

**ANALISIS KONTRAS PADA CITRA  
DENGAN METODE *AIR GAP* DAN KONVENSIONAL  
MENGUNAKAN DETEKTOR DIGITAL *IMAGING PLATE***

**SKRIPSI**

Disusun Sebagai Salah Satu Syarat  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains  
Dalam Bidang Fisika  
Universitas Sebelas Maret Surakarta



Oleh:

**IKA ASRIYANI**  
**M0299029**

**JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS SEBELAS MARET  
SURAKARTA  
2003**

## **PERNYATAAN**

### **ANALISIS KONTRAS PADA CITRA DENGAN METODE *AIR GAP* DAN KONVENSIONAL MENGUNAKAN DETEKTOR DIGITAL *IMAGING PLATE***

Oleh:

**Ika Asriyani**  
**M0299029**

“Dengan ini saya menyatakan bahwa isi intelektual skripsi ini adalah hasil kerja saya dan sepengetahuan saya serta tidak berisi materi yang telah ditulis oleh orang lain atau materi yang telah diajukan untuk mendapatkan gelar di Universitas Sebelas Maret Surakarta atau di perguruan tinggi lainnya, kecuali telah dituliskan di daftar pustaka. Semua bantuan dari berbagai pihak telah saya tuliskan di bagian ucapan terima kasih skripsi ini.

Surakarta, 4 November 2003

Penulis

Ika Asriyani

**ANALISA KONTRAS PADA CITRA  
DENGAN METODE *AIR GAP* DAN KONVENSIIONAL  
MENGUNAKAN DETEKTOR DIGITAL *IMAGING PLATE***

Oleh:  
**Ika Asrivani**  
**M0299029**

Telah dipertahankan di depan dewan penguji  
pada tanggal: 29 Oktober 2003 dan dinyatakan memenuhi syarat untuk  
memperoleh gelar Sarjana Sains dalam bidang Fisika

**DEWAN PENGUJI**

Nama		Tanda Tangan
1. Ketua	: Drs. Cari, MA, Ph.D NIP: 131 472 636	.....
2. Sekretaris	: Dra. Suparmi, MA, Ph.D NIP: 130 529 713	.....
3. Penguji I	: Artono Dwijo Sutomo, S.Si, M.Si NIP: 132 240 483	.....
4. Penguji II	: Muhtarom, S.Si NIP:	.....

**Mengetahui**

**Dekan F MIPA UNS**

**Ketua Jurusan Fisika  
F MIPA UNS**

**Drs. Marsusi, M.S**  
**NIP: 130 906 776**

**Drs. Harjana, M.Si., P.hD**  
**NIP: 131 570 309**

## LEMBAR PERSETUJUAN

### **ANALISA KONTRAS PADA CITRA DENGAN METODE *AIR GAP* DAN KONVENSIONAL MENGUNAKAN DETEKTOR DIGITAL *IMAGING PLATE***

Oleh:

**Ika Asrivani**  
**M0299029**

Disetujui Pembimbing:

Pembimbing I

Pembimbing II

Drs. Cari, MA, PhD  
NIP: 131 472 636

Dra. Suparmi, MA, PhD  
NIP: 130 529 713

Mengetahui

Ketua Jurusan Fisika  
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Universitas Sebelas Maret Surakarta

Drs. Harjana, M.Si., P.hD  
NIP: 131 570 309

## PERCIKAN

*Ketika kumohon pada Allah kekuatan,  
Allah memberiku kesulitan agar aku menjadi kuat.*

*Ketika kumohon pada Allah kebijaksanaan,  
Allah memberiku masalah untuk kupecahkan.*

*Ketika kumohon pada Allah kesejahteraan,  
Allah memberiku akal untuk berpikir.*

*Ketika kumohon pada Allah keberanian,  
Allah memberiku kondisi bahaya untuk kuatasi.*

*Ketika kumohon pada Allah sebuah cinta,  
Allah memberiku orang-orang bermasalah untuk kutolong.*

*Ketika kumohon pada Allah bantuan,  
Allah memberiku kesempatan...*

*Aku tak pernah menerima apa yang kupinta....  
tapi aku menerima segala yang kubutuhkan.*

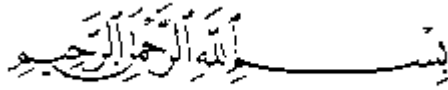
## *PERSEMBAHAN*

*Dengan rahmat dan karunia Allah SWT, laporan tugas akhir ini  
kupersembahkan untuk yang kucintai dan kusayangi:*

***Ayah dan Ibu***

*Terimakasih atas segala yang telah kalian berikan selama ini,  
yang tidak akan pernah dapat terhitung nilainya....*

## KATA PENGANTAR



*Assalamu' alaikum Wr.Wb*

Alhamdulillah.....puji syukur kehadiran Allah SWT, atas segala rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis berhasil menyelesaikan skripsi yang berjudul **“Analisis Kontras Pada Citra Dengan Metode *Air Gap* dan Konvensional Menggunakan Detektor Digital *Imaging Plate*”** dengan lancar.

Skripsi ini sesuai dengan kurikulum yang ada di lingkungan Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Sebelas Maret, Surakarta dan merupakan salah satu syarat dalam menempuh jenjang kesarjanaan Strata I.

Selama melakukan pengambilan data dan penyusunan skripsi ini, penulis telah banyak mendapat bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak, untuk itu dalam kesempatan ini penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Bp. Drs. Marsusi, M.S, selaku Dekan Fakultas MIPA Universitas Sebelas Maret Surakarta.
2. Bp. Drs. Harjana, M.Si., P.hD, selaku Ketua Jurusan Fisika Universitas Sebelas Maret Surakarta.
3. Bp. Drs. Cari, MA, Ph.D, selaku pembimbing I, yang dengan sabar telah memberikan bimbingan, pengarahan, saran-saran dan dorongan dari awal hingga akhir penulisan skripsi ini.

4. Ibu Dra. Suparmi, MA, Ph.D, selaku pembimbing II, yang banyak memberikan bimbingan, pengarahan, ide-ide serta saran dalam penyusunan skripsi ini.
5. Bp. Muhtarom, S.Si, selaku Fisika Medik RSUD Dr. Moewardi Surakarta, atas bantuan serta saran-saran selama pengambilan data.
6. Seluruh dosen Fisika FMIPA Universitas Sebelas Maret Surakarta, yang telah banyak menyalurkan ilmunya.
7. Seluruh staff dan karyawan Laboratorium Pusat sub Lab Fisika Universitas Sebelas Maret Surakarta: Mas Eko, Mas Arie, Mas Johan, Mas Srie, dan pak Mul, terima kasih atas bantuannya.
8. Saudara-saudaraku Mba Nila dan Oom Jun, Nevi dan Obrien, terima kasih atas doanya dan semoga kalian menjadi keluarga yang sakinah.
9. *My friend and my brother*, Ronie, terima kasih atas doa, dukungan, kebaikan, persahabatan dan terlebih untuk *little wing* nya yang telah kau berikan selama ini....
10. Teman-teman semua di jurusan Fisika, khususnya angkatan 99: Yu2n, Ndari, Nita (terimakasih atas persahabatan dan bantuannya selama ini), Wiens, Tuti, Arie, Yuli, Arva, Wartu, Gufri (terimakasih atas moderatornya), Alim, Joko, Basuri, Suranto, Utang dan masih banyak lagi yang tidak mungkin disebutkan satu per satu di sini, *thanks* ya untuk semuanya...
11. Mas Agus, terima kasih atas kerjasamanya selama pembuatan skripsi ini.
12. Teman-teman di kost Devia: Kulak (mama miauw), De2 (kapan merit???), Centung (jomblo terus nih??), Shinta (thanks buku-bukunya), Ani, Pikacu, Sarie, Retno, Umi, Dwie dan Jatu.



13. Vibra Imam, terima kasih atas bantuan *edit*-nya.
14. Mas Dee-on, Mas Yunus, Mas Bagus, Andi (TM'00), Mas pandu  
terimakasih atas doanya....
15. Pihak-pihak lain yang turut membantu selama penyusunan skripsi ini.

Pada akhirnya segala daya upaya serta kemampuan telah penulis curahkan sepenuhnya demi terselesaikannya skripsi ini, namun semua ini tidak terlepas dari segala kekurangan yang ada. Oleh karena itu penulis sangat mengharapkan saran dan kritik yang sifatnya membangun demi kebaikan skripsi ini. Semoga semua amal sholeh diterima oleh Allah SWT dan tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi kita semua.

***Wabillahittaufiq wal hidayah***

***Wassalaamu'alaikum Wr.Wb***

Surakarta, 4 November 2003

Penulis

Ika Asriyani

## DAFTAR ISI

	<b>Halaman</b>
<b>HALAMAN JUDUL .....</b>	<b>i</b>
<b>LEMBAR KEASLIAN .....</b>	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PERSETUJUAN .....</b>	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN .....</b>	<b>iv</b>
<b>PERCIKAN .....</b>	<b>v</b>
<b>HALAMAN PERSEMBAHAN .....</b>	<b>vi</b>
<b>KATA PENGANTAR .....</b>	<b>vii</b>
<b>DAFTAR ISI .....</b>	<b>x</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>x iii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR .....</b>	<b>xv</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xviii</b>
<b>INTISARI .....</b>	<b>xix</b>
 <b>BAB I     PENDAHULUAN</b>	
1.1   Latar Belakang .....	1
1.2   Tujuan Penelitian .....	4
1.3   Perumusan Masalah .....	4
1.4   Batasan Masalah .....	4
1.5   Manfaat Penelitian .....	5

2.1	Pengantar .....	6
2.2	Sinar X .....	6
2.3	Radiologi .....	19
2.4	Radiasi Hambur dan Kontras .....	20
2.4.1	Kontras .....	20
2.4.2	Radiasi Hambur .....	23
2.5	<i>Signal to Noise Ratio</i> .....	29
2.6	<i>BAS 1800II</i> .....	32
2.7	<i>Fujifilm Imaging Plate</i> .....	32
2.8	<i>Photostimulable Phospor</i> .....	36

3.1	Waktu dan Tempat Penelitian .....	36
3.2	Metode Penelitian .....	36
3.3	Peralatan .....	36
3.3.1	<i>BAS_1800II Storage Phospor Imaging System</i> .....	37
3.3.2	Tabung sinar X diagnostik .....	38
3.3.3	Plastik akrilik .....	39
3.3.4	Jangka sorong .....	39
3.4	Prosedur Kerja .....	40
3.4.1	Mengukur diameter serta kedalaman lubang pada phantom .....	40
3.4.2	Pengambilan citra dari phantom .....	40
3.4.3	Proses <i>scanning</i> dan perhitungan .....	41

## **BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN**

4.1	Karakteristik <i>Imaging Plate</i> .....	45
4.2	Pengukuran Nilai Koefisien Atenuasi .....	46
4.3	Pengukuran Nilai Kontras .....	47
4.4	Pengukuran Nilai Hamburan .....	52
4.5	Pengukuran Nilai Transmisi .....	60
4.6	Pengukuran Nilai Selektivitas .....	61
4.7	Pengukuran Nilai Faktor Bucky .....	63
4.8	Pengukuran Nilai <i>SNR</i> .....	64

