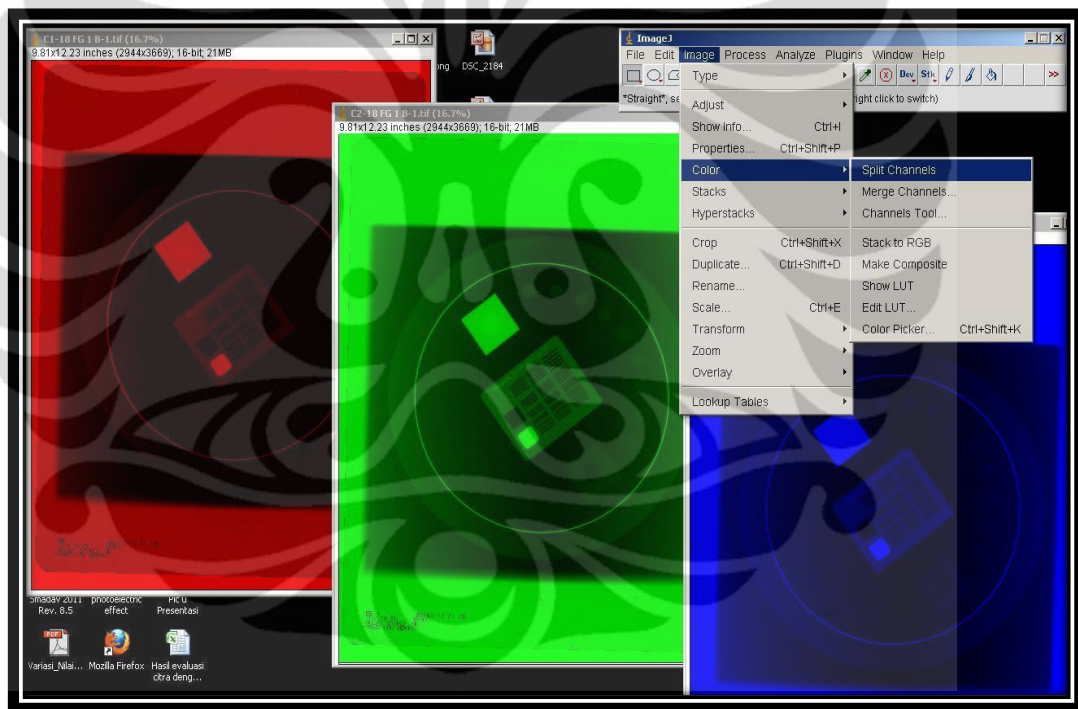
Gambar 3.8. Proses pengambilan citra dengan phantom leeds

Fantom ini di ekspose dengan tiga faktor eksposi yang telah ditentukan, sama seperti melakukan pemeriksaan pada pasien. Hanya saja objeknya diganti menjadi fantom. Kemudian dilakukan pemrosesan film sehingga didapatkan citra dari hasil pemeriksaan tersebut. Ketiga citra yang dihasilkan dievaluasi dengan cara melihat seberapa banyak lingkaran, maupun parameter pengukuran lain yang dapat terobsevasi pada citra tersebut. Sehingga diharapkan dapat diketahui kriteria citra yang baik berdasarkan parameter yang ada pada citra fantom leeds.

Universitas Indonesia

3.2.3.1 Pengolahan Citra

Foto dari fantom leeds, fantom diagnostik dan sensitometri di scan untuk kemudian dirubah menjadi format digital, sehingga dapat di olah menggunakan *software* ImageJ. Untuk fantom leeds, diolah dengan cara menghitung berapa banyak lingkaran yang dapat terobservasi pada foto tersebut. Kemudian diukur nilai batasan resolusi yang dimiliki citra dar masing-masing faktor eksposi. Sedangkan untuk foto yang di ekspose dengan sensitometri, diolah seperti menggunakan *densitometer*. Sehingga dihasilkan grafik karakteristik film, serta perubahan densitas akibat proses pencucian film. Untuk foto fantom diagnostik, disimpan sebagai data dokumentasi.



Gambar 3.9. Evaluasi citra menggunakan software Image J

Selain menggunakan fantom leeds, digunakan juga *stepwedge*, untuk mengetahui kontras yang dihasilkan dari faktor eksposi yang digunakan. Kemudian dievaluasi menggunakan *densitometer*. Dari hasil tersebut, akan diketahui faktor eksposi manakah yang dapat memberikan hasil citra yang paling baik.

3.2.3.2 Data Kuisisioner

Foto fantom diagnostik dengan objek kepala proyeksi lateral, yang di ekspose dengan tiga faktor eksposi yang berbeda kemudian diobservasi oleh Radiolog. Sehingga diketahui dari ketiga foto tersebut, manakah yang paling baik dalam hal ini adalah yang paling mampu memberikan informasi yang berguna bagi penegakan diagnosa. Penilaian tersebut, sangat bergantung pada subjektifitas Radiolog. Pada pengambilan data kuisisioner ini, Radiolog hanya diberi tahu bahwa foto-foto tersebut merupakan foto dari satu objek, tetapi menggunakan faktor eksposi yang berbeda. Diharapkan, hasil dari penilaian ini adalah, foto yang paling informatif merupakan foto yang dihasilkan oleh faktor eksposi yang menghasilkan dosis terendah. Sehingga kemudian faktor eksposi tersebut dapat digunakan untuk pemeriksaan sejenis. Kuisisioner ini seperti pada Lampiran 1.

3.2.4. Data Pasien

Pada penelitian ini dilakukan pengambilan data pasien terkait nilai dosis yang dihasilkan pada masing-masing faktor eksposi yang biasa digunakan diinstalasi tersebut. Nilai dosis tersebut nantinya akan dijadikan referensi dosis. Sehingga petugas pelaksana radiologi (radiografer) dapat memilih faktor eksposi dengan mempertimbangkan dosis radiasi yang dihasilkan, tentunya dengan tidak mengesampingkan kualitas dari citra yang ingin didapat.

Data ini diambil menggunakan TLD dengan menempatkannya pada pertengahan lapangan penyinaran, di sisi yang berhadapan dengan sumber radiasi. Data diambil hanya pada pemeriksaan kepala proyeksi lateral saja. Setelah itu TLD kemudian dibawa ke PTKMR BATAN untuk di evaluasi (dibaca). Sehingga diketahui nilai dosis pada masing-masing pasien dengan faktor eksposi yang digunakan. Kemudian akan dievaluasi citra berkaitan dengan dosis yang diberikan oleh faktor eksposi tersebut.



Gambar 3.10. Pengambilan data dengan TLD pada pasien umum



BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X

Uji kesesuaian pesawat sinar-X meliputi pengujian keakuratan tegangan tabung, waktu, stabilitas dan linieritas keluaran radiasi dilakukan sebelum pengambilan data. Pengujian ini menggunakan detektor *unfors xi*. Tujuan pengujian fungsi pesawat sinar-X adalah untuk menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat diketahui dan berfungsi sesuai dengan spesifikasi alat, sehingga bila terjadi penyimpangan, harus dibandingkan dengan referensi yang masih berlaku. Apakah penyimpangan tersebut berada pada batas yang di ijin. Pengujian kesesuaian pesawat sinar-X ini mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia*.

4.1.1. Hasil Uji Keakuratan Nilai Tegangan Tabung

Keakuratan nilai tegangan tabung (kV) dilakukan pada seluruh pilihan kondisi tegangan yang bisa dilakukan di pesawat tersebut, pada rentang 40 – 125 kV dengan 5 mAs. Rerata nilai hasil pengukuran dapat dilihat pada tabel dibawah.

Tabel 4.1. Keakuratan nilai kV pada kondisi penyinaran 5 mAs

Tegangan Panel (kV)	Tegangan Terukur (kVp)	Beda Tegangan (kV)	Deviasi Tegangan (%)
40	39.99	0.01	0.02
50	49.54	0.46	0.93
60	60.38	0.38	0.63
70	70.98	0.98	1.40
81	82.37	1.37	1.69
90	92.00	2.00	2.22
102	103.57	1.57	1.54
117	119.48	2.47	2.12
125	126.93	1.93	1.55

Pada Tabel 4.1. terlihat bahwa nilai rerata tegangan yang terukur pada umumnya lebih besar dari yang diatur pada control panel, kecuali pada dua kondisi kV terendah (40 kV dan 50 kV) nilai tegangan terukur lebih rendah dari nilai tegangan yang diatur. Perbedaan nilai tegangan tersebut berkisar antara 0,01 – 2,47 kV, dengan nilai deviasi sebesar 0,02 – 2,22 %. Bila mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia*, maka deviasi yang didapat masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan yaitu $\pm 6\%$, sehingga pesawat ini dapat digunakan untuk melakukan penelitian.

4.1.2. Hasil Uji Keakurasian Waktu Eksposi

Pengujian dilakukan untuk menghindari kesalahan paparan. Data hasil pengujian dapat dilihat pada lampiran dan nilai rerata dari hasil pengukuran waktu penyinaran dapat terlihat pada tabel 4.2 dibawah ini. Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa hanya terdapat perbedaan yang kecil antara waktu yang diatur pada panel dengan waktu yang terukur pada detektor *Unfors*. Selisih antara kedua waktu berkisar antara 0,17 ms – 2,11 ms dengan nilai deviasi berkisar 0,42% - 2%. Bila mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia*, maka deviasi yang didapat masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan yaitu $\pm 10\%$.

Tabel 4.2. Keakurasian waktu eksposi

Waktu Panel (ms)	Waktu Terukur (ms)	Perbedaan Waktu (ms)	Deviasi Waktu (%)
20	20.17	0.17	0.83
50	49.50	0.50	1.00
80	81.28	1.28	1.60
100	102.00	2.00	2.00
320	321.78	1.78	0.56
500	502.11	2.11	0.42

4.1.3. Hasil Uji Reprodusibilitas Pesawat Sinar-X

Reprodusibilitas bertujuan untuk memperlihatkan kestabilan alat rontgen untuk kembali memproduksi tegangan tabung, waktu dan keluaran radiasi dengan rentang yang hampir sama. Pengujian dilakukan dengan kondisi penyinaran 70 kV dan 10 mAs yang dilakukan berulang sebanyak lima kali eksposi. Data hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.3 dibawah ini.

Tabel 4.3 Hasil uji reprodusibilitas

Pengulangan	Nilai Terukur		
	Tegangan Tabung (kVp)	Waktu Eksposi (s)	Keluaran Dosis (mGy)
1	70.75	0.04	0.47
2	70.72	0.04	0.47
3	70.98	0.04	0.47
4	70.77	0.04	0.46
5	70.72	0.04	0.46
Rata - rata	70.79	0.04	0.47
Deviasi	1.10E-01	3.57E-04	2.64E-04
Koefisien variasi	1.55E-03	9.10E-03	5.68E-04
%	0.15	0.91	0.06

Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa prosentase koefisien variasi untuk tegangan tabung sebesar 0.15%, waktu eksposi sebesar 0,91% dan output (mGy) sebesar 0.06%. Hasil uji reprodusibilitas ini masih dalam batas toleransi yang ditetapkan oleh *Western Australia* yaitu 5%.

4.1.4. Hasil Uji Linearitas Output Radiasi

Pengujian ini dimaksudkan untuk mengetahui keluaran radiasi dari rentang berkas sinar-X pada pemilihan faktor eksposi dan menggunakannya untuk menghitung koefisien linieritas keluaran. Pengujian dilakukan pada kondisi penyinaran 70 kV dengan variasi arus 2 mAs, 4 mAs dan 8 mAs. Data hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4. Hasil uji linieritas keluaran radiasi

No	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Dosis (mGy)	Output (mGy/mAs)	Koefisien Linieritas
1	70	2	0.09	4.60E-02	4.52E-04
2	70	4	0.18	4.60E-02	4.39E-03
3	70	8	0.37	4.64E-02	-

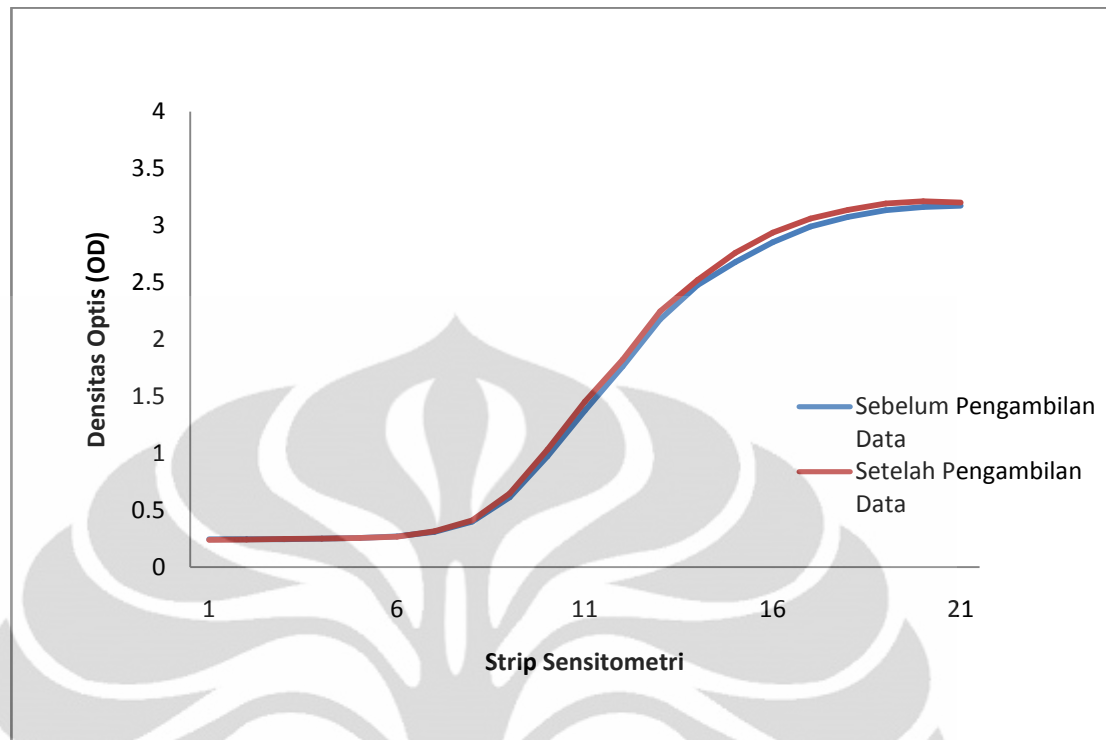
Menurut *Western Australia* output radiasi idealnya berada pada rentang 50 – 100 $\mu\text{Gy/mAs}$ pada tegangan 100 kVp dan pada jarak 1 m. Nilai pada kVp dan jarak lainnya dapat dihitung menggunakan hubungan yang sesuai. Output radiasi dalam $\mu\text{Gy/mAs}$ harus konstan dengan mA yang tersedia pada setting pesawat. Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa nilai koefisien linieritas masih dalam batas toleransi.

4.2. Pengujian Karakteristik Film

Hasil penyinaran menggunakan *sensitometer* elektronik memperlihatkan 21 strip/tingkatan densitas yang berbeda. Gambaran tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.1. Tiap strip tersebut kemudian diukur densitasnya menggunakan *densitometer*, sehingga diketahui tingkat densitas dari masing-masing strip. Nilai densitas yang terukur dapat dilihat pada Tabel 4.5.

Tabel 4.5. Nilai densitas tiap strip pada film

Strip	Film I	Film II	Strip	Film I	Film II
	Sebelum Data	Sesudah Data		Sebelum Data	Sesudah Data
1	0.25	0.24	12	1.76	1.82
2	0.25	0.24	13	2.18	2.25
3	0.25	0.25	14	2.48	2.52
4	0.25	0.25	15	2.68	2.76
5	0.26	0.26	16	2.85	2.94
6	0.27	0.27	17	2.99	3.06
7	0.31	0.32	18	3.08	3.14
8	0.40	0.41	19	3.13	3.19
9	0.61	0.65	20	3.16	3.21
10	0.97	1.03	21	3.17	3.20
11	1.38	1.45			



Gambar 4.1. Kurva karakteristik film ;(biru) Sebelum pengambilan data, (merah) Sesudah pengambilan data.

Dari grafik tersebut dapat diketahui bahwa densitas optis film yang di cuci sebelum pengambilan data dengan film yang dicuci setelah pengambilan data tidak mengalami perbedaan densitas yang signifikan, sehingga tidak perlu dilakukan koreksi pada proses pencucian film.

4.3. Evaluasi Citra

Evaluasi citra dilakukan dengan evaluasi pada kualitas citra serta dosis yang dihasilkan dari masing-masing kondisi pemeriksaan, dan evaluasi kualitas citra menggunakan fantom yang dikeluarkan oleh Universitas Leeds. Sedangkan untuk evaluasi dosis di gunakan TLD, yang proses kalibrasi dan pembacaannya dilakukan di PTKMR, BATAN.

Faktor eksposi (FE) yang digunakan pada penelitian ini dikelompokkan menjadi FE 1 dengan kondisi 66 kV, 8 mAs, 90 cm, tanpa filter tambahan ; FE 2 dengan kondisi 66 kV, 10 mAs, 90 cm, filter tambahan 2 mmAl ; serta FE 3 dengan kondisi 70 kV, 10 mAs, 115 cm, dengan filter tambahan 2 mmAl.

4.3.1. Evaluasi Kualitas Citra

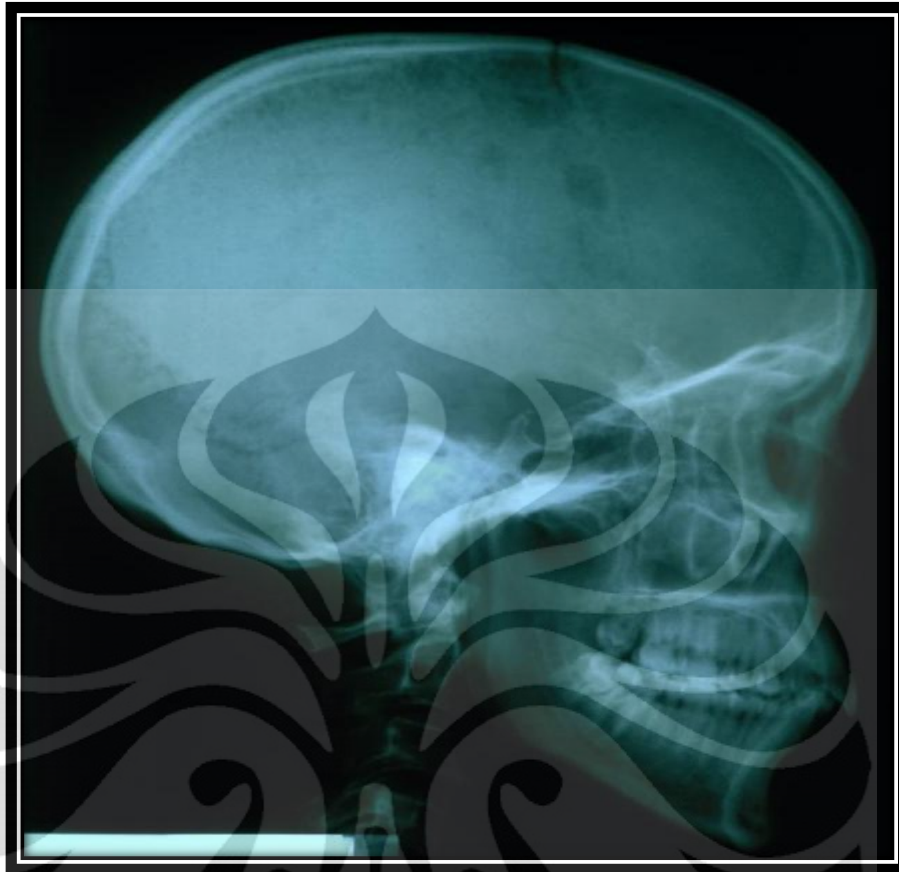
Evaluasi kualitas citra dilakukan dengan menggunakan kuisioner sesuai pada lampiran 1 yang dilakukan oleh Radiolog, karena tujuan dari pencitraan ini untuk penggunaan klinis diagnostik. Parameter yang digunakan berdasarkan standar yang diberikan oleh *European Commission* pada kriteria citra yang dihasilkan. Dari kuisioner yang diberikan ke Radiolog, didapatkan data seperti pada tabel dibawah.

Tabel 4.6. Tabel data kuisioner Radiolog

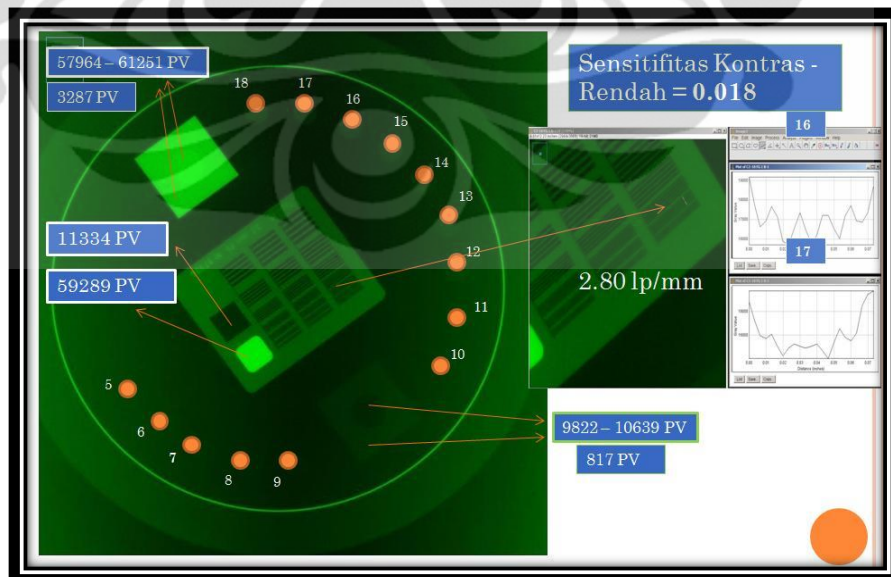
Radiolog	Cakupan Gambar (EC16260)			Kontras Yang disukai
	Foto 1	Foto 2	Foto 3	
A	V	V	V	FE 1
B	V	V	V	FE 1
C	V	V	V	FE 2
D	V	V	V	FE 1

Dari tabel diatas dapat diketahui bahwa untuk tiap faktor eksposi yang dipilih untuk penelitian ini, menghasilkan citra yang memenuhi kriteria gambar dari standar yang diberikan oleh *European Commission*.

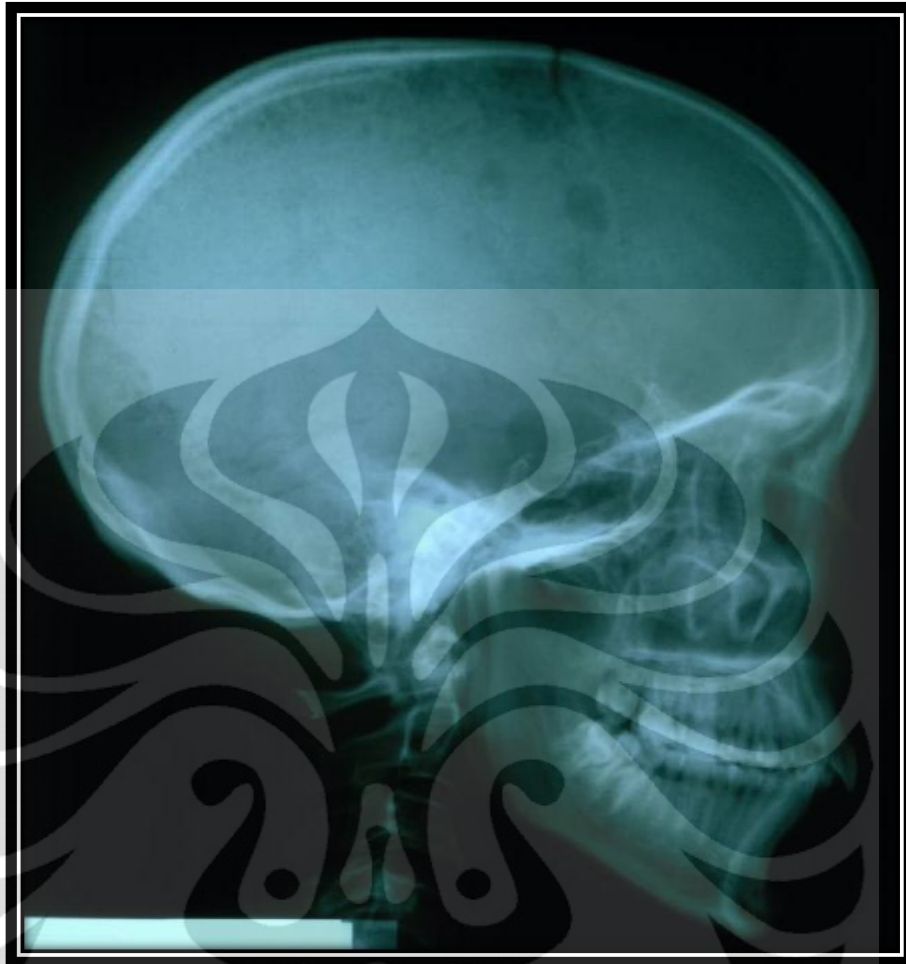
Dari empat orang Radiolog yang diminta untuk mengevaluasi citra dari fantom diagnostik dengan tiga kondisi yang berbeda, tiga orang memilih citra yang dihasilkan oleh FE 1 sebagai citra yang memiliki kualitas yang paling baik secara visual untuk penggunaan diagnosa. Ketiga citra tersebut dapat dilihat pada halaman berikut.