## **BAB V KESIMPULAN & SARAN**

5.1	Kesimpulan .....	67
5.2	Saran .....	68

## **DAFTAR PUSTAKA**

## **LAMPIRAN**

## DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 1.1	Energi ionisasi dan karakteristik sinar X ..... 9
Tabel 3.1	Diameter dan kedalaman lubang pada phantom pada gambar 3.1 ..... 41
Tabel 4.1	Nilai-nilai koefisien atenuasi linear ..... 46
Tabel 4.2	Perbandingan nilai kontras hambur dan kontras tanpa hamburan pada diameter 6 mm ..... 48
Tabel 4.3	Nilai-nilai intensitas hambur pada masing-masing lebar timbal ..... 52
Tabel 4.4a	Nilai-nilai intensitas hambur, $N_s$ , pada masing- masing tegangan ..... 54
Tabel 4.4b	Nilai-nilai intensitas hambur, $N_s$ , dengan menggunakan grid ..... 55
Tabel 4.5	Nilai-nilai intensitas hambur, $SF$ , pada Masing-masing lebar timbal ..... 56
Tabel 4.6	Nilai-nilai fraksi hambur, $SF$ , yang sebenarnya ..... 57
Tabel 4.7	Perbandingan nilai-nilai transmisi hambur pada phantom ..... 60
Tabel 4.8	Perbandingan nilai-nilai transmisi primer pada phantom ..... 61
Tabel 4.9a	Perbandingan nilai-nilai selektivitas phantom dengan <i>air gap</i> ..... 62

Tabel 4.9b	Perbandingan nilai-nilai selektivitas phantom dengan grid .....	63
Tabel 4.10	Faktor Bucky pada kontras tanpa hamburan dengan diameter lubang 4 mm .....	63
Tabel 4.11	Nilai-nilai <i>SNR</i> pada masing-masing tegangan .....	64

## DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1      Konstruksi tabung sinar X .....	7
Gambar 2.2      Skema produksi bremsstrahlung .....	8
Gambar 2.3      Produksi sinar X karakteristik .....	9
Gambar 2.4      Diagram energi ikat elektron (dalam KeV) untuk masing masing kulit pada tungsten .....	10
Gambar 2.5 <i>Rotating Anode</i> .....	11
Gambar 2.6      Efek fotolistrik .....	14
Gambar 2.7a     Hamburan Compton .....	14
Gambar 2.7b     Diagram vektor momentum dan komponen foton hambur dan datang serta elektron hamburnya .....	15
Gambar 2.8      Pembentukan pasangan .....	18
Gambar 2.9      Sketsa transmisi primer intensitas primer dan intensitas hambur yang melalui obyek .....	21
Gambar 2.10     Sketsa <i>air gap</i> pada tubuh pasien .....	26
Gambar 2.11     Sketsa foton primer dan foton hambur yang melalui phantom .....	26
Gambar 2.12     Komponen sistem sinar X untuk diagnostik .....	29
Gambar 2.13a    Plot sinyal <i>Imaging plate</i> sebagai fungsi dari seperkuadrat jarak sumber-detektor untuk HR V <i>Plate</i> .....	34

Gambar 2.13b	Plot sinyal <i>Imaging plate</i> sebagai fungsi dari seperkuadrat jarak sumber-detektor untuk ST $V_N$ <i>Plate</i> .....	34
Gambar 2.14a	Grafik hubungan antara waktu pembangkitan dengan jumlah PSL setelah <i>IP</i> digunakan untuk merekam citra pada ST $V_N$ <i>Plate</i> .....	35
Gambar 2.14b	Grafik hubungan antara waktu pembangkitan dengan jumlah PSL setelah <i>IP</i> digunakan Untuk merekam citra pada HR $V$ <i>Plate</i> .....	35
Gambar 3.1	Sketsa phantom dengan diameter dan kedalaman lubang yang berbeda .....	40
Gambar 3.2	Bagan prosedur kerja .....	43
Gambar 3.3	Desain eksperimen .....	44
Gambar 4.1	Grafik hubungan antara tegangan, $V$ dengan PSL sebagai karakteristik dari film .....	46
Gambar 4.2	Citra yang terbentuk (a) tanpa <i>air gap</i> , (b) dengan <i>Air gap</i> .....	49
Gambar 4.3	Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom ( $d=6$ mm; $V=60$ kVp) .....	50
Gambar 4.4	Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom ( $d=6$ mm; $V=80$ kVp) .....	50
Gambar 4.5	Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom ( $d=6$ mm; $V=100$ kVp) .....	51



Gambar 4.6a	Grafik hubungan antara lebar timbal (mm) dan intensitas hambur, $N_s$ dengan <i>air gap</i> .....	53
Gambar 4.6b	Grafik hubungan antara lebar timbal (mm) dan intensitas hambur, $N_s$ secara konvensional .....	53
Gambar 4.7	Grafik hubungan antara tegangan (kVp) dan intensitas hambur, $N_s$ .....	54
Gambar 4.8a	Grafik hubungan antara lebar timbal dan fraksi hambur phantom dengan <i>air gap</i> .....	56
Gambar 4.8b	Grafik hubungan antara lebar timbal dan fraksi hambur phantom secara konvensional .....	57
Gambar 4.9	Grafik hubungan antara tegangan, V, dengan fraksi hambur, $SF$ , pada lebar timbal=0 mm .....	58
Gambar 4.10a	Grafik hubungan antara kedalaman lubang dan kontras pada diameter 6 mm dengan <i>air gap</i> .....	59
Gambar 4.10b	Grafik hubungan antara kedalaman lubang dan kontras pada diameter 6 mm secara konvensional .....	60
Gambar 4.11	Grafik hubungan antara tegangan dan transmisi pada 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp .....	61
Gambar 4.12	Grafik hubungan antara tegangan dan selektivitas .....	62
Gambar 4.13a	Grafik hubungan antara tegangan dan $SNR$ pada diameter 6 mm dengan <i>air gap</i> .....	65
Gambar 4.13b	Grafik hubungan antara tegangan dan $SNR$ pada diameter 6 mm secara konvensional .....	66

## ABSTRACT

The use of the air gap at intake of image phantom applicable to lessen the level of scattering. Image intake done at tension save the X-ray of equal to 60 kVp, 80 kVp and 100 kVp and also mAs = 1,25. Source distance to obyek as far as 1000 mm and apart the sampel to detector 150 mm. Detector used is Imaging Plate. Research done have the character of the experiment that is with measuring the level of scattering faction (SF) and contrast (C) from phantom illuminated by using X ray. Scanning and also data processing use a set equipments BAS\_1800II. Result of calculation indicate that the level of SF with the air gap at tension 60 kVp, 80 kVp and 100 kVp equal to  $0,216 \pm 0,003$ ,  $0,225 \pm 0,002$  and  $0,223 \pm 0,002$ . While level of SF without air gap equal to  $0,378 \pm 0,011$ ,  $0,385 \pm 0,008$  and  $0,411 \pm 0,009$ . By that scattering reduction can be done with the air gap system.

Keyword: image, air gap, contrast, scattering (SF)

## INTISARI

Penggunaan *air gap* pada pengambilan citra phantom dapat digunakan untuk mengurangi besarnya hamburan. Pengambilan citra dilakukan pada tegangan tabung sinar X sebesar 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp serta mAs = 1,25. Jarak sumber ke obyek sejauh 1000 mm dan jarak sampel ke detektor 150 mm. Detektor yang digunakan adalah *Imaging Plate*. Penelitian yang dilakukan bersifat eksperimen yaitu dengan mengukur besarnya fraksi hamburan (*SF*) dan kontras (*C*) dari phantom yang disinari dengan menggunakan sinar X. *Scanning* serta pengolahan data menggunakan seperangkat peralatan *BAS\_1800II*. Hasil perhitungan menunjukkan bahwa besarnya *SF* dengan *air gap* pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp sebesar  $0,216 \pm 0,003$ ,  $0,225 \pm 0,002$  dan  $0,223 \pm 0,002$ . Sedangkan besarnya *SF* tanpa *air gap* sebesar  $0,378 \pm 0,011$ ,  $0,385 \pm 0,008$  dan  $0,411 \pm 0,009$ . Terbukti bahwa pengurangan hamburan bisa dilakukan dengan penggunaan sistem *air gap*.

Kata kunci: citra, *air gap*, kontras, hamburan (*SF*)

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Penggunaan radiasi sinar X dalam bidang kedokteran telah dimulai sejak penemuan sinar X oleh W.C Röntgen (1895) dan penemuan Radium oleh M.Curie (1898) (Setiono Budiman dkk, 1989). Cara-cara pemeriksaan dimana dihasilkan gambar tubuh manusia untuk tujuan diagnostik dinamakan pencitraan diagnostik (*Diagnostic Imaging*) (Sjahriar Rasad, 2001). Melalui berbagai teknologi pencitraan, dapat diciptakan citra melalui diagnosa kondisi abnormal tubuh serta diarahkan bagaimana prosedur terapinya. Perkembangan teknologi pencitraan diagnostik dalam bidang medis didasarkan pada fenomena fisika, salah satunya adalah pencitraan sinar X. Medan radiasi sinar X diarahkan untuk melihat bagian dalam tubuh manusia tanpa dilakukan pembedahan terlebih dahulu (Sjahriar Rasad, 2001). Faktor penentu utama dalam diagnosa dengan menggunakan sinar X ini adalah sifat fisis dari jaringan tubuh yang menyangkut masalah atenuasi dan transmisi.

Ketika seorang pasien dikenai suatu berkas sinar X, maka sinar X akan mengalami pelemahan. Untuk mempelajari hal ini, disusun eksperimen dengan menggunakan phantom untuk menggantikan pasien. Phantom berupa material yang terbuat dari akrilik dengan kerapatan  $0,91 \text{ gr/cm}^3$  dan digunakan sebagai sampel yang akan dikenai sinar X. Phantom akan menyerap dan menghamburkan sinar X sebagaimana yang dilakukan jaringan tubuh. Interaksi material dengan sinar X meliputi proses fotolistrik, hamburan Compton, hamburan Thomson dan

produksi pasangan. Diantara proses-proses tersebut, yang paling mendominasi dalam pencitraan diagnostik medis adalah adanya hamburan Compton. Dalam pencitraan diagnostik medis sebagian radiasi hambur mencapai detektor, bersama dengan radiasi primer membentuk citra dan sebagai hasilnya adalah pengurangan kontras pada citra.

Hamburan yang terbentuk dalam pencitraan diagnostik medis secara umum tidak dapat dihilangkan, tetapi dapat dikurangi kuantitasnya. Beberapa teknik pengurangan hamburan antara lain pemakaian grid, kolimator dan *air gap*. Pada umumnya teknik yang paling banyak digunakan di Rumah Sakit adalah pemakaian grid. Grid tersusun atas lajur-lajur lapisan tipis timbal yang disusun diantara bahan-bahan yang tembus radiasi (misalnya plastik, kayu). Grid diletakkan di antara tubuh pasien dan detektor. Berbeda dengan grid, *air gap* berupa pemisahan tubuh pasien dengan permukaan detektor. Perlakuan ini akan dapat mengurangi kuantitas radiasi hambur yang mencapai detektor. Sedangkan kolimasi merupakan metode pengurangan radiasi hambur dengan cara mengurangi ukuran medan dengan kolimator berkas sinar X. Berkas sinar X difokuskan sesuai dengan ukuran obyek yang akan diambil citranya (Sprawls, 1995).