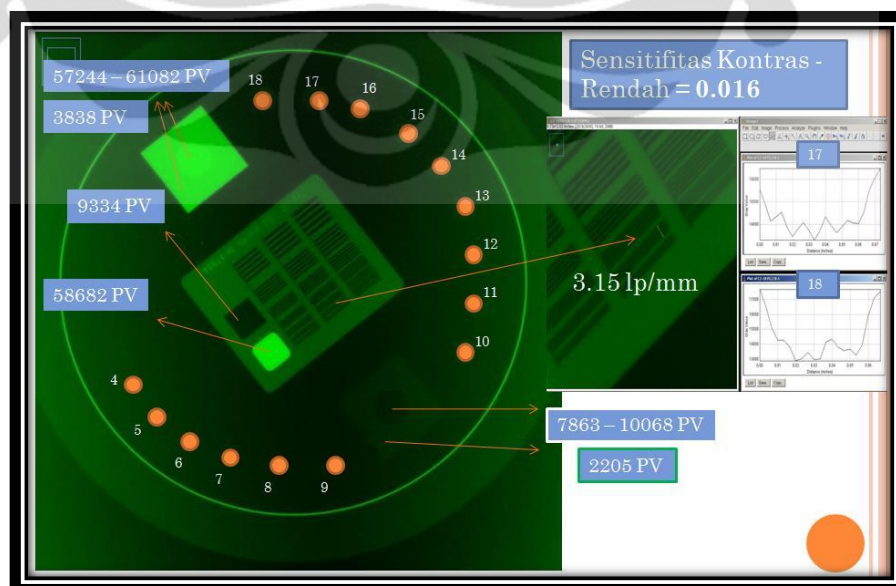
Gambar 4.2. Citra fantom dignostik dengan FE 1



Gambar 4.3. Citra fantom leeds dengan FE 1 menggunakan software ImageJ



Gambar 4.4. Citra fantom diagnostik dengan FE 2

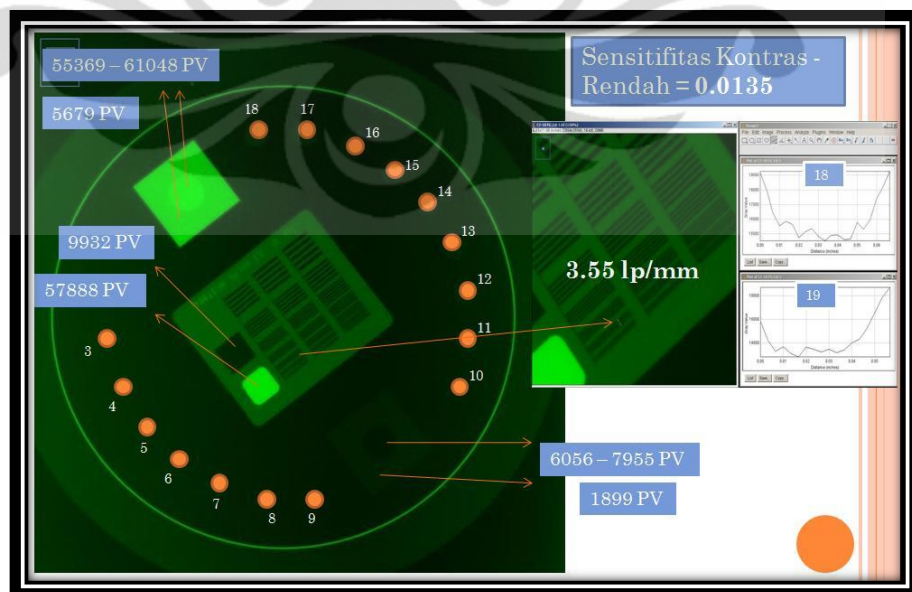


Gambar 4.5. Citra fantom leeds dengan FE 2 menggunakan software ImageJ

Universitas Indonesia



Gambar 4.6. Citra fantom diagnostik dengan FE 3



Gambar 4.7. Citra fantom leads dengan FE 3 menggunakan software ImageJ

Dari ketiga citra tersebut, menurut Radiolog tidak memiliki perbedaan yang signifikan mengenai kualitas citranya, dan semuanya berada pada rentang kualitas yang dapat diobservasi untuk kebutuhan diagnosa.

Oleh karena itu, optimasi telah dilakukan, karena semua faktor eksposi yang digunakan dapat menghasilkan citra untuk tujuan diagnostik. Sebagian besar Radiolog memilih citra dengan FE 1, dikarenakan menurut pandangan mereka, kondisi citra tersebut memiliki kontras yang lebih tinggi. Akan tetapi, citra dengan FE 2 dan FE 3 juga masih berada pada rentang kualitas citra yang memenuhi kriteria untuk dapat diobservasi bagi kepentingan diagnosa.

4.3.2. Evaluasi Citra dengan Fantom Leeds

Hasil citra fantom leeds dievaluasi kualitas citranya, berupa kontras dan resolusi gambar yang dihasilkan untuk masing-masing faktor eksposi. Data tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.4. Evaluasi citra tersebut menggunakan *software* ImageJ.

Tabel 4.7 Hasil evaluasi citra

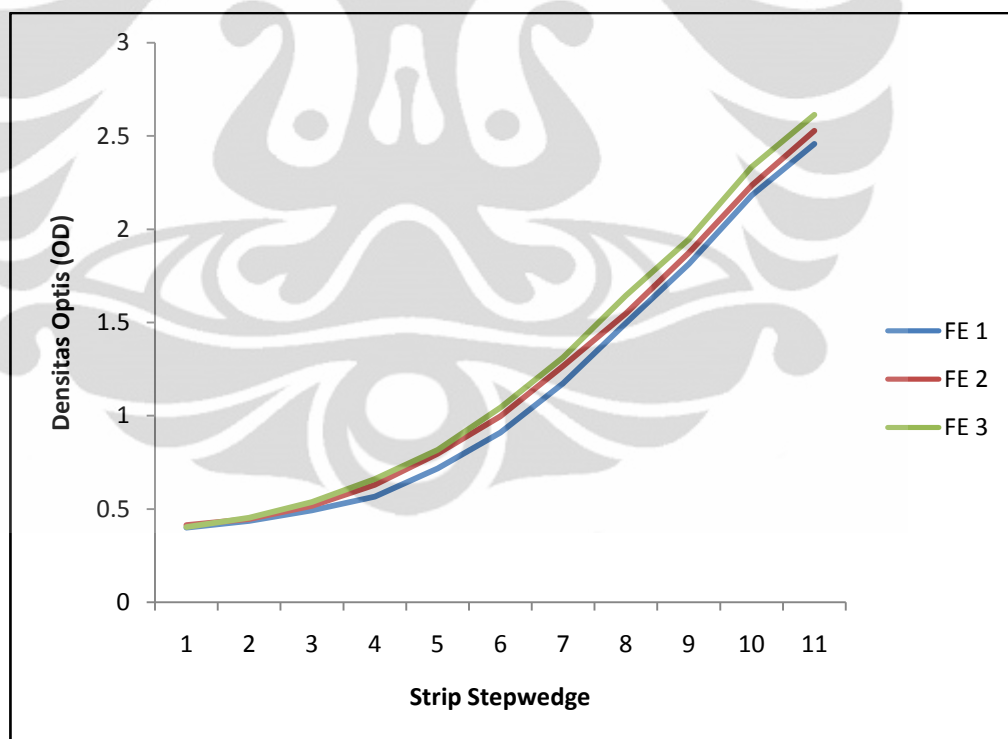
Kondisi	Phantom Leeds				Phantom Diagnostic	
	Kontras			Spatial Frequency no. (cycles/mm)	ESD (mGy)	Kondisi Citra
	Low Sensitivity	High Density	Low Density			
FE 1	14 (0.018)	3287 PV	817 PV	16 (2.80)	0.8	Ok
FE 2	15 (0.016)	3838 PV	2205 PV	17 (3.15)	0.54	Ok
FE 3	16 (0.0135)	5679 PV	1899 PV	18 (3.55)	0.34	Ok

Berdasarkan data tabel diatas, diketahui nilai sensitifitas kontras-rendah dari masing-masing kondisi, adalah sebesar 0.018 untuk FE 1, 0.016 untuk FE 2, sedangkan FE 3 memiliki nilai sebesar 0.0135. Sedangkan untuk frekuensi spasial didapatkan nilai 2.80 cycles/mm untuk FE 1, 3.15 cycles/mm untuk FE 2, dan FE 3 dengan nilai 3,55 cycles/mm.

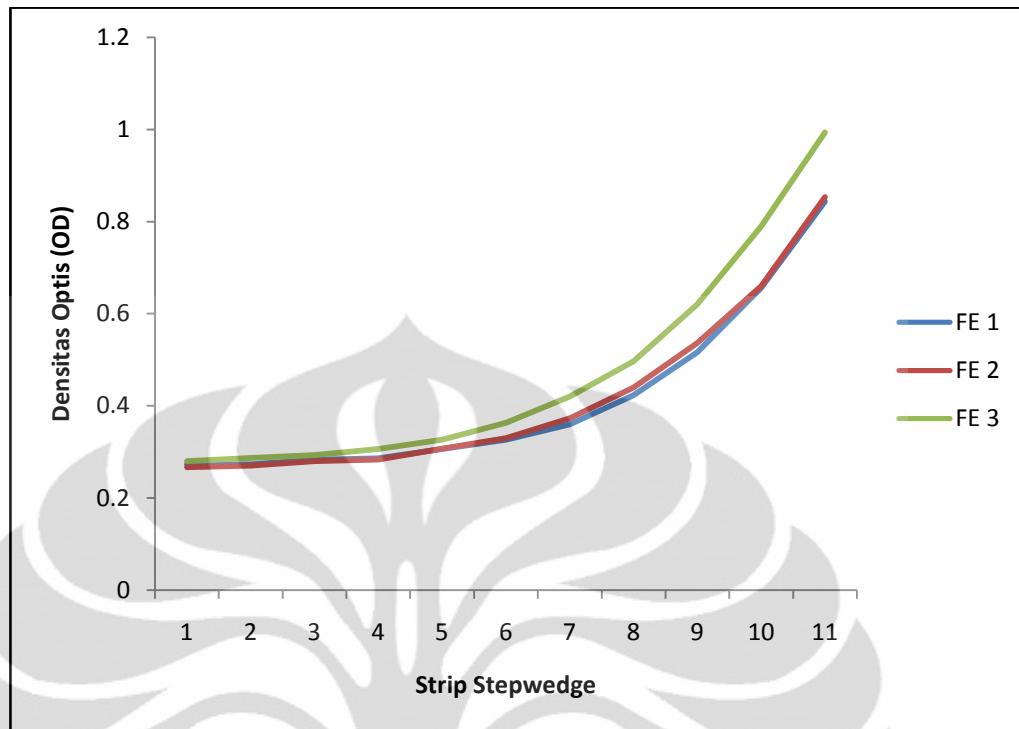
Dari evaluasi dengan menggunakan software ImageJ diketahui rentang sensitifitas kontras-rendah pada FE 1 sebesar 8247 – 17243 pixel value (PV), FE 2 sebesar 6176 – 16375 PV, sedangkan dengan FE 3 sebesar 7550 – 12725 PV. Untuk nilai kontras pada objek ber-densitas tinggi, pada FE 1 memiliki nilai kontras sebesar 3287 PV, pada FE 2 sebesar 3838 PV, dan 5679 PV pada FE 3. Sedangkan untuk nilai kontras pada objek ber-densitas rendah didapatkan sebesar 817 PV untuk FE 1, 2205 PV untuk FE 2, dan 1899 PV untuk FE 3.

4.3.3. Evaluasi Citra dengan *Stepwedge*

Evaluasi citra menggunakan *stepwedge* bertujuan untuk mendapatkan nilai rentang kontras dari densitas yang dihasilkan. Hal ini dapat dilihat dari grafik pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.9 dibawah ini.



Gambar 4.8. Grafik densitas dengan attenuator 1 mmCu



Gambar 4.9. Grafik densitas dengan attenuator 1,5 mmCu

Pada Gambar 4.8. terlihat bahwa pada step 1 densitas yang didapatkan pada ketiga faktor eksposi cukup tinggi, dengan nilai 0.4 ; 0.41 & 0.4. Masing masing untuk FE 1, FE 2 dan FE 3. Sedangkan densitas maksimal untuk masing-masing FE, berada pada nilai 2.5 ; 2.5 ; dan 2.6 untuk FE 1, FE 2, dan FE 3. Dari nilai ini, dapat dilihat bahwa rentang densitas yang dimiliki oleh FE 3 lebih baik karena nilai kontrasnya lebih besar, dengan nilai 2.21. Sedangkan untuk FE 1 & FE 2 memiliki nilai 2.06 dan 2.11.

Sedangkan pada Gambar 4.9. terlihat rentang densitas akan berada dibawah orde 1, karena pada pengambilan data menggunakan attenuator dengan ketebalan 1,5 mmCu. Sehingga radiasi yang diproduksi tabung, banyak terserap oleh attenuator. Tetapi dapat dilihat bahwa, FE 3 tetap memiliki rentang densitas yang lebih baik dari FE 1 dan FE 2.

4.3.4. Evaluasi Dosis dengan Fantom Diagnostik

Pada Tabel 4.7 diketahui bahwa citra dengan *entrance surface dose* (ESD) terendah pada penyinaran dengan fantom diagnostic kepala pada proyeksi lateral dimiliki oleh citra dengan kondisi pada FE 3, yaitu sebesar 0,34 mGy. Sedangkan dua kondisi lainnya, yaitu FE 1 dan FE 2 sebesar 0,80 mGy dan 0,54 mGy. Semua ESD yang didapatkan untuk tiap kondisi masih berada dibawah ESD yang dianjurkan oleh *European Commission* yaitu sebesar 3 mGy.

Dari data-data evaluasi diatas, diketahui bahwa optimasi melalui tiga pilihan faktor eksposi yang diteliti dapat dilakukan. Karena pada tiga faktor eksposi tersebut, citra yang dihasilkan memenuhi kriteria untuk dapat digunakan sebagai bahan penegakan diagnosa.

4.4. Data Dosis Pasien

Pada pasien yang dilakukan pemeriksaan radiografi kepala lateral di instalasi tersebut, dilakukan pengambilan dosisnya menggunakan TLD, sehingga diharapkan dapat diketahui dosis dari masing-masing penggunaan faktor eksposi (FE). FE yang dipilih adalah FE yang biasa digunakan di instalasi tersebut, dengan tambahan FE yang diteliti untuk kemudian dapat diaplikasikan pada pemeriksaan sebenarnya. Proses evaluasi TLD dilakukan oleh PTKMR, BATAN Pasar Jum'at Jakarta.

Dari data dosis pasien, terlihat bahwa nilai dosis (ESD) pada tiap faktor eksposi serta pasien memiliki nilai bervariasi. ESD terkecil diberikan oleh FE : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115cm dengan filter tambahan 2 mmAl, sebesar 0.51 mGy. Sedangkan ESD terbesar diberikan oleh FE : 66 kV, 16 mAs, FFD = 90 cm, tanpa tambahan filter, sebesar 1,74 mGy.

Dari data tersebut diketahui bahwa kondisi pemeriksaan dengan menggunakan filter tambahan mengalami penurunan pada ESD. Hal ini disebabkan oleh intensitas radiasi yang sampai ke objek (pasien) menjadi berkurang, akibat terserap oleh filter tambahan yang digunakan. Sehingga menyebabkan dosis yang diterima menjadi berkurang.

Selain mengurangi intensitas radiasi, penggunaan filter tambahan juga dapat menaikkan energy rata-rata dari sinar-x, karena dengan menggunakan filter tambahan maka berkas sinar-x berenergi rendah lebih banyak terserap. Sehingga intensitas yang sampai ke objek pasien adalah sinar-x dengan energy yang lebih tinggi. Oleh karena itu, meskipun intensitas sinar-x banyak yang terserap oleh filter tambahan, tetapi kualitas dari citra, yaitu kontras, tetap terjaga sehingga citra yang dihasilkan tetap informatif.

Seluruh citra yang dihasilkan oleh faktor eksposi pada Tabel 4.8. dapat di observasi untuk digunakan pada penegakan diagnosa penyakit. Kecuali citra yang dihasilkan dengan FE : 66 kV, 16 mAs, FFD = 90 cm. Pada kondisi tersebut, citra yang dihasilkan terjadi *overexposed*. Sehingga dilakukan pengulangan foto dengan menurunkan faktor eksposi pada mAs, dari 16 mAs menjadi 10 mAs. Data tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.8.

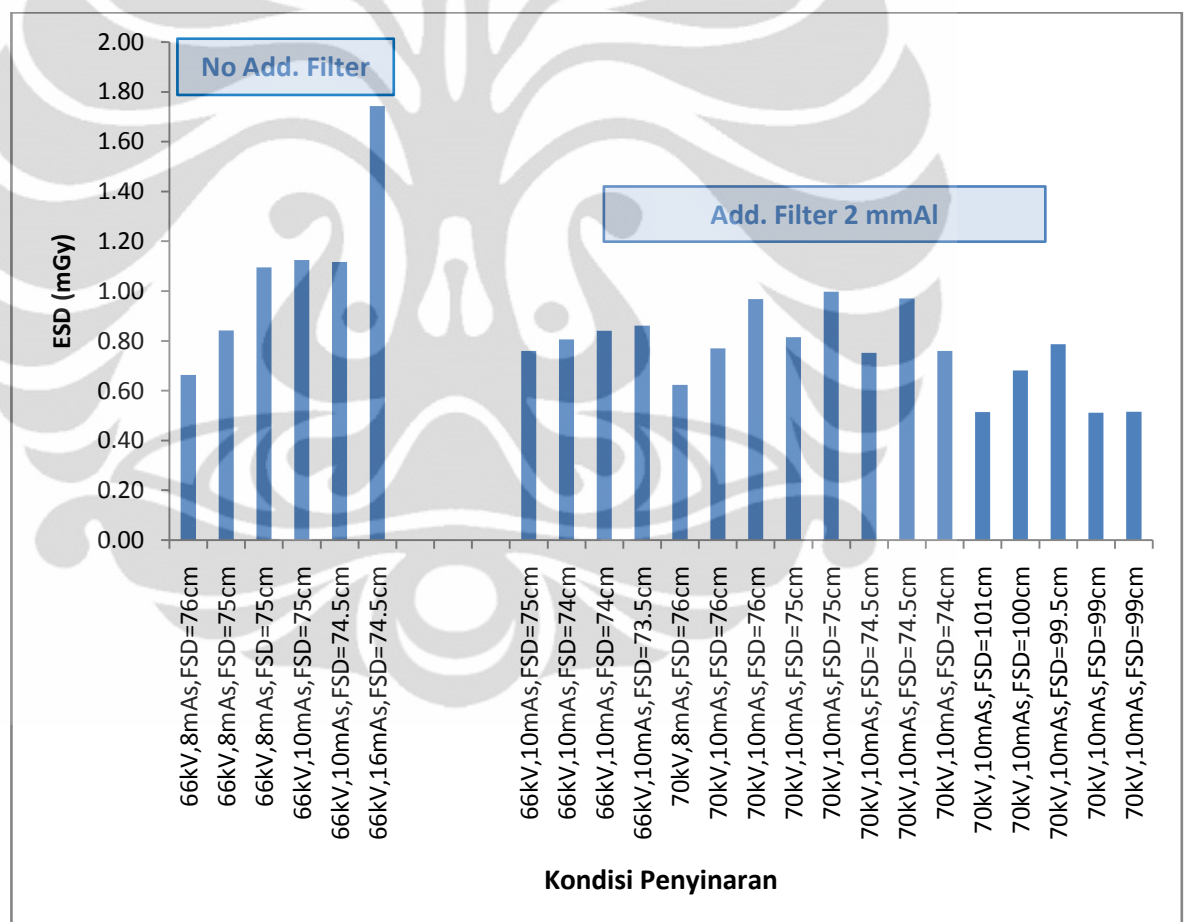
Tabel 4.8. Data dosis pasien berdasarkan kondisi eksposi

No.	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	FSD (cm)	Add. Filter (mmAl)	ESD (mGy)	No.	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	FSD (cm)	Add. Filter (mmAl)	ESD (mGy)
1	66	8	76	0	0.66	13	70	10	76	2	0.97
2	66	8	75	0	0.84	14	70	10	75	2	0.81
3	66	8	75	0	1.09	15	70	10	75	2	1.00
4	66	10	75	0	1.12	16	70	10	75	2	0.75
5	66	10	74.5	0	1.12	17	70	10	75	2	0.97
6	66	16	74.5	0	1.74	18	70	10	74	2	0.76
7	66	10	75	2	0.76	19	70	10	101	2	0.51
8	66	10	74	2	0.81	20	70	10	100	2	0.68
9	66	10	74	2	0.84	21	70	10	100	2	0.79
10	66	10	73.5	2	0.86	22	70	10	99	2	0.51
11	70	8	76	2	0.62	23	70	10	99	2	0.52
12	70	10	76	2	0.77						

Dari Tabel 4.8. serta Gambar 4.7 diketahui bahwa nilai ESD pada pemeriksaan radiografi kepala lateral tanpa menggunakan filter tambahan, berkisar antara 0,66 mGy – 1,74 mGy. Sedangkan pada kondisi penyinaran menggunakan filter tambahan sebesar 2 mmAl berada pada kisaran 0,51 mGy – 1,0 mGy. Dengan rata-rata ESD sebesar 1,1 mGy untuk faktor eksposi tanpa menggunakan filter tambahan, serta 0,76 mGy untuk faktor eksposi dengan

menggunakan filter tambahan 2 mmAl. Perbedaan ESD pada kondisi dengan menggunakan filter tambahan 2 mmAl dengan yang tidak menggunakan filter tambahan berkisar antara 0,15 mGy – 0,75 mGy, atau sebesar 29,82 % - 74,77%.

Berdasarkan data-data tersebut, maka efektifitas penggunaan filter dalam mengurangi dosis yang sampai pada permukaan kulit pasien (ESD), sangat baik. Karena meskipun menggunakan filter 2 mmAl, kualitas citra yang dihasilkan masih baik untuk digunakan sebagai bahan penegakan diagnosa oleh Radiolog. Sehingga tujuan dari pemeriksaan masih bisa tercapai.



Gambar 4.10. ESD pada pasien pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dalam penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa :

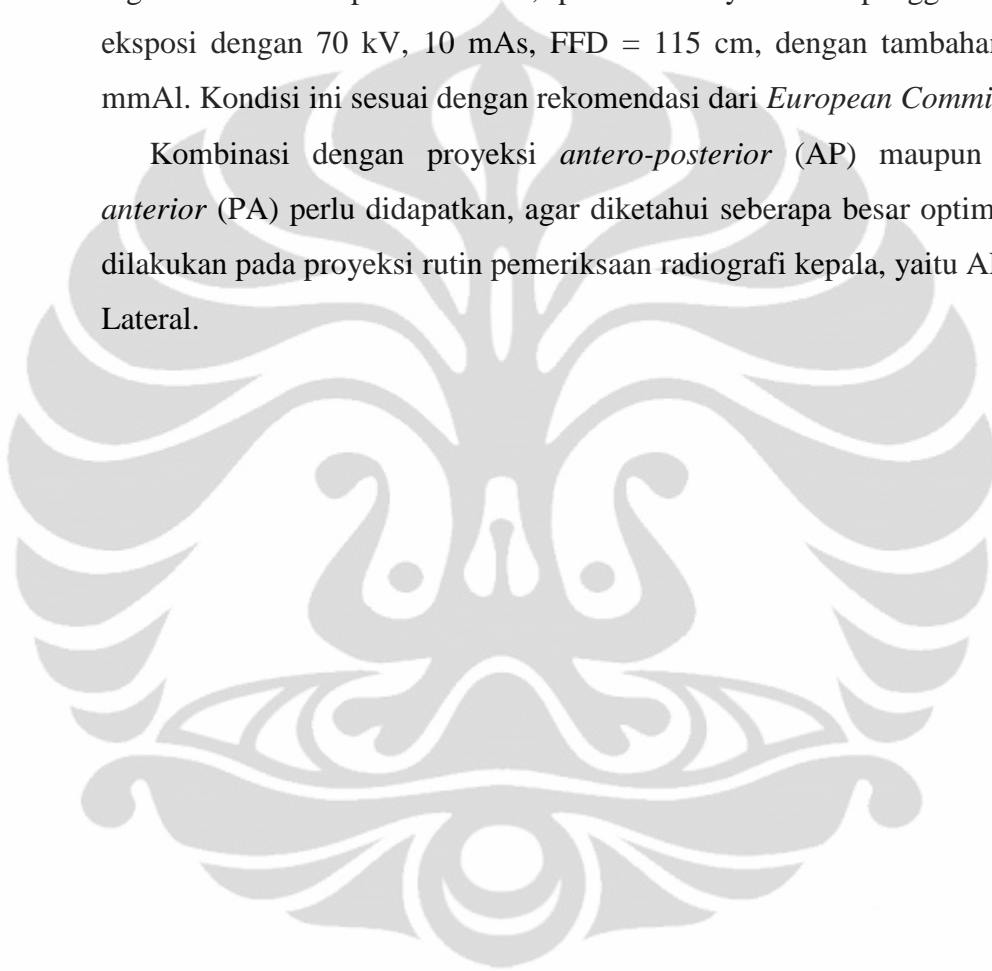
1. Pesawat yang digunakan untuk penelitian, masih dalam kondisi yang laik untuk digunakan pemeriksaan pada pasien. Hal ini dapat diketahui dari hasil pengukuran yang dibandingkan dengan standar yang dikeluarkan oleh Australia Barat.
2. Citra yang dihasilkan dari ketiga kondisi pemeriksaan memenuhi kriteria evaluasi yang di rekomendasikan oleh *European Commission*, sehingga Optimasi dapat dilakukan melalui ketiga faktor eksposi. Pada Evaluasi citra yang dilakukan oleh radiolog melalui kuisisioner, didapatkan kondisi citra yang paling disukai untuk di evaluasi adalah citra dengan FE 1. Tetapi berdasarkan evaluasi fantom leeds citra yang memiliki kualitas paling baik citra yang dihasilkan oleh kondisi FE 3. Karena dengan kondisi penyinaran tersebut, dapat mengobservasi nilai kontras sebesar 0.0135.
3. Pada pengukuran batasan resolusi, FE 3, mampu menunjukkan nilai frekuensi spasial 3,55 cycles/mm. Sedangkan pada FE 1 & FE 2 menunjukkan nilai 2,80 cycles/mm dan 3,15 cycles/mm.
4. Pada pengukuran menggunakan stepwedge, diketahui kondisi yang memiliki nilai kontras paling baik adalah FE 3, karena kondisi ini memiliki rentang densitas yang lebih besar dibandingkan nilai pada FE lainnya, yaitu sebesar 2.21. Sedangkan untuk FE 1 & FE 2 memiliki nilai 2.06 dan 2.11.