Penggunaan jenis film juga dapat mempengaruhi citra yang terbentuk dimana penggunaan film digital akan memberikan hasil yang lebih baik apabila dibandingkan dengan film konvensional. Citra yang diambil menggunakan film digital dapat dimanipulasi dengan menggunakan komputer (digitalisasi), sehingga dapat diperoleh citra yang lebih jelas, baik itu untuk ukuran obyek yang besar atau kecil. *Imaging Plate (IP)* merupakan metode baru dalam bidang radiologi sebagai pengganti film yang biasa digunakan di Rumah Sakit. Kelebihan dari peralatan ini

antara lain *Imaging Plate* dapat digunakan secara berulang tanpa memerlukan ruang gelap dalam pemrosesannya. Cukup di-*scan* dengan menggunakan *scanner* dan hasilnya ditampilkan dalam *windows*. Seiring dengan berkembangnya penelitian khususnya bidang kesehatan, maka kebutuhan dan keberadaan peralatan ini dirasakan semakin penting. Sejak tahun 2002 UNS khususnya di sub Laboratorium Fisika Laboratorium MIPA Pusat memiliki seperangkat peralatan *Imaging Plate BAS-1800II*. Dalam penelitian ini akan dihitung beberapa parameter yang akan menentukan kualitas citra antara lain kontras dan fraksi hambur (*Scatter Fraction*) dari phantom yang disinari dengan sinar X pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp pada jarak *air gap* 150 mm menggunakan detektor *Digital Imaging Plate*. Sumber radiasi yang digunakan adalah tabung sinar X diagnostik yang ada di Rumah Sakit Umum Daerah Dr. Moewardi Surakarta dengan target rhenium-tungsten dan tegangan maksimum tabung 130 kVp (*GE Medical System*).

Diharapkan dari penelitian ini dapat dideteksi obyek terkecil dengan menggunakan sinar X pada kondisi tertentu (pada tegangan sinar X dan jarak tertentu) dengan kontras yang tinggi serta bagaimana pengaruh penggunaan teknik pengurangan radiasi hambur terhadap citra yang dihasilkan. Dengan demikian pada aplikasi sesungguhnya penggunaan sinar X untuk keperluan diagnostik kondisi abnormal tubuh akan dapat lebih efektif dalam pendeteksian penyakit serta memberikan prosedur terapi lebih dini bagi pasien. Pada penelitian ini penulis hanya membatasi pada penggunaan *air gap* sebagai teknik pengurangan radiasi hambur untuk mendapatkan kontras yang lebih baik dibandingkan dengan pengambilan citra tanpa penggunaan anti hambur (secara konvensional) pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp.

## 1.2 Tujuan

1. Menentukan besarnya hamburan, kontras, transmisi, selektivitas, faktor Bucky dan *SNR* dari citra phantom yang disinari dengan sinar X menggunakan *Digital Imaging Plate* pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp.
2. Membandingkan penggunaan teknik pengurangan radiasi hambur yaitu *air gap* dan secara konvensional pada citra untuk memperoleh nilai kontras yang tinggi.

## 1.3 Perumusan Masalah

Pokok perhatian dan persoalan dalam analisis ini adalah:

1. Berapakah nilai kontras dan hamburan dari phantom yang disinari dengan menggunakan sinar X pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp?
2. Berapakah nilai transmisi, selektivitas, faktor Bucky dan *SNR* dari phantom yang disinari dengan menggunakan sinar X pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp?
3. Bagaimana pengaruh penggunaan *air gap* terhadap besarnya hamburan dan kontras pada citra?

## 1.4 Batasan Masalah

Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan phantom yang terbuat dari akrilik yang disinari dengan sinar X pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp. Parameter penunjang: besaran mAs = 1,25; jarak film ke sisi luar phantom = 1000 mm; jarak *air gap* = 150 mm.

### 1.5 Manfaat

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Menambah pengetahuan mahasiswa maupun pembaca yang tertarik pada bidang fisika khususnya fisika kesehatan.
2. Sebagai bahan masukan bagi Rumah Sakit untuk dapat memberikan pelayanan kesehatan dalam hal pengobatan secara lebih dini terhadap penyakit-penyakit tertentu yang memerlukan pendeteksian terlebih dahulu.
3. Sebagai bahan masukan bagi Rumah Sakit dalam penggunaan *Digital Imaging Plate* yang lebih efektif dibandingkan film konvensional.



## **BAB II**

### **DASAR TEORI**

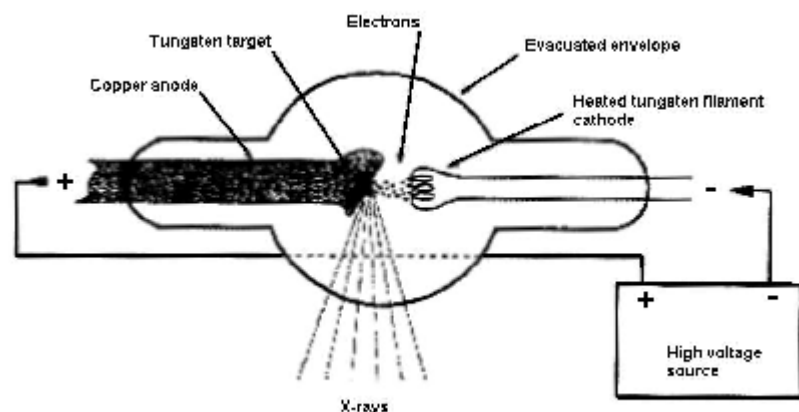
#### **2.1 Pengantar**

Wilhelm Conrad Röntgen, seorang ahli Fisika di Universitas Wurzburg, Jerman, pertama kali menemukan sinar Röntgen pada tahun 1895 sewaktu melakukan eksperimen dengan sinar katoda (Sjahriar Rasad, 2001). Saat itu ia melihat timbulnya sinar fluoresensi yang berasal dari kristal barium platinosianida dalam tabung Crookes-Hittorf yang dialiri listrik. Dengan adanya penemuan Röntgen ini dapat diperiksa bagian-bagian tubuh manusia. Salah satu visualisasi hasil penemuan Röntgen adalah foto jari-jari tangan istrinya yang dibuat dengan mempergunakan kertas potret yang diletakkan di bawah tangan istrinya dan disinari dengan sinar tersebut. Dalam penyelidikannya, Röntgen menemukan sifat-sifat fisika maupun kimia dari sinar tersebut, namun sifat biologik yang dapat merusak sel-sel hidup belum diketahui. Sifat biologik baru diketahui beberapa tahun kemudian sewaktu terlihat bahwa kulit bisa menjadi berwarna akibat penyinaran dengan menggunakan sinar Röntgen ini. Mulai saat itu banyak sarjana yang menaruh harapan bahwa sinar ini juga dapat digunakan untuk diagnosa dan terapi.

#### **2.2 Sinar X**

Sinar X merupakan salah satu bentuk radiasi elektromagnetik dengan panjang gelombang yang sangat pendek yaitu berkisar antara 0,01 nm sampai 10

nm (Krane, 1992). Karena panjang gelombang yang pendek inilah maka sinar X mempunyai daya tembus yang sangat besar, sehingga dapat menembus bahan dan digunakan dalam radiografi. Secara konvensional, sinar X dihasilkan oleh elektron berkecepatan tinggi yang dihasilkan dari katoda dan menumbuk material target dalam tabung hampa udara yang secara skematik ditunjukkan pada gambar 2.1.



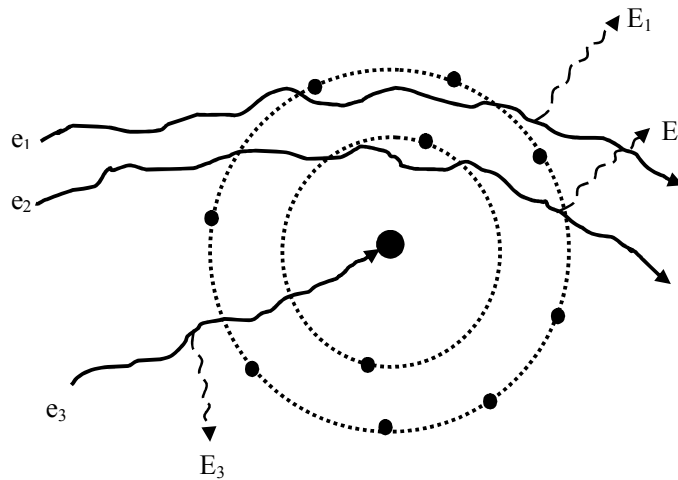
Gambar 2.1. Konstruksi tabung sinar X (<http://www.cs.nsw.gov.au>).

Gambar 2.1, di dalam tabung sinar X terdapat dua elektroda yaitu katoda dan anoda. Anoda dihubungkan dengan kutub positif rangkaian listrik, sedangkan katoda dihubungkan dengan kutub negatif. Bahan anode yang biasa digunakan adalah tungsten. Ketika tegangan tinggi diberikan antara katoda dan anoda, biasanya pada jangkauan 25-100 kVp, elektron dari filamen dipercepat menuju target. Ada 2 proses atomik yang dapat menghasilkan sinar X, yaitu:

1. Bremsstrahlung

Bremsstrahlung berarti *breaking acceleration*, artinya pengereman terhadap percepatan. Ditunjukkan pada gambar 2.2, bila elektron berkecepatan tinggi menumbuk target lewat lintasan yang dekat dengan inti atom target, maka elektron tersebut mengalami perlambatan secara tiba-tiba. Hasil interaksi

dengan medan inti ini menghasilkan gelombang elektromagnetik yang tidak lain adalah sinar X bremsstrahlung. Energinya tergantung pada energi kinetik elektron yang menumbuk target, jadi tergantung pada tegangan tinggi yang diberikan antara katoda dan anoda. Produksi bremsstrahlung diilustrasikan sebagai berikut:



**Gambar 2.2.** Skema produksi bremsstrahlung.

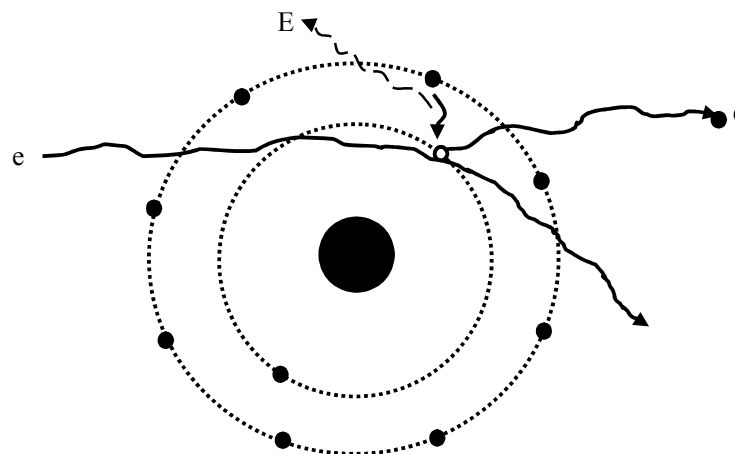
Pada gambar 2.2, elektron datang melewati inti atom target dan sinar X dengan energi berbeda ( $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$ ) diemisikan. Elektron ( $e_1$ ) yang berinteraksi dengan sebuah *glancing blow* memancarkan fraksi yang kecil energi kinetiknya ( $E_1$ ) sebagai sinar X. Elektron ( $e_2$ ) melintas dekat inti atom material target memancarkan sinar X bremsstrahlung dengan energi bergantung pada energi kinetik elektron datang ( $E_2$ ). Elektron ( $e_3$ ) yang menumbuk inti secara langsung dapat memancarkan sinar X dengan total energi kinetik elektron datang ( $E_3$ ) (Beutel, 2000).