5. Nilai Entrance Surface Dose (ESD) dengan menggunakan fantom diagnostik kepala pada pemeriksaan radiografi kepala lateral terbesar diperoleh dari FE : 66 kV, 8 mAs , 90 cm FFD , tanpa filter tambahan, yaitu sebesar 0.80 mGy. Serta Nilai ESD terkecil diperoleh dari FE : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, dengan tambahan filter 2 mmAl yang merupakan kondisi pemeriksaan minimal yang dianjurkan oleh European Commission, sebesar 0.34 mGy. Sehingga sangat dianjurkan untuk menggunakan FE : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, dengan tambahan filter 2 mmAl, untuk pemeriksaan sejenis.
6. Dari data pengukuran ESD pada pasien, penggunaan filter tambahan dengan ketebalan 2 mmAl, memberikan penurunan ESD sebesar 0,15 mGy – 0,75 mGy atau berkisar antara 29,82 % - 74,77 %. Tetapi, keseluruhan ESD yang diberikan oleh kondisi pemeriksaan yang dijadikan pilihan untuk penelitian, masih berada dibawah batas ESD yang diberikan oleh *European Commission*, melalui *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (EC16260)*, tahun 1996. Untuk pemeriksaan radiografi kepala proyeksi lateral, sebesar 3 mGy.

5.2 Saran

Sudah saatnya melakukan pemilihan faktor eksposi dengan melakukan pertimbangan terhadap dosis yang akan di terima pasien. Oleh karena itu, diperlukan variasi faktor eksposi yang tentunya berbeda untuk tiap kebutuhan pencitraan khususnya diagnostik. Dari ketiga pilihan faktor eksposi yang digunakan dalam penelitian ini, penulis menyarankan penggunaan faktor eksposi dengan 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, dengan tambahan filter 2 mmAl. Kondisi ini sesuai dengan rekomendasi dari *European Commission*.

Kombinasi dengan proyeksi *antero-posterior* (AP) maupun *postero-anterior* (PA) perlu didapatkan, agar diketahui seberapa besar optimasi dapat dilakukan pada proyeksi rutin pemeriksaan radiografi kepala, yaitu AP/PA dan Lateral.



DAFTAR PUSTAKA

1. Attix, Frank Herbert. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radation Dosimetry*. Wiley-VCH Verlag GmbH.
2. Bushberg, Jerrold.T, et al. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2nd ed.). Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.
3. Bushong, Stewart Carlyle. (2008). *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection* (9th ed). Mosby Elsevier.
4. Cember, Herman., & Johnson, Thomas, E. (2009). *Introduction to Health Physics* (4th ed.). McGraw-Hil.
5. Dowsett, David J. (2009). *Radiologic Science Dictionary*. Hodder Arnold.
6. Educational Report Series (May 1, 2003). *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. May 2003. International Atomic Energy Agency (IAEA). Vienna, Austria.
7. European Commission. (1996). *Eur 16260: European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities.
8. European Commission. (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*.(EC 16260).
9. European Commission. (2000). *Radiation Protection 116: Guidelines on Education and Training in Radiation Protection for Medical Exposures*.
10. Fosbinder, Robert A., & Kelsey, Charles A. (2002). *Essentials of Radiologic Science*. McGraw-Hill.
11. International Atomic Energy Agency (IAEA). (1995). IAEA-TECDOC-796 : *Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methodes for Dose Reduction*. Vienna : IAEA.
12. Oldnall, N.J. (August 8, 1996). *Radiography of The Skull*. Tameside General Hospital.
13. <http://www.sprawls.org/ppmi2/INTERACT/>, pada tanggal 12-04-2011, Pkl. 10.25 WIB.
14. Wolbarst, Anthony Brinton. (2005). *Physics of Radiology* (2nd ed). Wisconsin: Medical Physics Publishing.

Universitas Indonesia

Lampiran 1
Format kuisisioner untuk Radiolog

KUISISIONER PENILAIAN RADIOGRAF

Ada tiga radiograf kepala dengan objek phantom, di ekspose dengan parameter yang berbeda. Mohon kiranya, Dokter berkenan memberikan penilaian sesuai dengan data pertanyaan dibawah :

1. Berikan ceklist pada kolom A, B atau C apabila parameter pada kolom kiri terpenuhi pada foto tersebut.

Parameter Penilaian	Foto		
	A	B	C
Visually sharp reproduction of the outer and inner lamina of the cranial vault, the floor of the sella, and the apex of the petrous temporal bone			
Superimposition respectively of the contours of the frontal cranial fossa, the lesser wing of the sphenoid bone, the clinoid processes and the external auditory canals			
Visually sharp reproduction of the vascular channels, the vertex of the skull and the trabecular structure of the cranium			
Superimposition of the mandibular angles and ascending rami			

2. Pilih dari ketiga foto yang di observasi, foto manakah yang paling baik untuk di observasi, berikan alasannya (dinilai dari kontras dan detail yang dimiliki).
.....

3. Berikan alasan kenapa dua foto lainnya tidak dipilih

Foto : Alasannya :

Foto : Alasannya :

4. Dari ketiga foto tersebut, foto manakah yang paling informatif, untuk penegakan diagnosa ? Apakah teknik foto tersebut yang harus diterapkan, untuk kegiatan radografi ?
.....

.....,2011

Dokter Spesialis Radiologi

Universitas Indonesia

Lampiran 2

Data entrance surface dose (ESD) dengan TLD

Kondisi Penyinaran	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	FFD (cm)	Add. Filter (mmAl)
Faktor Eksposi 1	: 66	8	90	0
Faktor Eksposi 2	: 66	10	90	0
Faktor Eksposi 3	: 66	16	90	0
Faktor Eksposi 4	: 66	10	90	2
Faktor Eksposi 5	: 70	8	90	2
Faktor Eksposi 6	: 70	10	90	2
Faktor Eksposi 7	: 70	10	115	2

Fantom Diagnostik

FE	No.	Hasil Bacaan		a - b (nc)	rerata (nc)	rerata - b.g (nc)	FKe	FK TLD (nc/mGy)	ESD (mGy)
		Pertama (a) (nc)	Kedua (b) (nc)						
1	3	3.01	0.16	2.85	2.81	2.75	0.70	0.42	0.80
		3.12	0.17	2.95					
		2.81	0.17	2.64					
6	2	2.23	0.19	2.05	1.91	1.85	0.70	0.42	0.54
		2.04	0.19	1.86					
		2.01	0.18	1.83					
7	1	1.26	0.16	1.09	1.20	1.13	0.72	0.42	0.34
		1.50	0.17	1.33					
		1.36	0.17	1.19					
b.g	9	0.25	0.17	0.07	0.07				
		0.24	0.17	0.07					
		0.25	0.19	0.06					

Pasien Umum

FE	No.	Hasil Bacaan		a - b (nc)	rerata (nc)	rerata - b.g (nc)	FKe	FK TLD (nc/mGy)	ESD (mGy)
		Pertama (a) (nc)	Kedua (b) (nc)						
2	12	3.01	0.11	2.89	2.93	2.65	0.70	0.61	1.12
		2.97	0.10	2.86					
		3.14	0.12	3.02					
3	13	4.50	0.13	4.37	4.38	4.10	0.70	0.61	1.74
		4.38	0.12	4.27					
		4.62	0.12	4.51					
2	14	3.02	0.12	2.89	2.91	2.63	0.70	0.61	1.12
		3.31	0.12	3.19					
		2.77	0.12	2.65					
1	15	2.41	0.13	2.28	2.26	1.98	0.70	0.61	0.84
		2.33	0.12	2.22					
		2.40	0.12	2.28					

(lanjutan)

6	16	2.24	0.12	2.13	2.14	1.86	0.72	0.61	0.81
		2.29	0.13	2.16					
		2.28	0.13	2.15					
6	17	2.10	0.12	1.98	2.04	1.76	0.72	0.61	0.77
		2.30	0.13	2.17					
		2.11	0.13	1.98					
1	18	1.99	0.16	1.83	1.84	1.56	0.70	0.61	0.66
		1.96	0.16	1.81					
		2.01	0.12	1.89					
6	19	2.12	0.14	1.99	2.00	1.72	0.72	0.61	0.75
		2.09	0.13	1.96					
		2.19	0.14	2.06					
6	20	2.13	0.13	2.00	2.02	1.74	0.72	0.61	0.76
		2.20	0.12	2.08					
		2.11	0.13	1.98					
5	21	1.76	0.14	1.62	1.71	1.42	0.72	0.61	0.62
		1.72	0.12	1.60					
		2.02	0.13	1.89					
B.g	22	0.38	0.12	0.26	0.28				
		0.45	0.13	0.32					
		0.38	0.12	0.26					

7	110	1.78	0.18	1.60	1.68	1.59	0.72	0.69	0.79
		1.90	0.18	1.72					
		1.88	0.17	1.71					
7	111	1.65	0.17	1.48	1.46	1.37	0.72	0.69	0.68
		1.73	0.19	1.54					
		1.52	0.16	1.36					
7	112	1.30	0.15	1.15	1.13	1.03	0.72	0.69	0.51
		1.29	0.15	1.14					
		1.24	0.15	1.09					
6	113	2.20	0.14	2.06	2.10	2.01	0.72	0.69	1.00
		2.23	0.14	2.09					
		2.28	0.13	2.15					
6	114	2.15	0.12	2.03	2.04	1.95	0.72	0.69	0.97
		2.21	0.12	2.09					
		2.11	0.11	2.00					
6	115	2.24	0.19	2.05	2.05	1.95	0.72	0.69	0.97
		2.36	0.18	2.18					
		2.03	0.12	1.91					

(lanjutan)

4	116	1.82	0.13	1.69	1.67	1.57	0.70	0.69	0.76
		1.70	0.13	1.57					
		1.86	0.13	1.73					
1	117	2.37	0.13	2.23	2.36	2.27	0.70	0.69	1.09
		2.50	0.14	2.36					
		2.63	0.15	2.49					
4	118	2.03	0.14	1.89	1.83	1.74	0.70	0.69	0.84
		1.91	0.13	1.77					
		1.97	0.14	1.84					
4	119	2.00	0.16	1.83	1.88	1.78	0.70	0.69	0.86
		1.97	0.14	1.83					
		2.13	0.17	1.96					
4	120	1.90	0.13	1.77	1.76	1.67	0.70	0.69	0.81
		1.93	0.15	1.78					
		1.87	0.13	1.74					
7	121	1.25	0.14	1.11	1.13	1.04	0.72	0.69	0.52
		1.28	0.16	1.13					
		1.31	0.16	1.15					
7	122	1.24	0.15	1.09	1.12	1.03	0.72	0.69	0.51
		1.25	0.15	1.10					
		1.33	0.16	1.17					
b.g	123	0.21	0.12	0.10	0.09			0.69	
		0.22	0.13	0.09					
		0.28	0.13	0.15					

Deviasi ESD dengan dan tanpa filter tambahan

No.	Faktor Eksposi					Entrance Surface Dose (ESD)									
	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	FFD (cm)	FSD (cm)	Add. Filter (mmAl)	ESD (mGy)	ESD Minimum			ESD Maksimum			rerata		
							min	dev	%	max	dev	%	mean	dev	%
1	66	8	90	76	0	0.66	0.66			1.74			1.10		
2				75		0.84									
3				75		1.09									
4	75	1.12													
5	74.5	1.12													
6	74.5	1.74													
7	66	10		75	2	0.76	0.51			1.00			0.76		
8				74		0.81									
9				74		0.84									
10				73.5		0.86									
11				76		0.62									
12				76		0.77									
13				76		0.97									
14				75		0.81									
15				75		1.00									
16				74.5		0.75									
17	74.5	0.97													
18	74	0.76													
19	70	10		115	101	0.51	0.15	29.82			0.75	74.77	0.34	44.26	
20					100	0.68									
21					99.5	0.79									
22					99	0.51									
23					99	0.52									

Universitas Indonesia

Lampiran 3 Data compliance pesawat sinar-X

Tabel Uji Akurasi Tegangan Tabung (kV)

No	Panel			Terukur				Evaluasi		
	Tegangan Tabung (kV)	Waktu Eksposi (ms)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Tabung (kVp)	Waktu Eksposi (s)	Dosis (mGy)	Kualitas Radiasi HVL (mmAl)	beda kV Tegangan (kV)	Deviasi %	status
1	40	24.70	5	40.42	0.03	0.06	1.48	0.42	1.00%	OK
2	40	24.70	5	39.56	0.03	0.06	1.48	0.44	1.10%	OK
3	50	18.90	5	48.15	0.02	0.10	1.79	1.85	3.70%	OK
4	50	17.80	5	50.42	0.02	0.11	1.89	0.42	0.80%	OK
5	50	17.80	5	50.04	0.02	0.11	1.89	0.04	0.10%	OK
6	60	17.60	5	60.12	0.02	0.17	2.32	0.12	0.20%	OK
7	60	17.60	5	60.64	0.02	0.17	2.32	0.64	1.10%	OK
8	70	20.50	5	71.19	0.02	0.23	2.72	1.19	1.70%	OK
9	70	20.50	5	70.77	0.02	0.23	2.74	0.77	1.10%	OK
10	81	23.80	5	82.70	0.02	0.31	3.16	1.70	2.10%	OK
11	81	23.80	5	82.03	0.02	0.31	3.15	1.03	1.30%	OK
12	90	26.40	5	91.89	0.02	0.38	3.49	1.89	2.10%	OK
13	90	26.40	5	92.10	0.03	0.38	3.50	2.10	2.30%	OK
14	102	30.00	5	103.49	0.03	0.49	3.91	1.49	1.50%	OK
15	102	30.00	5	103.65	0.03	0.49	3.91	1.65	1.60%	OK
16	117	34.40	5	119.20	0.03	0.63	4.38	2.20	1.90%	OK
17	117	34.40	5	119.75	0.03	0.63	4.37	2.75	2.30%	OK
18	125	36.70	5	125.84	0.04	0.64	4.61	0.84	0.70%	OK
19	125	36.70	5	127.77	0.04	0.71	4.62	2.77	2.20%	OK
20	125	36.70	5	127.19	0.04	0.71	4.62	2.19	1.80%	OK

Tabel Uji Akurasi Waktu

No	Panel				Terukur				
	Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mA)	Waktu Eksposi (ms)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Tabung (kVp)	Waktu Eksposi (ms)	Dosis (mGy)	Kualitas Radiasi HVL (mmAl)	Keluaran / Output (mGy/mAs)
1	70	50	20	1.00	70.66	20.22	0.05	2.66	2.29E-03
2	70	50	20	1.00	70.47	20.11	0.05	2.67	2.28E-03
3	70	50	50	2.50	70.13	49.56	0.12	2.73	2.29E-03
4	70	50	50	2.50	71.49	49.44	0.12	2.71	2.30E-03
5	70	50	80	4.00	69.86	81.44	0.18	2.74	2.29E-03
6	70	50	80	4.00	70.69	81.11	0.18	2.74	2.30E-03
7	70	50	100	5.00	70.90	102.00	0.23	2.75	2.30E-03
8	70	50	320	16.00	70.79	321.78	0.74	2.76	2.30E-03
9	70	50	500	25.00	70.62	502.11	1.15	2.76	2.30E-03

Universitas Indonesia

(Lanjutan)

Tabel Uji Reproduksi

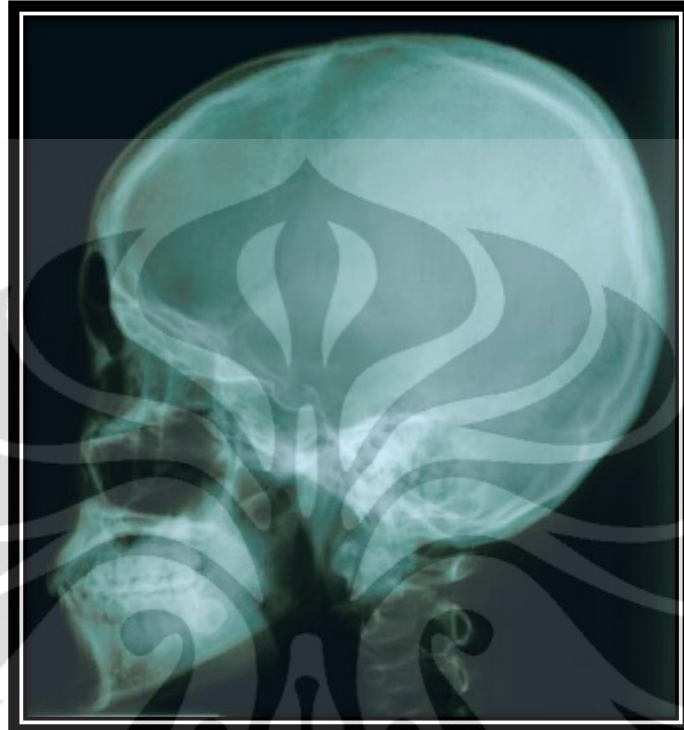
Pengulangan	Nilai Terukur		
	Tegangan Tabung (kVp)	Waktu Eksposi (s)	Keluaran Dosis (mGy)
1	70.75	0.04	0.47
2	70.72	0.04	0.47
3	70.98	0.04	0.47
4	70.77	0.04	0.46
5	70.72	0.04	0.46
Rata - rata	70.79	0.04	0.47
Deviasi	1.10E-01	3.57E-04	2.64E-04
Koefisien variasi	1.55E-03	9.10E-03	5.68E-04
%	0.15	0.91	0.06

Tabel Uji Linieritas Output

No	panel				ukur				Evaluasi Keluaran / Output (mGy/mAs)
	Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mA)	Waktu Eksposi (ms)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Tabung (kVp)	Waktu Eksposi (s)	Dosis (mGy)	Kualitas Berkas HVL (mmAl)	
1	70	50	40	2	70.67	0.04	0.09	2.71	0.05
2	70	50	40	2	69.67	0.04	0.09	2.71	0.05
3	70	100	40	4	69.69	0.04	0.18	2.74	0.05
4	70	100	40	4	70.76	0.04	0.18	2.74	0.05
5	70	200	40	8	70.54	0.04	0.37	2.75	0.05
6	70	200	40	8	71.05	0.04	0.37	2.74	0.05

Lampiran 4
Foto radiografi pasien

Nn. L/20Th/70/8/90/2

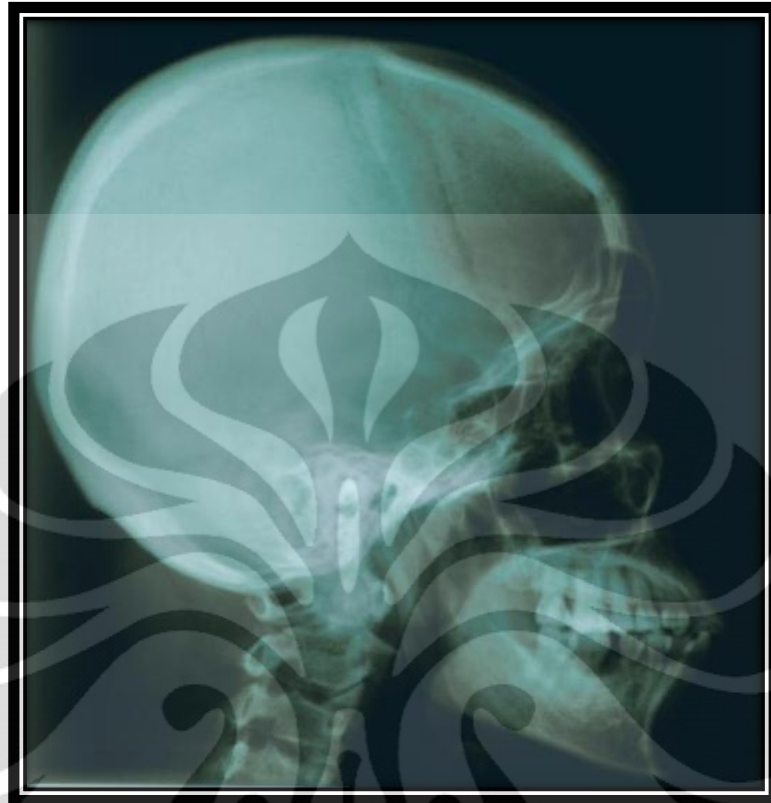


Ny. Rsn/53Th/70/10/90/2



(Lanjutan)

Ny. U/44Th/70/10/90/2



Tn A.I/27Th/66/8/90/0



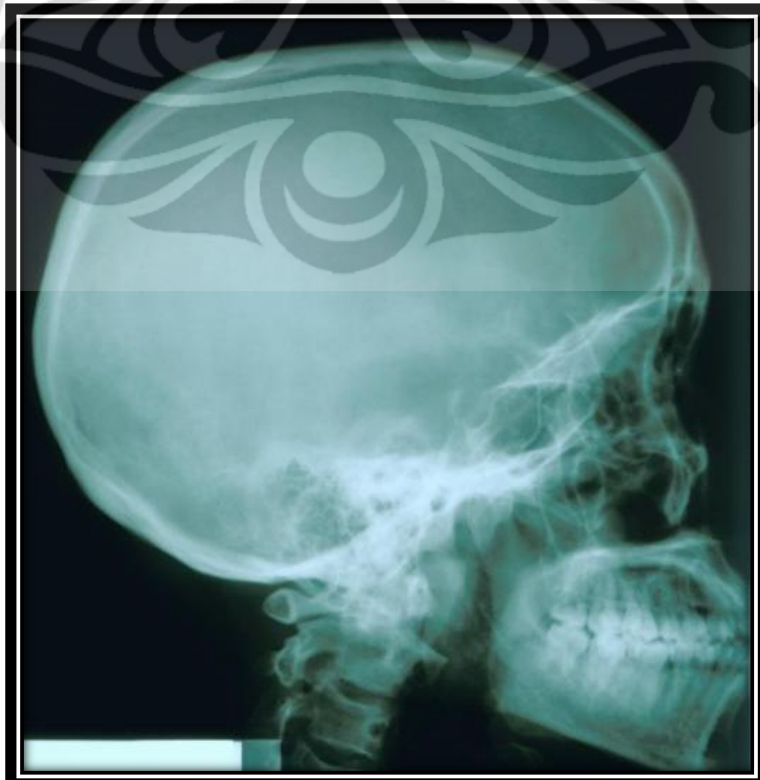
Universitas Indonesia

(Lanjutan)

Tn Dk/22Th/70/10/90/2



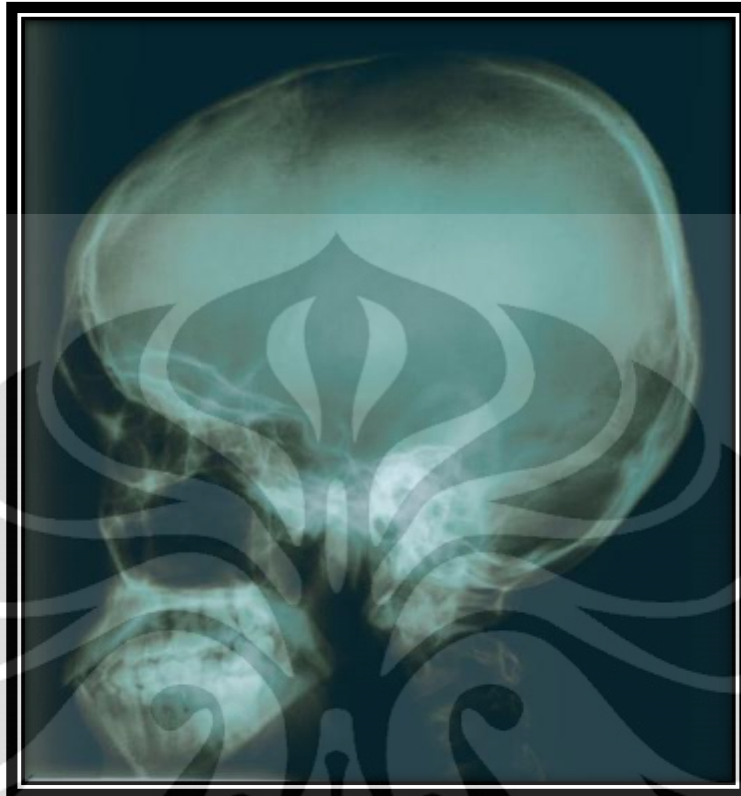
Tn. Hr/27Th/66/8/90/0



Universitas Indonesia

(Lanjutan)