## 2. Sinar X karakteristik

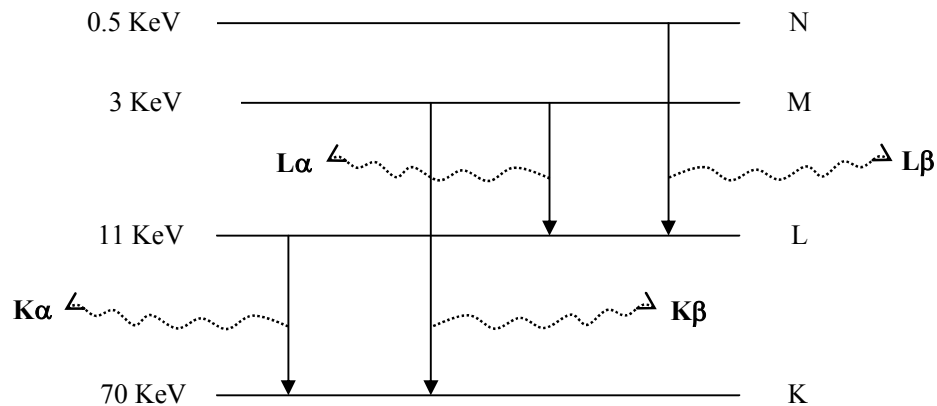
Ditunjukkan pada gambar 2.3, sinar X karakteristik terbentuk bila elektron cepat menumbuk target dengan cara melewati posisi elektron pada kulit yang dekat dengan inti atom target. Elektron pada kulit yang dekat dengan inti atom target tersebut terlempar keluar karena menyerap semua energi yang terkandung pada elektron cepat. Kemudian kekosongan elektron pada kulit tersebut diisi oleh elektron dari kulit yang lebih luar. Elektron pada kulit yang lebih dalam mempunyai energi yang lebih kecil dari pada elektron pada kulit bagian luar. Selisih energi dimunculkan dalam bentuk radiasi yang berupa sinar X karakteristik.

**Tabel 1.1. Energi ionisasi dan karakteristik sinar X.**

Material	Z	$E_1$	$K\alpha_1$	$K\alpha_2$	$K\beta_1$
C	6	0.2842	0.277		
Al	13	1.55898	1.48670	1.48627	1.55745
Cu	29	8.9789	8.04778	8.02783	8.90529
Mo	42	20.000	17.47934	17.3742	19.6083
W	74	69.525	59.31824	57.9817	67.2443



**Gambar 2.3. Produksi sinar X karakteristik.**

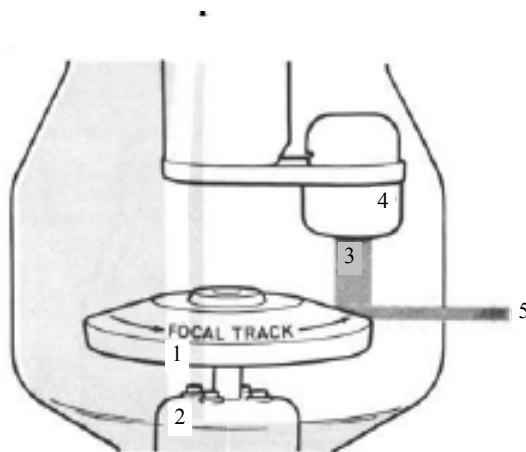


**Gambar 2.4.** Diagram energi ikat elektron (dalam KeV) untuk masing-masing kulit pada tungsten (Beutel, 2000).

Pada gambar 2.4, transisi antar elektron pada kulit yang berdekatan disebut transisi  $\alpha$  dan transisi antara dua atau lebih kulit disebut transisi  $\beta$ . Jika kulit yang terisi adalah kulit K, maka transisinya disebut  $K\alpha$ ,  $K\beta$  dan seterusnya. Dalam diagnostik kedokteran sebagian besar sinar X berupa sinar X bremsstrahlung, hanya beberapa persen energi sinar X berupa sinar X karakteristik. Dalam radiografi diagnostik medis, batas antara 40-100 kVp adalah cukup, angka terendah cukup untuk pemotretan bagian-bagian yang lunak (Simon, 1986). Sedangkan kVp yang lebih tinggi diperlukan untuk bagian-bagian yang tebal atau padat. Energi (daya tembus) berkas sinar X dikontrol oleh pengatur tegangan. Kontrol kedua dari output tabung sinar X adalah kontrol arus, mA (milliAmpere). Kontrol ini menentukan berapa banyak arus yang mengalir melalui filamen. Jika arus yang mengalir lebih banyak maka suhu filamen semakin tinggi. Akibatnya semakin banyak elektron yang dibebaskan persatuan waktu untuk dipercepat ke arah target. Kontrol ketiga dari tabung sinar X yang digunakan untuk pencitraan medis

adalah waktu pembangkitan, biasa dinotasikan dengan  $s$  (waktu pembangkitan dalam detik). Kombinasinya dengan kontrol mA biasa dituliskan dalam mAs. Jika kita ingin memberikan 10 mAs, maka kita gunakan arus 10 mA dengan waktu pembangkitan 1 s atau arus 20 mA dengan waktu pembangkitan 0,5 s (Sjahriar Rasad, 2001).

Tabung sinar X modern yang digunakan dalam kedokteran sedikit lebih kompleks dibandingkan dengan tabung sinar X yang sudah kita pelajari. Untuk keperluan diagnostik dipakai tabung sinar X *rotating anode*. Tabung *rotating anode* modern menggunakan sebuah *disk shaped-anode* yang biasa terbuat dari molybdenum, dengan ketebalan lapisan permukaan 1-2 mm, tersusun dari campuran tungsten dan rhenium (5-15%). Rhenium ditambahkan karena dapat membuat campuran menjadi lebih elastik, sehingga bisa mencegah keretakan dan memperpanjang waktu hidup penggunaan tabung sinar X (<http://www.amershamhealth.com/medcyclopaedia/Volume%20I/attenuation.asp>). Prinsip Umum dari tabung ini dapat dijelaskan sebagai berikut:



Gambar 2.5. *Rotating Anode* (<http://www.inmarkcorp.com/xray/tips.html>).

Pada gambar 2.5, *Disk* target anode (1) berotasi pada sebuah sistem *specialised ball bearing* (2). Target diarahkan ke uap elektron (3) yang berasal dari katode (4) dan dipercepat dengan beda potensial yang tinggi antara *disk* target dan katode. Ketika berkas elektron menumbuk anode maka akan dihasilkan berkas sinar X (5) (<http://www.inmarkcorp.com/xray/tips.html>). Beberapa sifat fisik dari sinar X (Simon, 1986):

1. Daya tembus

Sinar yang dipakai dalam radiografi mempunyai daya tembus yang besar. Makin rendah berat atom atau kerapatan suatu benda yang dikenai sinar X, makin besar daya tembus sinarnya.

2. Hamburan

Apabila berkas sinar X melalui suatu bahan, maka berkas tersebut akan menghambur ke segala arah. Hal ini akan mengakibatkan citra menjadi kabur. Untuk mengurangi akibat radiasi hambur ini maka diletakkan grid di antara subyek dengan film Röntgen atau bisa juga dengan menggunakan teknik *air gap*.

3. Efek-efek fotografik

Sinar X mempengaruhi emisi fotografik. Bagian dimana hanya sedikit sinar yang diserap atau menghambur sebelum mencapai film (misalnya oleh lapisan tipis kulit atau otot) maka film yang sudah dicuci menjadi gelap, sebaliknya bagian di mana sinar yang mencapai film sedikit, seperti telah diserap oleh tulang, maka film menjadi terang.

#### 4. Penyerapan

Sinar X dalam radiografi diserap oleh bahan atau zat sesuai dengan berat atom atau kerapatan bahan/zat tersebut. Makin tinggi kerapatan atau berat atomnya, makin besar penyerapannya.

Sifat absorpsi dari bahan penting dalam penganalisaan kontras pada radiografi. Interaksi sinar X dalam bahan terjadi melalui beberapa mekanisme, yaitu:

##### 1. Efek fotolistrik

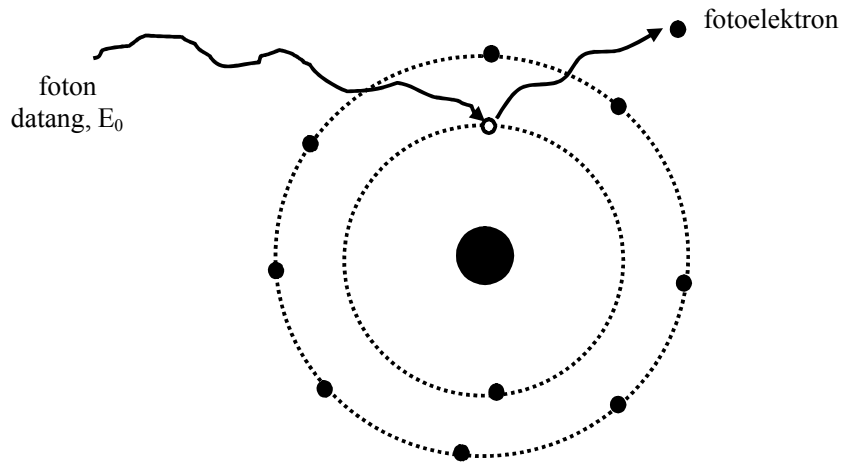
Merupakan interaksi foton dengan sebuah elektron yang terikat kuat dalam atom yaitu elektron pada kulit bagian dalam suatu atom, biasanya kulit K atau kulit L. Seperti ditunjukkan pada gambar 2.6, foton akan menembak elektron tersebut dan karena elektron itu terikat kuat maka elektron akan menyerap seluruh tenaga foton. Sebagai akibatnya elektron akan dipancarkan keluar dari atom. Elektron yang dipancarkan itu disebut fotoelektron (Wisnu Susetyo, 1988).

$$E = E_0 + K \dots\dots\dots (1)$$

(Beisser, 1983)

Pada persamaan 1, energi foton sebesar  $E = hf$  yang diberikan pada elektron akan dipakai untuk mengatasi energi ambang  $E_0 = hf_0$  dan sisanya muncul sebagai energi kinetik elektron saat terlepas dari orbitnya.

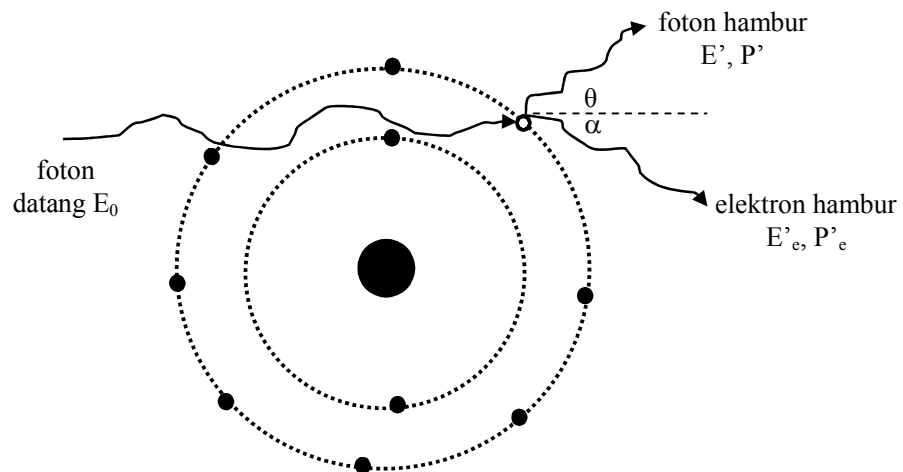




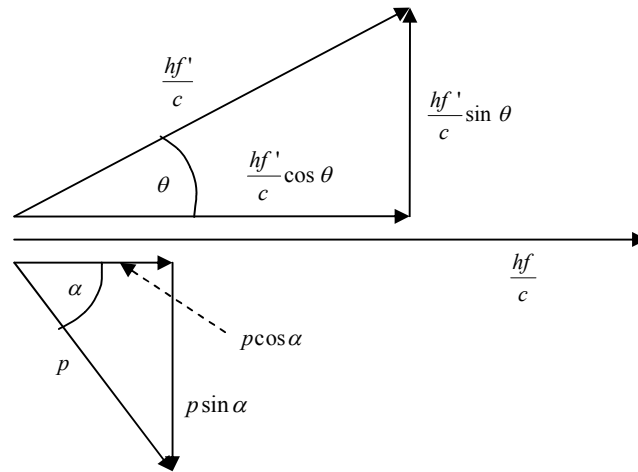
Gambar 2.6. Efek fotolistrik.

## 2. Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi antara foton dan sebuah elektron bebas atau elektron yang terikat lemah (berada pada kulit terluar suatu atom). Foton akan menyerahkan sebagian tenaganya kepada elektron dan kemudian terhambur menurut sudut  $\theta$  terhadap arah gerak foton mula-mula (Wisnu Susetyo, 1988).



Gambar 2.7a. Hamburan Compton.



**Gambar 2.7b. Diagram vektor momentum dan komponen foton hambur dan datang serta elektron hamburnya (Beisser, A., 1983).**

Pada gambar 2.7a dan 2.7b, keadaan awal foton mempunyai energi:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \dots\dots\dots (2a)$$

dan momentum sebesar:

$$P = \frac{E}{c} \dots\dots\dots (2b)$$

Elektron pada keadaan diam, mempunyai energi diam serta momentum sebesar:

$$E_0 = m_0 c^2 \dots\dots\dots (3a)$$

$$P = 0 \dots\dots\dots (3b)$$

Setelah hamburan, foton mempunyai energi  $E'$  dan momentum  $P'$  dimana:

$$E' = hf' \dots\dots\dots (4a)$$

$$P = \frac{E'}{c} \dots\dots\dots (4b)$$

dan bergerak pada arah yang membuat sudut  $\theta$  terhadap arah foton datang.

Elektron mempunyai energi total  $E'_e$  dan momentum  $P'_e$  :

$$E'_e = \sqrt{m_0^2 c^4 + P'^2 c^2} \dots\dots\dots (5a)$$

$$P = p \dots\dots\dots (5b)$$

dan bergerak pada arah yang membuat sudut  $\alpha$  terhadap foton datang. Dengan menggunakan hukum kekekalan energi dan momentum serta penggunaan aljabar diperoleh:

$$P_{awal} = P_{akhir}$$

$$\frac{hf}{c} + 0 = \frac{hf'}{c} \cos \theta + p \cos \alpha \dots\dots\dots (6a)$$

tegak lurus pada arah ini:

$$P_{awal} = P_{akhir}$$

$$0 = \frac{hf'}{c} \sin \theta - p \sin \alpha \dots\dots\dots (6b)$$

Dengan mengalikan persamaaan 6b ini dengan c, mengkuadratkan lalu menambahkannya, diperoleh:

$$p^2 c^2 = (hf)^2 - 2(hf)(hf') \cos \theta + (hf')^2 \dots\dots\dots (6c)$$

Kemudian kita samakan kedua rumus untuk energi total partikel:

$$E = K + m_0 c^2 \dots\dots\dots (7a)$$

$$E = \sqrt{m_0^2 c^4 + p^2 c^2} \dots\dots\dots (7b)$$

dan asumsi  $K = hf - hf'$

didapatkan:

$$p^2 c^2 = (hf)^2 - 2(hf)(hf') + (hf')^2 + 2m_0 c^2 (hf - hf') \dots\dots\dots (8)$$

disubstitusikan ke persamaan 6c, diperoleh:

$$2m_0 c^2 (hf - hf') = 2(hf)(hf')(1 - \cos \theta) \dots\dots\dots (9)$$

Dengan membagi persamaan tersebut dengan  $2h^2 c^2$  serta penyederhanaan, diperoleh:

$$\lambda - \lambda' = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \dots\dots\dots (10a)$$

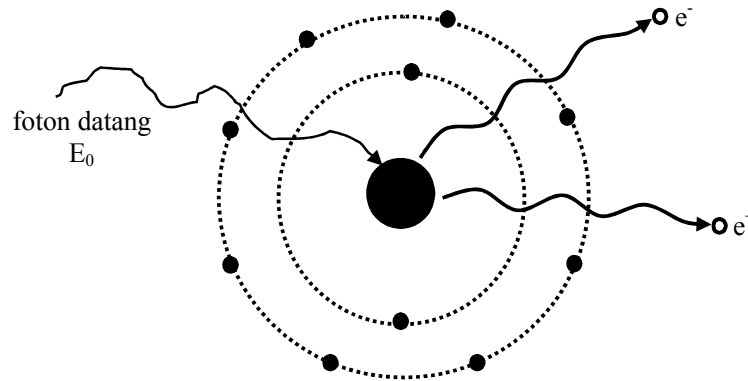
Pada persamaan 10,  $\lambda$  dan  $\lambda'$  merupakan panjang gelombang sinar datang dan sinar hambur. Besaran  $\frac{h}{m_0 c}$  disebut panjang gelombang Compton,  $\lambda_c$ , dari elektron dan mempunyai nilai 2,426 pm (Meyerhof, 1980). Persamaan 10a dapat ditulis menjadi:

$$\lambda' - \lambda = \lambda_c (1 - \cos \theta) \dots\dots\dots (10b)$$

Dari persamaan 10b, kita lihat bahwa perubahan  $\lambda$  terbesar yang terjadi ialah pada  $\theta = 180^\circ$ . Ketika itu perubahan  $\lambda$  menjadi dua kali  $\lambda_c$ . Karena  $\lambda_c$  untuk elektron adalah 2,426 pm dan lebih kecil lagi untuk partikel lain (karena massanya lebih besar), maka perubahan  $\lambda_{\text{maks}} \text{ Compton} = 4,852 \text{ pm}$ . Perubahan sebesar itu atau lebih kecil lagi hanya bisa teramati untuk sinar X (Beisser, 1983).

### 3. Produksi pasangan

Ditunjukkan pada gambar 2.8, apabila suatu foton yang bertenaga cukup tinggi melalui medan listrik yang sangat kuat di sekitar inti atom maka foton tersebut akan lenyap, seluruh energi foton diserap dan sebagai gantinya muncul pasangan elektron dan positron.



**Gambar 2.8. Pembentukan pasangan.**

Energi foton yang hilang dalam proses ini diubah menjadi energi relativistik positron  $E_+$  dan elektron  $E_-$ .

$$\begin{aligned}
 hf &= E_+ + E_- \\
 &= (m_e c^2 + K_+) + (m_e c^2 + K_-) \dots\dots\dots (11)
 \end{aligned}$$

Persamaan 11 menunjukkan bahwa diperlukan energi foton sebesar  $hf$  (lebih besar dari 1,2 MeV) untuk menghasilkan pasangan elektron dan positron dengan energi masing-masing sebesar  $E_-$  dan  $E_+$ .

### 4. Hamburan Rayleigh

Bersifat koheren, terjadi ketika foton sinar X berinteraksi dengan sekumpulan atom sehingga foton dihamburkan tanpa adanya perubahan energi internal baik pada atom hamburan maupun foton sinar X.

## 5. Fotodisintegrasi

Merupakan proses dimana foton sinar X ditangkap oleh inti atom dengan memancarkan sebuah neutron dari inti ketika semua energi sinar X diberikan ke inti. Karena melibatkan energi yang sangat tinggi maka proses ini dapat diabaikan untuk energi sinar X yang digunakan dalam radiografi.

Kelima mekanisme di atas perlu mendapatkan perhatian karena suatu citra yang bagus hanya dapat diperoleh jika hamburan sinar X-nya minimum. Koefisien atenuasi linier,  $\alpha$ , merupakan fraksi dari interaksi foton per unit tebal bahan dan merupakan jumlahan dari kontribusi proses-proses di atas. Nilai koefisien atenuasi ini mengindikasikan rata-rata interaksi foton ketika melalui bahan yang ditentukan oleh energi dari foton-foton individual, nomor atom serta kerapatan bahan. Ketika sebuah berkas sempit dari foton monoenergetik dengan intensitas mula-mula  $N_0$ , menembus suatu lapisan bahan dengan ketebalan  $x$  dan koefisien atenuasi bahan,  $\alpha$ , maka intensitas setelah menembus bahan secara eksponensial diberikan oleh:

$$\frac{N}{N_0} = \exp[-\alpha x] \dots\dots\dots(12)$$

## 2.3 Radiologi

Cara-cara pemeriksaan yang menghasilkan citra tubuh manusia untuk tujuan diagnostik dinamakan pencitraan diagnostik (Sjahriar Rasad, 2001). Fungsi dan struktur internal dari tubuh manusia secara umum tidak dapat dilihat oleh pengamatan dengan mata telanjang. Dengan melalui berbagai teknologi pencitraan, citra dapat digunakan untuk diagnosa kondisi abnormal tubuh dan mengarahkan prosedur terapinya. Perkembangan teknologi pencitraan medis

didasarkan pada fenomena fisika yang meliputi *X-ray Imaging*, *Computed tomography*, *MRI Imaging*, *Angiography*, *Ultrasonography* dan beberapa teknik lain yang didasarkan pada emisi nuklir. *X-ray imaging* adalah yang paling banyak digunakan dalam pencitraan medis karena kemampuan menembus yang kuat dari sinar X, disamping itu hanya memerlukan peralatan yang sederhana dan biaya yang lebih murah (Sjahriar Rasad, 2001).

Kualitas suatu citra medis biasanya ditentukan dalam tiga konsep dasar yaitu kontras, resolusi dan gangguan (*noise*). Kualitas citra bergantung pada peralatan pencitraan (sumber sinar X, prosesor dan detektor citra), keahlian operator dan waktu pencitraan.

## 2.4 Radiasi Hambur dan Kontras

Ketika berkas sinar X mengenai tubuh pasien, maka sebagian besar fraksi foton berikatan dalam interaksi Compton dan menghasilkan radiasi hambur. Radiasi ini akan mengurangi kontras citra.

### Kontras

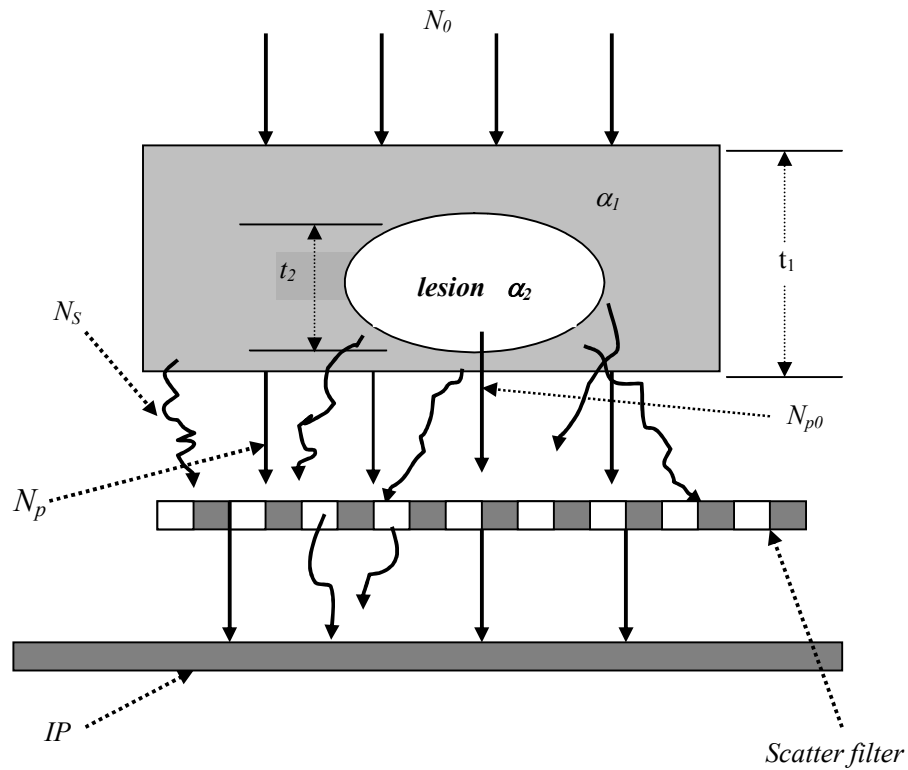
Kontras,  $C$ , didefinisikan sebagai perbandingan antara perbedaan intensitas yang ditransmisikan melalui obyek yang diselidiki (*lesion*),  $N_{po}$  dan intensitas sekelilingnya,  $N_p$  terhadap intensitas sekelilingnya. Dinyatakan dengan:

$$C = \frac{\Delta N_p}{N_p} = \frac{N_{po} - N_p}{N_p} \dots\dots\dots (13)$$

Seperti ditunjukkan pada gambar 2.9:

$N_{po}$  = Intensitas primer sinar X yang melewati obyek yang diselidiki (*lesion*) dengan koefisien atenuasi linear  $\alpha_2$  dan tebal  $t_2$  cm.