Tn. Nrh/23Th/70/10/90/2



Tn. Shn/22Th/66/10/90/0



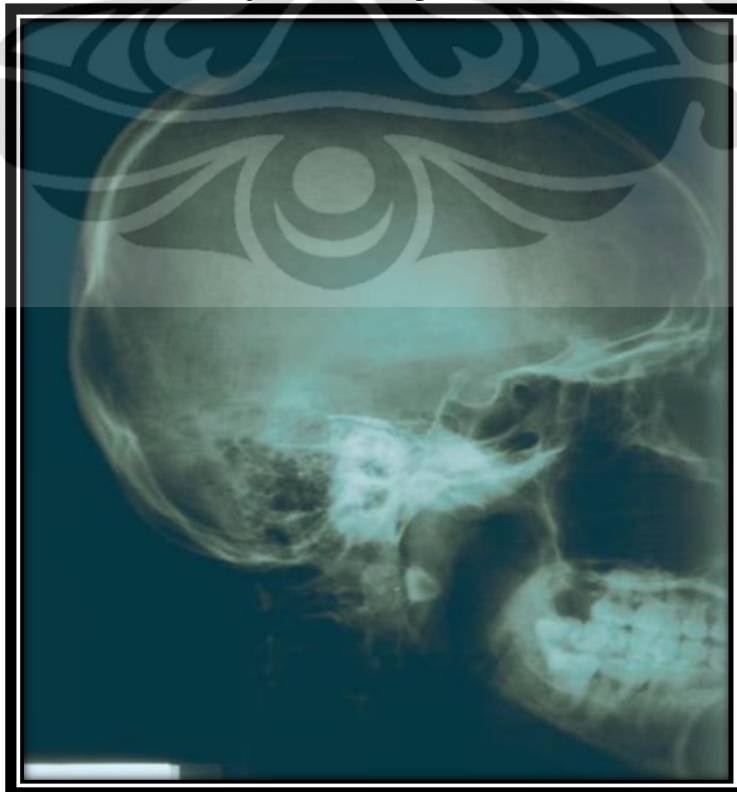
Universitas Indonesia

(Lanjutan)

Tn. Spr/37Th/66/10/90/0



Tn. Shn (Reject), Overexposed.(66/16/90/0)



Universitas Indonesia

Lampiran 5

Data Pasien untuk Dosimetri

No.	No. TLD	Usia (Th)	Sex L/P	BB (Kg)	TB (cm)	Tebal (cm)	Faktor Eksposi					ESD (mGy)	Foto A/R
							Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	FFD (cm)	FSD (cm)	Add. Filter (mmAl)		
1	18	27	L	47	169	14	66	8	90	76	0	0.66	A
2	15	27	L	47	160	15	66	8	90	75	0	0.84	A
3	117	22	L	60	170	15	66	8	90	75	0	1.09	A
4	14	37	L	57	165	15	66	10	90	75	0	1.12	A
5	12	22	L	60	170	15.5	66	10	90	74.5	0	1.12	A
6	13	22	L	60	170	15.5	66	16	90	74.5	0	1.74	R
7	116	27	L	47	165	15	66	10	90	75	2	0.76	A
8	120	24	L	45	165	16	66	10	90	74	2	0.81	A
9	118	45	L	72	170	16	66	10	90	74	2	0.84	A
10	119	26	L	62	173	16.5	66	10	90	73.5	2	0.86	A
11	21	20	P	45	155	14	70	8	90	76	2	0.62	A
12	17	53	P	65	157	14	70	10	90	76	2	0.77	A
13	114	36	L	46	155	14	70	10	90	76	2	0.97	A
14	16	23	L	43	157	15	70	10	90	75	2	0.81	A
15	113	26	L	65	174	15	70	10	90	75	2	1.00	A
16	19	44	P	70	115	15.5	70	10	90	74.5	2	0.75	A
17	115	36	L	80	165	15.5	70	10	90	74.5	2	0.97	A
18	20	22	L	50	160	16	70	10	90	74	2	0.76	A
19	122	37	L	70	173	16	70	10	115	99	2	0.51	A
20	121	37	L	72	170	16	70	10	115	99	2	0.52	A
21	112	25	P	50	157	14	70	10	115	101	2	0.51	A
22	111	37	L	57	165	15	70	10	115	100	2	0.68	A
23	110	27	L	47	160	15.5	70	10	115	99.5	2	0.79	A

Lampiran 6 Sensitometri menggunakan stepwedge

Sensitometri dengan Stepwedge + Attenuator 1,5 mmCu

FE 1 : 66 kV, 8 mAs, FFD = 90cm, No Add filter

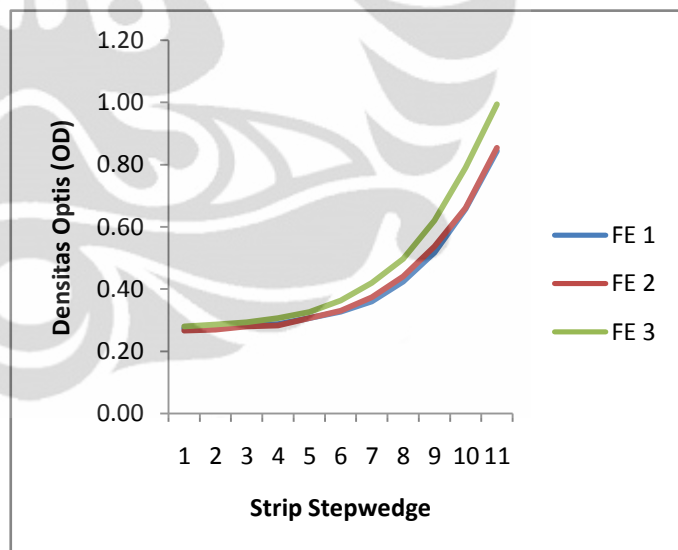
Step	Densitas			rerata	b.g
	1	2	3		
1	0.28	0.27	0.27	0.27	0.28
2	0.28	0.27	0.27	0.27	0.27
3	0.29	0.28	0.28	0.28	0.27
4	0.28	0.29	0.29	0.29	
5	0.31	0.30	0.31	0.31	0.27
6	0.33	0.32	0.33	0.33	
7	0.36	0.36	0.36	0.36	
8	0.42	0.42	0.43	0.42	
9	0.51	0.52	0.52	0.52	
10	0.66	0.66	0.65	0.66	
11	0.84	0.85	0.84	0.84	
rentang densitas					0.57

FE 3 : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			rerata	b.g
	1	2	3		
1	0.28	0.28	0.28	0.28	0.28
2	0.29	0.29	0.28	0.29	0.28
3	0.30	0.29	0.29	0.29	0.28
4	0.31	0.30	0.31	0.31	
5	0.33	0.32	0.33	0.33	0.28
6	0.37	0.36	0.36	0.36	
7	0.42	0.42	0.42	0.42	
8	0.50	0.49	0.50	0.50	
9	0.62	0.62	0.62	0.62	
10	0.79	0.79	0.79	0.79	
11	0.99	1.00	0.99	0.99	
rentang densitas					0.71

FE 2 : 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			rerata	b.g
	1	2	3		
1	0.26	0.27	0.27	0.27	0.27
2	0.28	0.27	0.26	0.27	0.26
3	0.28	0.27	0.29	0.28	0.27
4	0.29	0.28	0.28	0.28	
5	0.31	0.31	0.30	0.31	0.27
6	0.33	0.33	0.33	0.33	
7	0.38	0.37	0.37	0.37	
8	0.44	0.45	0.43	0.44	
9	0.53	0.54	0.54	0.54	
10	0.65	0.66	0.67	0.66	
11	0.85	0.85	0.86	0.85	
rentang densitas					0.59



(Lanjutan)

Sensitometri dengan Stepwedge tanpa Attenuator**FE 1 : 66 kV, 8 mAs, FFD = 90cm, No Add filter**

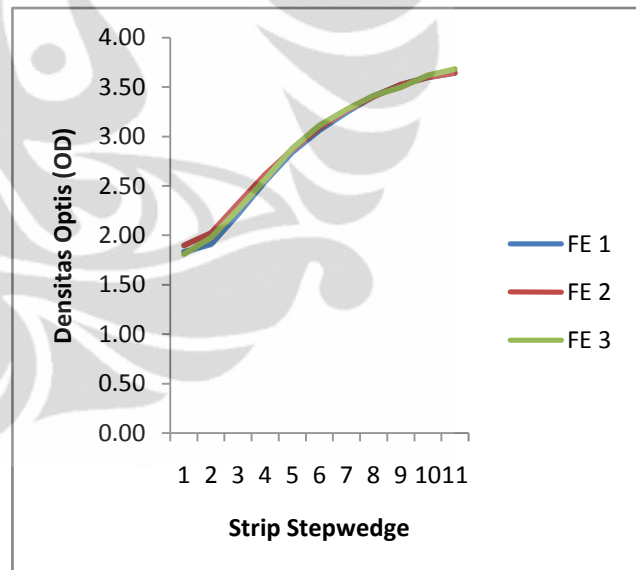
Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	1.84	1.83	1.83	1.83
2	1.91	1.91	1.91	1.91
3	2.21	2.21	2.23	2.22
4	2.54	2.55	2.56	2.55
5	2.84	2.85	2.83	2.84
6	3.06	3.06	3.07	3.06
7	3.24	3.25	3.25	3.25
8	3.41	3.41	3.40	3.41
9	3.52	3.52	3.53	3.52
10	3.59	3.60	3.60	3.60
11	3.65	3.64	3.64	3.64
rentang densitas				1.81

FE 3 : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	1.81	1.80	1.82	1.81
2	1.98	1.97	1.98	1.98
3	2.27	2.26	2.26	2.26
4	2.56	2.57	2.57	2.57
5	2.88	2.87	2.88	2.88
6	3.12	3.10	3.11	3.11
7	3.28	3.27	3.27	3.27
8	3.40	3.42	3.41	3.41
9	3.50	3.50	3.49	3.50
10	3.62	3.61	3.62	3.62
11	3.67	3.69	3.68	3.68
rentang densitas				1.87

FE 2 : 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	1.90	1.90	1.89	1.90
2	2.02	2.03	2.02	2.02
3	2.32	2.32	2.32	2.32
4	2.62	2.62	2.61	2.62
5	2.87	2.87	2.86	2.87
6	3.09	3.08	3.10	3.09
7	3.27	3.26	3.26	3.26
8	3.41	3.40	3.40	3.40
9	3.52	3.53	3.52	3.52
10	3.60	3.60	3.59	3.60
11	3.65	3.64	3.64	3.64
rentang densitas				1.75



(Lanjutan)

Sensitometri dengan stepwedge + Attenuator 0,5 mmCu**FE 1 : 66 kV, 8 mAs, FFD = 90cm, No Add filter**

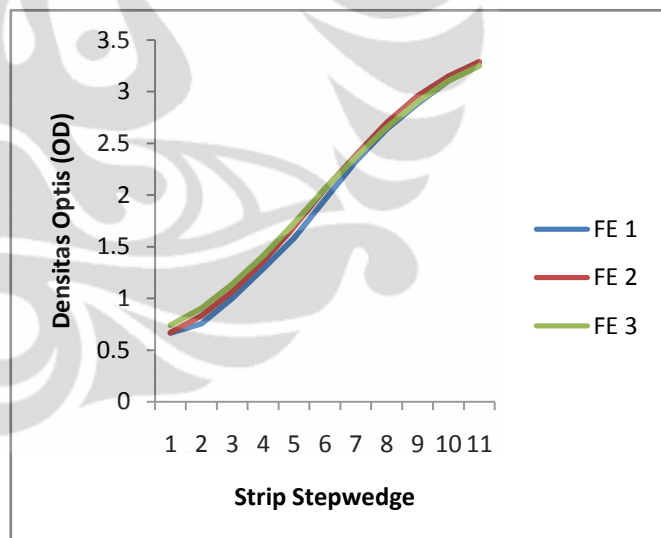
Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.68	0.65	0.66	0.663
2	0.79	0.7	0.77	0.753
3	1	0.99	1	0.997
4	1.29	1.29	1.28	1.287
5	1.59	1.57	1.58	1.58
6	1.95	1.96	1.96	1.957
7	2.31	2.33	2.33	2.323
8	2.62	2.64	2.64	2.633
9	2.88	2.89	2.88	2.883
10	3.1	3.1	3.12	3.107
11	3.26	3.27	3.27	3.267
rentang densitas				2.603

FE 3 : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.74	0.74	0.74	0.74
2	0.89	0.9	0.92	0.903
3	1.13	1.14	1.14	1.137
4	1.42	1.4	1.41	1.41
5	1.73	1.72	1.73	1.727
6	2.05	2.06	2.07	2.06
7	2.37	2.36	2.36	2.363
8	2.65	2.66	2.64	2.65
9	2.9	2.9	2.9	2.9
10	3.11	3.11	3.09	3.103
11	3.25	3.25	3.24	3.247
rentang densitas				2.507