$N_p$  = Intensitas primer sinar X yang melewati sekeliling obyek dengan koefisien atenuasi linear  $\alpha_l$  dan tebal  $t_1$  cm.



**Gambar 2.9.** Sketsa transmisi intensitas primer dan intensitas hambur yang melalui obyek.

Pada persamaan 13, nilai  $C$  bergantung pada besarnya perbandingan antara nilai  $N_{po}$  dan  $N_p$ . Semakin tinggi perbandingan kedua nilai tersebut, maka nilai  $C$  semakin tinggi. Persamaan 14 ini merupakan bentuk pendekatan dari persamaan logaritmik:

$$C_{\log} = \ln \frac{N_{po}}{N_p} \dots\dots\dots (14)$$

yang dideretkan.



Persamaan 13 dan 14 berlaku untuk kontras ideal, yaitu kontras tanpa memperhitungkan radiasi hambur.

Kontras yang lebih baik diperoleh pada tegangan rendah, karena perbedaan koefisien atenuasi yang lebih besar antara bahan dan mempunyai hamburan yang rendah. Koefisien atenuasi bahan,  $\alpha$ , yang merupakan fraksi foton yang terserap pada ketebalan  $t$  dari bahan diberikan sebagai:

$$\alpha = \frac{1}{t} \ln \frac{N_o}{N_p} \dots\dots\dots (15)$$

dimana  $N_o$  = Intensitas foton sinar X yang datang (intensitas sinar X yang jatuh pada bidang phantom)

$N_p$  = Intensitas primer, yaitu intensitas sinar X yang melewati sekeliling obyek.

Pada persamaan 15, besarnya  $\alpha$  ditentukan oleh nilai-nilai  $N_o$  dan  $N_p$ . Semakin tinggi perbandingan nilai  $N_o$  dan  $N_p$ , maka nilai  $\alpha$  yang dihasilkan semakin tinggi.

Kontras maksimum diperoleh ketika tidak ada interaksi hambur antara foton sinar X dengan obyek yang dicitrakan. Dari persamaan 13, dapat dituliskan intensitas yang diteruskan setelah melewati *lesion*:

$$N_{po} = N_0 e^{-\alpha_1(t_1 - t_2) - \alpha_2 t_2} \dots\dots\dots (16a)$$

dan yang ditransmisikan melewati sekeliling:

$$N_p = N_0 e^{-\alpha_1 t_1} \dots\dots\dots (16b)$$

Dengan memasukkan persamaan 16a dan 16b ke dalam persamaan 13 diperoleh:

$$C = \left| \frac{N_0 e^{-\alpha_1(t_1-t_2)-\alpha_2 t_2} - N_0 e^{-\alpha_1 t_2}}{N_0 e^{-\alpha_1 t_1}} \right| \dots\dots\dots (16c)$$

$$C = e^{(\alpha_1-\alpha_2)t_2} - 1 \dots\dots\dots (16d)$$

Dengan penderetan diperoleh:

$$C = \left( \left[ 1 + (\alpha_1 - \alpha_2) + \left( \frac{\alpha_1 - \alpha_2}{2!} \right)^2 + \dots \right] \left[ 1 + t_2 + \frac{t_2^2}{2!} + \dots \right] - 1 \right) \dots\dots (17)$$

Dan dengan mengambil suku pertamanya saja didapatkan:

$$C = (1 + (\alpha_1 - \alpha_2)t_2) - 1$$

$$C = (\alpha_1 - \alpha_2)t_2 \dots\dots\dots (18)$$

Persamaan 18 ini menunjukkan bahwa besarnya kontras sebanding dengan perbedaan koefisien atenuasi linear pada sekeliling obyek atau udara dengan koefisien atenuasi linear pada obyek yang diselidiki.

### **Radiasi Hambur**

Radiasi hambur ini merupakan hamburan Compton yang dihasilkan oleh interaksi foton sinar X dan elektron bebas dalam bahan. Fraksi hambur, *SF* (*Scatter fraction*) dirumuskan sebagai berikut:

$$SF = \frac{N_s}{N_p + N_s} \dots\dots\dots (19)$$

Persamaan 19 ini memperlihatkan bahwa besarnya nilai *SF* tergantung pada nilai-nilai intensitas hambur,  $N_s$  dan intensitas yang melalui bahan,  $N_p$ . Semakin tinggi nilai  $N_s$  maka nilai *SF* yang dihasilkan juga semakin tinggi. Dalam keberadaan

radiasi hambur, intensitas yang ditransmisikan melalui obyek yang diselidiki,  $N_{obj}$ , meliputi intensitas primer,  $N_{po}$  dan intensitas hambur  $N_s$ . Sedangkan intensitas yang ditransmisikan lewat sekeliling,  $N_{backg}$ , meliputi intensitas primer  $N_p$ , dan intensitas hambur,  $N_s$ . Karena  $N_{obj} = N_{po} + N_s$  dan  $N_{backg} = N_p + N_s$ , maka kontras yang dihitung dengan memperhatikan radiasi hambur,  $C_s$ , dapat dituliskan sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 C_s &= \frac{\Delta N_p}{N_p} \\
 &= \left[ \frac{N_{po} + N_s - (N_p + N_s)}{N_p + N_s} \right] \\
 &= \left[ \frac{N_{po} - N_p}{N_p \left( 1 + \frac{N_s}{N_p} \right)} \right] \\
 &= \left[ \frac{\Delta N_p}{N_p} (1 - SF) \right] \\
 C_s &= C(1 - SF) \dots \dots \dots (20)
 \end{aligned}$$

Pada persamaan 20, dengan kehadiran radiasi hambur, kontras dari citra tereduksi sebesar:  $(1 - SF)$ . Transmisi hambur yang dihasilkan oleh sinar X yang berinteraksi dengan phantom dapat diukur dengan menempelkan potongan-potongan timbal sebagai *beam stopper* sinar X pada phantom. Secara matematis, persamaan 19 dapat diturunkan menjadi:

$$\frac{N_s}{N_p} = \frac{SF}{1 - SF} \dots \dots \dots (21)$$

Kontras yang diturunkan dari persamaan 14 diberikan sebagai berikut:

$$C \log s = \ln \frac{N_{po} + N_s}{N_p + N_s} = \ln \left( \frac{\frac{N_{po}}{N_p} + \frac{N_s}{N_p}}{1 + \frac{N_s}{N_p}} \right) \dots\dots\dots (22)$$

Nilai kontras ini merupakan kontras hambur (kontras dengan memperhatikan besarnya hamburan yang terjadi) secara logaritmik. Dengan memasukkan persamaan 16a, 16b dan 21 kedalam persamaan 22 diperoleh:

$$C_{\log s} = \ln \left( \frac{\frac{N_0 e^{-\alpha_1(t_1 - t_2) - \alpha_2 t_2}}{N_0 e^{-\alpha_1 t_1}} + \frac{N_s}{N_p}}{1 + \frac{N_s}{N_p}} \right)$$

$$C_{\log s} = \ln \left[ \frac{e^{t \Delta \alpha} + \frac{SF}{1 - SF}}{1 + \frac{SF}{1 - SF}} \right]$$

$$C_{\log s} = \ln \left[ (1 - SF) e^{\Delta \alpha t_2} + SF \right] \dots\dots\dots (23)$$

Persamaan 23 ini memperlihatkan bahwa kontras hambur logaritmik sebanding dengan nilai  $\ln$  fraksi hambur,  $SF$ , yang terbentuk pada citra. Semakin tinggi nilai  $SF$ , maka nilai  $C_{\log s}$  nya juga semakin tinggi.

Beberapa metode dapat digunakan untuk mengurangi pengaruh radiasi hambur, antara lain:

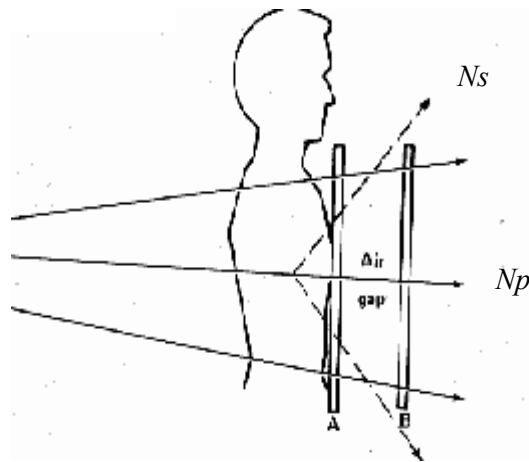
#### 1. Kolimasi

Salah satu metode untuk mengurangi radiasi hambur dan meningkatkan kontras yaitu dengan mengurangi ukuran medan dengan kolimator berkas sinar X. Penggunaan medan berukuran kecil menyebabkan sinar X yang

terhambur mempunyai probabilitas yang kecil untuk mencapai detektor (Sprawls, 1995).

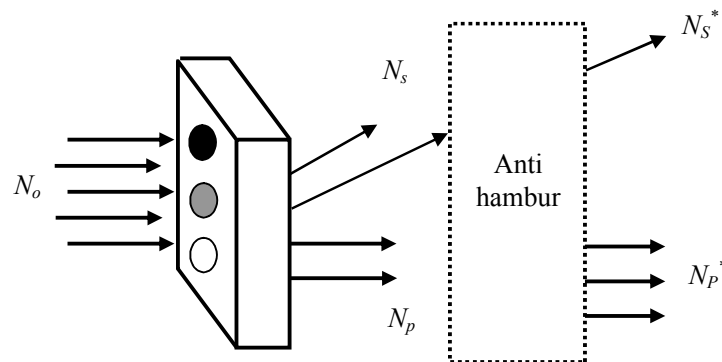
## 2. *Air Gap*

Kuantitas radiasi hambur dalam berkas sinar X mencapai detektor dapat dikurangi dengan memisahkan tubuh pasien/obyek (phantom) dengan permukaan detektor. Pemisahan ini dikenal sebagai *air gap* (Sprawls, 1995), seperti ditunjukkan pada gambar 2.10.



**Gambar 2.10.** Sketsa *air gap* pada tubuh pasien (<http://www.med.sc.edu:1000/2prod&use.htm>).

*Air gap* dicirikan oleh parameter geometrik tunggal yaitu jarak *air gap*.



**Gambar 2.11.** Sketsa foton primer dan foton hambur yang melalui phantom.

Ditunjukkan pada gambar 2.11, transmisi hambur,  $T_s$ , yang terjadi didefinisikan sebagai perbandingan intensitas hambur setelah melalui anti hambur (grid/*air gap*),  $N_s^*$ , terhadap intensitas hambur yang terjadi tanpa penggunaan anti hambur,  $N_s$ .

$$T_s = \frac{N_s^*}{N_s} \dots\dots\dots (24)$$

Pada persamaan 24, semakin tinggi perbandingan nilai-nilai intensitas hambur maka nilai transmisi hamburnya juga semakin tinggi. Transmisi primer juga didefinisikan sebagai perbandingan intensitas primer sinar X setelah melalui anti hambur,  $N_p^*$ , terhadap intensitas primer tanpa anti hambur,  $N_p$ .

$$T_p = \frac{N_p^*}{N_p} \dots\dots\dots (25)$$

Analog pada persamaan 24, nilai  $T_p$  pada persamaan 25 juga akan semakin tinggi ketika perbandingan nilai-nilai intensitas primernya tinggi.

Seperti pada persamaan 19, fraksi hambur dari anti hambur dapat dituliskan sebagai:

$$SF^* = \frac{N_s^*}{N_p^* + N_s^*} \dots\dots\dots (26)$$

Dari persamaan 19 dan 26 dapat diberikan:

$$N_s = \frac{N_p(SF)}{1 - SF}$$

dan

$$N_s^* = \frac{N_p^*(SF^*)}{1 - SF^*}$$

Dengan menggunakan persamaan tersebut, transmisi hambur,  $T_s$ , yang merupakan perbandingan antara intensitas hambur dengan grid/*air gap* dan konvensional (tanpa grid/*air gap*) dapat dituliskan:

$$\begin{aligned}\frac{N_s^*}{N_s} &= \frac{N_p^* (SF^*)}{1 - SF^*} \times \frac{1 - SF}{N_p SF} \\ \frac{N_s^*}{N_s} &= \frac{N_p^* SF^* (1 - SF)}{N_p SF (1 - SF^*)} \\ T_s &= T_p \frac{SF^* (1 - SF)}{SF (1 - SF^*)} \dots\dots\dots (27)\end{aligned}$$

Persamaan 27 menunjukkan bahwa besarnya transmisi hambur bergantung pada nilai transmisi primer,  $T_p$  dan juga nilai-nilai fraksi hambur yang diperoleh dengan menggunakan *air gap*,  $SF^*$ , maupun secara konvensional,  $SF$ . Perbandingan antara nilai  $T_p$  dan  $T_s$  akan memunculkan parameter baru yaitu selektivitas,  $\Sigma$ .

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \dots\dots\dots (28)$$

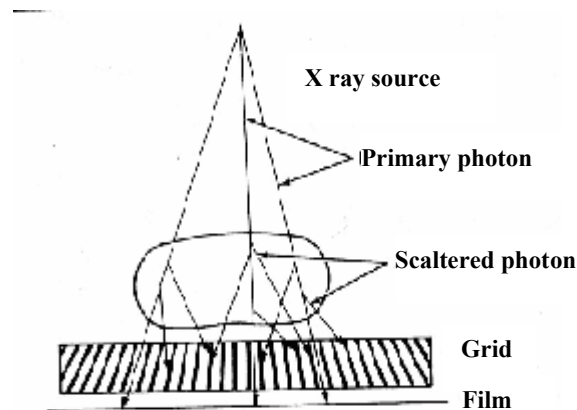
Pada persamaan 28, nilai selektivitas bergantung pada nilai  $T_p$  dan  $T_s$ . Nilai selektivitas ini akan menentukan kualitas dari anti hambur. Selektivitas dapat dipakai sebagai tolok ukur tinggi rendahnya nilai kontras dan mengetahui sejauh mana pemakaian metode pengurangan hamburan memberikan hasil yang lebih baik. Semakin tinggi nilai selektivitas, menunjukkan bahwa anti hambur bekerja dengan baik. Besaran lain pada citra yang dapat dihitung adalah faktor Bucky,  $B$ . Faktor Bucky merupakan perbandingan antara nilai  $K_c$  dengan  $T_p$ .

$$B = \frac{K_c}{T_p} \dots\dots\dots (29)$$

Pada persamaan 29,  $K_c$  merupakan tingkat kekontrasan. Nilai  $K_c$  diperoleh dengan membandingkan nilai kontras yang diperoleh dengan menggunakan *air gap* terhadap nilai kontras yang diperoleh secara konvensional. Semakin tinggi nilai  $K_c$  maka faktor Bucky nya semakin tinggi.

### 3. Grid

Pada gambar 2.12, grid diletakkan antara tubuh pasien/obyek dengan detektor. Grid dibuat dari lajur-lajur lapisan tipis bahan yang menyerap sinar X misalnya timbal. Grid yang ideal akan menyerap semua radiasi hambur. Tetapi tidak ada grid yang ideal, karena hampir semua peralatan menyerap radiasi primer dan melewatkan radiasi hambur (Sprawls, 1995).



Gambar 2.12. Komponen sistem sinar X untuk diagnostik (<http://www.med.sc.edu:1000/2prod&use.htm>).

## 2.5 Signal to Noise Ratio

Ada beberapa parameter yang muncul dalam system *Digital Imaging*, yaitu resolusi, linearitas sinyal dan *noise*. Adanya *noise* adalah karena sifat



fluktuasi yang alami dari sumber sinar X dan juga sinyal gangguan yang ikut terekam oleh detektor sinar X. Bila sinyal ini disebabkan oleh fluktuasi dari radiasi sinar X, maka noise didefinisikan sebagai distribusi Poisson sebesar  $\sqrt{N}$ , sebagai contoh jumlah foton sinar X dari sumber sinar X. Pada kasus ini, untuk material *low contrast*, contohnya plastik akrilik, didefinisikan:

$$\frac{N}{\sigma} = SNR = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \dots\dots\dots (30)$$

dimana  $N$  = jumlah foton yang terdeteksi

$\sigma$  = noise

Differensial *SNR* menggunakan perbedaan sinyal di belakang obyek yang diteliti terhadap sekelilingnya:

$$SNR_{diff} = \frac{|\Delta N|}{\sigma} = \frac{\Delta N}{N} \frac{N}{\sigma} \dots\dots\dots (31)$$

dimana:  $\Delta N = |N_{po} - N_p|$

Kontras

$$C = \frac{|N_{po} - N_p|}{N_p} = \frac{\Delta N}{N_p} \dots\dots\dots (32)$$

dimana:  $N_p = N$

Model Rose mendefinisikan ukuran-ukuran obyek yang dapat terdeteksi pada citra yang terbentuk. Dapat dituliskan:

$$SNR_{diff} = C \frac{N}{\sigma} = C \frac{N}{\sqrt{N}} = C\sqrt{N} = C\sqrt{N_a A} \dots\dots\dots (33)$$

dimana:  $A = \pi r^2$

Kontras dapat dituliskan

$$C = \frac{N_p - N_{po}}{N_p} = \frac{N_0 e^{-\alpha(l-t)} - N_0 e^{-\alpha T}}{N_0 e^{-\alpha T}} = \alpha t \dots\dots\dots (34)$$

sehingga:

$$SNR = \alpha t \sqrt{N_a \pi r^2} \dots\dots\dots (35)$$

dimana  $N_a$  = intensitas yang melalui phantom tapi tidak pada *lesion* (yaitu nilai  $N_p$  ).

$SNR$  model Rose pada persamaan 35 merupakan  $SNR$  model Rose yang tidak ideal karena tidak melibatkan adanya radiasi hambur. Persamaan ini biasanya digunakan sebagai dasar untuk mendesain phantom. Rose phantom terdiri dari sederetan lubang dengan diameter dan kedalaman berbeda. Setiap baris mempunyai diameter yang sama dan kedalaman berbeda, setiap kolom mempunyai kedalaman yang sama dan diameter berbeda, yang dibuat pada sebuah balok atau kubus plastik yang mempunyai massa jenis mendekati massa jenis air atau daging (Beutel, 2000). Dalam situasi yang nyata, model ini dimodifikasi dengan memasukkan koreksi radiasi hambur pada *noise*, sehingga dapat dituliskan:

$$SNR = \alpha t \sqrt{(N_p + N_s) \pi r^2} \dots\dots\dots (36)$$

Persamaan 36 ini menunjukkan bahwa besarnya  $SNR$  sebanding dengan besarnya kontras dan akar kuadrat intensitas jumlah foton yang melalui phantom seluas A. Semakin besar nilai intensitas jumlah foton yang ada maka nilai  $SNR$  semakin besar.

## 2.6 *BAS\_1800II*

Fujifilm *Bio\_Imaging Analyzer BAS\_1800II* menyajikan teknologi Fujifilm *Imaging Plate (IP)* sebagai sensor energi radioaktif untuk merekam citra. Dilengkapi dengan *Imaging Plate*, *BAS\_1800II* memberikan keakuratan resolusi dan linearitas data yang tinggi. Suatu Fujifilm *IP* tersusun dari lapisan *photostimulable phosphor* dan 100 kali lebih sensitif dari film sinar X biasa. *BAS\_1800II* mempunyai ukuran pixel 200  $\mu\text{m}$ , 100 $\mu\text{m}$  dan 50  $\mu\text{m}$  serta dapat digunakan dengan *windows* (gambar alat bisa dilihat pada lampiran). Keuntungan daripada *BAS\_1800II* ini adalah:

1. Mempunyai resolusi yang tinggi
2. Mempunyai seperangkat *Imaging Plate* yang dapat digunakan berulang kali
3. Citra yang diperoleh dapat dianalisa lebih detail menggunakan komputer
4. Mudah dalam penginstalasian maupun pengoperasiannya, tidak membutuhkan ruang gelap maupun bahan-bahan kimia

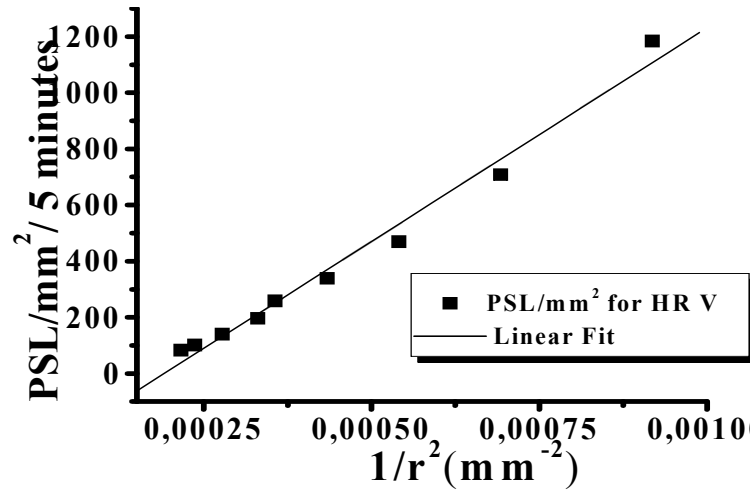
*BAS\_1800II* dilengkapi juga dengan *scanner* yang dapat men-*scan IP* selama waktu kurang dari 3 menit 30 detik dan mentransfer data ke unit penganalisis untuk dilakukan analisa. *Scanner* ini merupakan perangkat keras dari *BAS\_1800II*([www.berthold.com.au/Imagingpages?BAS\\_1800.html](http://www.berthold.com.au/Imagingpages?BAS_1800.html)).