FE 2 : 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.68	0.66	0.66	0.667
2	0.83	0.82	0.84	0.83
3	1.05	1.07	1.07	1.063
4	1.34	1.37	1.36	1.357
5	1.67	1.69	1.71	1.69
6	2.05	2.07	2.05	2.057
7	2.37	2.39	2.39	2.383
8	2.69	2.7	2.7	2.697
9	2.95	2.96	2.96	2.957
10	3.14	3.15	3.15	3.147
11	3.28	3.29	3.29	3.287
rentang densitas				2.62



(Lanjutan)

Sensitometri dengan stepwedge + Attenuator 1 mmCu**FE 1 : 66 kV, 8 mAs, FFD = 90cm, No Add filter**

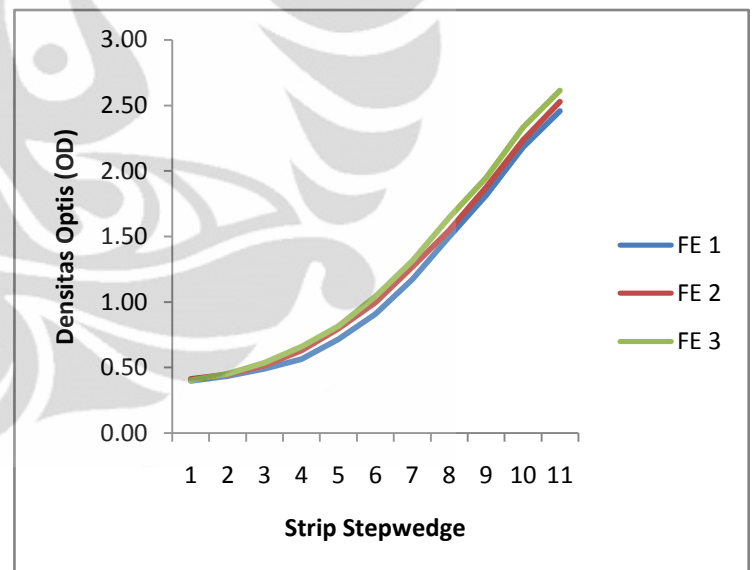
Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.39	0.40	0.41	0.40
2	0.44	0.43	0.44	0.44
3	0.50	0.49	0.49	0.49
4	0.56	0.57	0.57	0.57
5	0.71	0.72	0.72	0.72
6	0.91	0.90	0.92	0.91
7	1.17	1.16	1.19	1.17
8	1.50	1.49	1.50	1.50
9	1.81	1.81	1.82	1.81
10	2.17	2.18	2.19	2.18
11	2.46	2.45	2.46	2.46
rentang densitas				2.06

FE 3 : 70 kV, 10 mAs, FFD = 115 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.40	0.40	0.41	0.40
2	0.45	0.45	0.46	0.45
3	0.54	0.53	0.54	0.54
4	0.65	0.66	0.67	0.66
5	0.81	0.82	0.82	0.82
6	1.04	1.05	1.04	1.04
7	1.30	1.31	1.33	1.31
8	1.65	1.63	1.65	1.64
9	1.95	1.94	1.95	1.95
10	2.32	2.34	2.34	2.33
11	2.61	2.61	2.62	2.61
rentang densitas				2.21

FE 2 : 66 kV, 10 mAs, FFD = 90 cm, Add filter 2 mmAl

Step	Densitas			
	1	2	3	rerata
1	0.41	0.41	0.42	0.41
2	0.44	0.44	0.46	0.45
3	0.51	0.52	0.52	0.52
4	0.62	0.63	0.64	0.63
5	0.78	0.80	0.81	0.80
6	0.98	1.00	1.01	1.00
7	1.25	1.28	1.27	1.27
8	1.54	1.55	1.55	1.55
9	1.86	1.88	1.88	1.87
10	2.22	2.24	2.24	2.23
11	2.50	2.54	2.54	2.53
rentang densitas				2.11



Lampiran 7
Tabel manual fantom leeds TOR 18FG

Pengukuran Sensitifitas Kontras-Rendah

Nomor Kepingan/lingkaran	Nilai Kontras
1	0.16
2	0.145
3	0.123
4	0.108
5	0.086
6	0.076
7	0.666
8	0.055
9	0.045
10	0.039
11	0.033
12	0.027
13	0.023
14	0.018
15	0.016
16	0.0135
17	0.0115
18	0.009

Pengukuran Batasan Resolusi

Nomor Kelompok	Frekuensi Spasial cycles/mm
1	0.50
2	0.56
3	0.63
4	0.71
5	0.80
6	0.90
7	1.00
8	1.12
9	1.25
10	1.40
11	1.60
12	1.80
13	2.00
14	2.24
15	2.50
16	2.80
17	3.15
18	3.55
19	4.00
20	4.50
21	5.00

Lampiran 8

Hasil evaluasi fantom leeds dengan ImageJ

Citra dengan FE 1

Tabel Sensitifitas Kontras-Rendah

No	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Urut Rerata	Nilai Kontras
1	1804	0.02	13434	464.95	13379	12174	15136	4.69	3.64	0.10	0.02	8247	8996
2	1804	0.02	11152	432.67	11014	8626	12558	5.39	3.66	-0.38	0.92	9960	
3	1804	0.02	11932	422.79	11850	9921	13471	6.03	3.82	-0.15	0.66	11152	
4	1804	0.02	13254	491.98	13250	11544	14777	6.54	4.18	-0.06	0.16	11932	
5	1804	0.02	14834	502.48	14649	11364	16302	7.00	4.65	-0.24	1.22	12138	
6	1804	0.02	16320	459.03	16667	14114	17697	7.33	5.23	-0.38	0.60	13254	
7	1804	0.02	16978	493.36	16795	14130	18857	7.47	5.86	0.05	0.92	13434	
8	1804	0.02	16581	501.66	16433	14972	18531	7.47	6.51	0.08	0.09	14834	
9	1804	0.02	15947	416.33	15747	13747	17279	7.34	7.12	-0.09	0.27	14866	
10	1804	0.02	8247	447.25	8046	5913	9736	5.29	8.60	-0.41	1.18	15947	
11	1804	0.02	9960	482.66	10032	7104	12159	4.60	8.60	-0.04	0.86	16320	
12	1804	0.02	12138	455.19	12130	9711	13877	3.97	8.40	-0.14	0.88	16581	
13	1804	0.02	14866	445.29	14667	12839	16291	3.41	8.08	-0.12	0.19	16978	
14	1804	0.02	17243	427.34	17026	15400	18582	2.90	7.60	-0.07	-0.05	17243	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Tinggi

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6714	0.08	61251	518.78	61258	52932	62813	3.73	4.42	-1.75	21.51	3287
B.g	6714	0.08	57964	769.00	57756	53717	59998	3.29	4.35	-0.61	0.44	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Rendah

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6714	0.08	9822	584.10	9889	5881	14640	6.25	7.83	-0.05	1.91	817
B.g	6714	0.08	10639	497.05	10853	8325	12224	5.82	7.78	-0.10	-0.03	

Tabel Max Pixel Value (PV)

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt
Gelap	6714	0.08	11334	536.45	11330	8196	13149	4.33	6.58	-0.18	0.21
Terang	6714	0.08	59289	755.60	59276	48274	61434	4.66	7.04	-4.86	52.84

(Lanjutan)

Citra dengan FE 2

Tabel Sensitifitas Kontras-Rendah

No	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Urut Rerata	Nilai Kontras
1	1778	0.02	11433	428.59	11515	9917	12972	4.59	3.48	-0.15	0.26	6176	10199
2	1778	0.02	9141	458.32	9203	6305	11289	5.20	3.45	-0.17	0.93	7759	
3	1778	0.02	9849	495.67	9470	7264	11441	5.89	3.63	-0.45	0.97	9141	
4	1778	0.02	11392	483.25	11386	9705	13111	6.46	3.96	-0.02	0.14	9725	
5	1778	0.02	12891	465.71	12534	11241	14390	6.93	4.40	-0.09	-0.08	9849	
6	1778	0.02	14225	547.23	14125	12213	16045	7.27	4.97	-0.11	-0.07	11392	
7	1778	0.02	15230	512.49	15214	13467	16753	7.45	5.59	0.06	-0.08	11433	
8	1778	0.02	14801	505.30	14624	12039	16388	7.46	6.23	-0.24	0.60	12477	
9	1778	0.02	13689	516.02	13809	11962	15732	7.30	6.87	0.02	0.30	12891	
10	1778	0.02	6176	601.37	5777	729	9843	5.28	8.38	-1.40	14.03	13689	
11	1778	0.02	7759	509.34	7604	4864	9336	4.70	8.44	-0.37	1.13	14225	
12	1778	0.02	9725	460.86	9484	7847	11447	4.07	8.23	-0.17	0.21	14801	
13	1778	0.02	12477	460.88	12419	10959	13789	3.48	7.99	0.03	-0.24	14882	
14	1778	0.02	14882	487.67	14830	13129	16365	3.00	7.53	-0.03	-0.16	15230	
15	1778	0.02	16375	469.03	16098	14875	18194	2.67	6.95	0.02	0.06	16375	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Tinggi

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6768	0.08	61082	527.35	60878	51344	62803	3.65	4.28	-2.35	31.23	3838
B.g	6768	0.08	57244	905.65	57371	49019	59729	3.21	4.23	-0.72	1.84	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Rendah

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6768	0.08	7863	604.05	7660	4014	10228	6.30	7.60	-0.31	0.74	2205
B.g	6768	0.08	10068	593.74	9838	6919	12255	6.25	8.05	-0.11	0.11	

Tabel Max Pixel Value (PV)

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt
Gelap	6768	0.08	9334	561.79	8987	3596	11741	4.34	6.44	-0.20	1.61
Terang	6768	0.08	58682	634.74	58984	51860	60645	4.68	6.90	-1.04	5.30

(Lanjutan)

Citra dengan FE 3

Tabel Sensitifitas Kontras-Rendah

No	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Urut Rerata	Nilai Kontras
1	1776	0.02	11839	412.17	11558	10170	13284	4.56	3.77	-0.03	0.54	7550	5175
2	1776	0.02	10199	438.09	10431	8002	11551	5.17	3.76	-0.18	0.75	8663	
3	1776	0.02	8663	433.27	8402	6421	10234	5.86	3.87	-0.06	0.89	8716	
4	1776	0.02	8719	456.44	8481	6212	10154	6.37	4.29	-0.19	0.71	8719	
5	1776	0.02	9204	462.13	9215	7052	11987	6.91	4.71	0.02	0.96	8897	
6	1776	0.02	9500	466.18	9685	7032	10951	7.24	5.25	-0.35	0.70	9204	
7	1776	0.02	9783	493.39	9465	7084	11417	7.33	5.87	-0.30	0.67	9471	
8	1776	0.02	9471	468.97	9542	7874	10912	7.43	6.54	-0.21	-0.12	9500	
9	1776	0.02	8897	479.79	8646	5507	11374	7.25	7.17	-0.34	2.59	9708	
10	1776	0.02	7550	526.15	7210	1416	8964	5.24	8.56	-1.51	13.74	9783	
11	1776	0.02	8716	432.56	8776	6499	10227	4.56	8.65	-0.06	0.62	10199	
12	1776	0.02	9708	438.12	9769	8097	11140	3.98	8.43	-0.16	0.07	11000	
13	1776	0.02	11000	453.88	11518	9003	12403	3.43	8.17	-0.20	0.00	11723	
14	1776	0.02	11723	394.93	11566	10456	13054	3.01	7.72	0.08	0.18	11839	
15	1776	0.02	12530	439.43	12047	11149	14455	2.63	7.16	0.13	0.31	12530	
16	1776	0.02	12725	428.04	12547	10981	14075	2.45	6.58	-0.08	0.05	12725	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Tinggi

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6781	0.08	61048	564.32	61125	51819	62881	3.64	4.56	-3.57	47.91	5679
B.g	6781	0.08	55369	757.72	55361	49410	58892	3.21	4.50	-0.39	1.84	

Tabel Kontras pada Objek Densitas Rendah

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt	Nilai Kontras
Disc	6781	0.08	6056	423.12	6146	4251	7736	6.20	7.86	0.16	0.11	1899
B.g	6781	0.08	7955	455.25	7791	4076	9734	5.78	7.81	-0.72	3.08	

Tabel Max Pixel Value (PV)

ROI	Cacah	Luas (inch ^2)	Rerata	StdDev	Mode	Min	Max	XM	YM	Skew	Kurt
Gelap	6781	0.08	9932	460.78	9788	5129	11748	4.29	6.67	-0.31	2.16
Terang	6781	0.08	57888	667.05	58134	51267	59873	4.63	7.11	-0.82	4.06