## 2.7 Fujifilm *Imaging Plate*

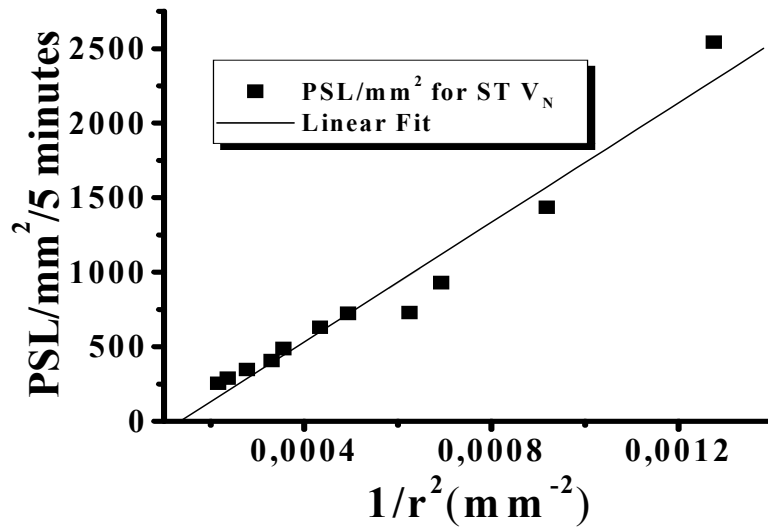
*Imaging Plate* merupakan film baru, seperti sensor citra yang tersusun oleh fosfor dan menyimpan energi radiasi. Energi yang tersimpan akan stabil sampai ter-*scan* oleh berkas laser, yang akan mengeluarkan energi dalam bentuk luminisence. *IP* juga merupakan salah satu bentuk *photostimulable phosphor* yang

disebut sebagai *storage phosphor*. Mekanisme penyerapan sinar X identik dengan *phosphor screen film-konvensional*. Perbedaannya terletak pada proses yang terjadi setelah sinar X berinteraksi dengan kristal fosfor yaitu elektron yang tereksitasi atau terionisasi dan hole yang dihasilkan akan terperangkap dalam kristal fosfor itu sendiri. Namun bila distimulasi dengan iradiasi sinar infra merah elektron akan berpindah ke pita konduksi dan akan kembali ke posisi semula sambil melepaskan foton berwarna biru (luminescence). *Photostimulable phosphor* pada umumnya terbuat dari barium fluorohalide *family* dan  $\text{BaFBrEu}^{2+}$  pada khususnya. Penggunaannya dalam radiografi digital, *Digital Imaging Plate*, yang berbentuk seperti film konvensional tetapi tidak transparan, setelah diradiasi dengan sinar X kemudian dibaca (signal sinar X diubah menjadi luminescence) menggunakan laser dengan *raster scanning* untuk membebaskan luminescence. Kemudian luminescence ini dikumpulkan dan dideteksi oleh tabung *photomultiplier* yang mana signal outputnya didigitalisasi untuk membentuk citra. Signal sinar X yang tersimpan pada digital *IP* akan meluruh secara eksponensial bila tersinari cahaya tampak (bola lampu listrik). Maka bila digital *IP* telah digunakan untuk merekam citra sinar X, digital *IP* harus dimasukkan ke dalam kotak yang tidak tembus cahaya.

Salah satu karakteristik dari *IP* adalah linearitasnya yang tinggi. Dapat ditunjukkan pada grafik dibawah ini:

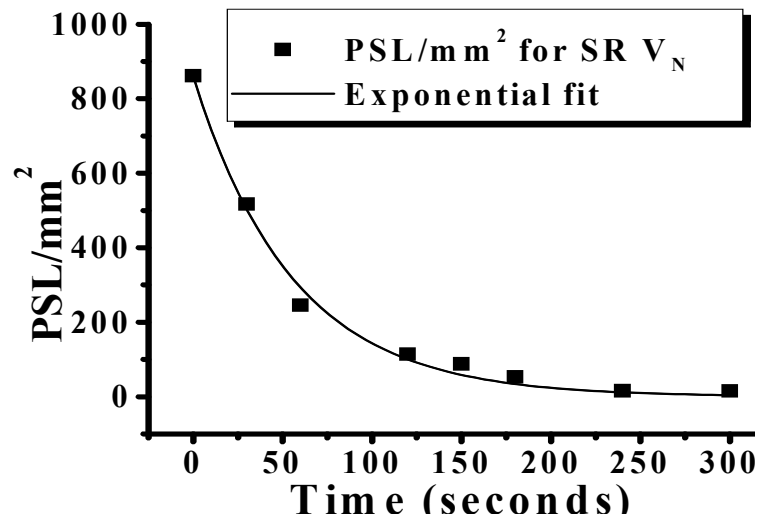


Gambar 2.13a. Plot sinyal *Image Plate* sebagai fungsi dari seper-kuadrat jarak sumber-detektor untuk HR V Plate.

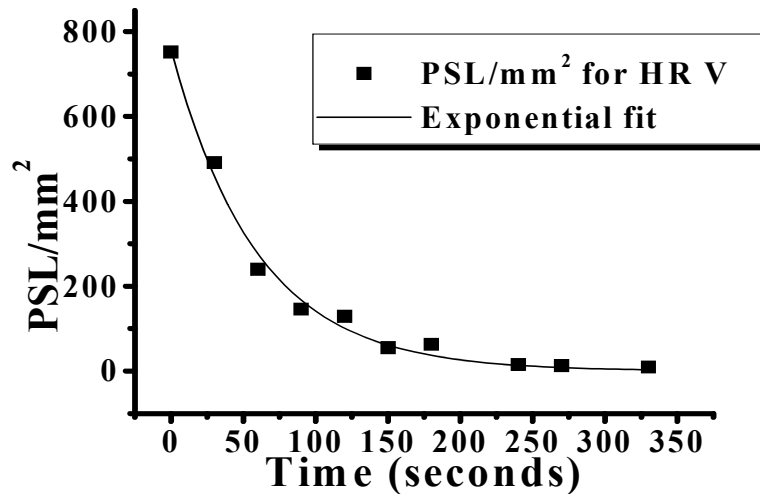


Gambar 2.13b. Plot sinyal *Image Plate* sebagai fungsi dari seper-kuadrat jarak sumber-detektor untuk ST V<sub>N</sub> Plate.

Pada gambar 2.13a dan 2.13 b, ditunjukkan hubungan linear dari jumlah PSL dengan seperkuadrat jarak antara *IP* dengan sumber. Semakin jauh jarak yang diambil maka nilai PSL nya semakin kecil.



Gambar 2.14a. Grafik hubungan antara waktu pembangkitan dengan jumlah PSL setelah *IP* digunakan untuk merekam citra pada ST V<sub>N</sub> Plate.



Gambar 2.14b. Grafik hubungan antara waktu pembangkitan dengan jumlah PSL setelah *IP* digunakan untuk merekam citra pada HR V Plate.

Pada gambar 2.14a dan 2.14b, setelah *IP* digunakan untuk merekam citra maka *IP* harus segera di-*scan*, panjang pendeknya waktu dari mulai *IP* digunakan sampai pen-*scan*-an akan mempengaruhi nilai-nilai PSL nya. Semakin panjang waktu dari mulai *IP* digunakan sampai di-*scan*, semakin berkurang jumlah PSL nya.

## 2.8 *Photostimulable Phospor*

Phospor khusus dibuat untuk *IP*. Bahan tertentu diketahui dapat memancarkan cahaya ketika terkena radiasi, sinar UV, berkas elektron atau ketika dipanaskan. Secara umum bahan seperti ini dikenal sebagai bahan fluoresensi. Bahan-bahan yang bersifat menghamburkan biasa disebut sebagai phospor. Suatu phospor memancarkan cahaya ketika terstimulasi, misalnya karena radiasi. Cahayanya menghilang secara spontan ketika stimulasinya berhenti. Fenomena ini dikenal sebagai fluoresensi. Ketika sebagian phospor tetap memancarkan cahaya untuk beberapa saat setelah stimulasi berhenti, dikenal sebagai *phosporesence*. Phospor yang digunakan untuk *IP* mempunyai sifat-sifat khusus yang berbeda, yaitu menggunakan fenomena PSL (*Photostimulated Luminisence*) yang biasa merupakan fluoresensi maupun phosporesensi. Fenomena PSL mengantarkan kita pada konsep dasar *IP* sebagai sensor citra sinar X, yang menyimpan informasi radiasi pertama dan melepaskan informasi tersebut dalam bentuk cahaya. Ciri yang menjadikan *IP* menjadi detektor yang lebih ideal dibandingkan dengan detektor citra yang lain ([www.electroimage.com/TEM/download/micron.pdf](http://www.electroimage.com/TEM/download/micron.pdf)):

1. Sensitivitasnya yang tinggi
2. Mempunyai sifat linearitas yang tinggi
3. Dapat digunakan ulang

## **BAB III**

### **METODOLOGI PENELITIAN**

#### **3.1 Waktu dan Tempat Penelitian**

Penelitian dilakukan pada bulan Maret 2003 sampai dengan bulan Juni 2003 di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Umum Daerah Dr. Moewardi Surakarta dan Laboratorium MIPA Pusat sub Laboratorium Fisika Universitas Sebelas Maret Surakarta.

#### **3.2 Metode Penelitian**

Penelitian yang dilakukan bersifat eksperimen, yaitu mengukur besarnya hamburan dari phantom yang disinari dengan sinar X serta besarnya nilai kontras menggunakan persamaan 22. Nilai kontras ideal diperoleh dengan persamaan 14 (sama dengan persamaan 22 tetapi dengan mengurangi nilai intensitas hamburan dari masing-masing intensitas yang terukur). Parameter lain yang turut dihitung dalam penelitian ini adalah besarnya transmisi, selektivitas,  $\Sigma$ , faktor “bucky”,  $B$ , serta  $SNR$ .

#### **3.3 Peralatan**

Sumber radiasi yang digunakan dalam penelitian ini adalah tabung sinar X diagnostik yang digunakan di Rumah Sakit Umum Daerah Dr. Moewardi Surakarta dengan logam targetnya adalah rhenium-tungsten dan tegangan tabung maksimumnya 130 kVp. Citra dari phantom direkam menggunakan *Imaging Plate* yang kemudian hasil rekaman dibaca dengan menggunakan *scanner* pada



peralatan *BAS\_1800II*. Sedangkan pengukuran diameter serta kedalaman lubang pada phantom dilakukan dengan menggunakan jangka sorong.

### 3.3.1 *BAS\_1800II Storage Phospor Imaging System*

Merupakan teknologi baru dalam *Bio\_Imaging Analyzer (BAS)* dari Fujifilm (spesifikasi serta gambar alat bisa dilihat pada lampiran). *BAS\_1800\_II* mempunyai keakuratan serta kemudahan *scanning*. Susunan dari *BAS\_1800II* meliputi:

#### 1. *BAS\_1800II IP scanner*

Resolusi yang tinggi dari *IP scanner* dapat men-*scan IP* dalam waktu kurang dari 3 menit 30 detik dan mentransfer data ke unit penganalisis untuk dilakukan analisa. *IP scanner* merupakan perangkat keras dari *BAS\_1800II* ini. Bagian penting dari unit ini :

- *Power switch*
- *IP loading section*
- Lampu indikator.

Permukaan sensitif *IP* secara mudah dapat diidentifikasi melalui permukaan biru/putih dari film.

#### 2. Kabel daya

#### 3. *FD (Floppy Discette)*

#### 4. Terminator aktif (SCSI terminator)

#### 5. *Imaging Plate*

Seri: *BAS Cassette 2025* (ukuran 20 x 25 cm)

#### 6. *BAS Gauge*

*BAS Gauge* digunakan untuk menspesifikasi bagian mana yang dibaca.

### 3.3.2 Tabung sinar X diagnostik

Sumber radiasi yang digunakan untuk diagnostik di Instalasi Radiologi RSUD Dr. Moewardi Surakarta adalah tabung sinar X dengan target rhenium tungsten (peralatan bisa dilihat pada lampiran).

Peralatan utama dari tabung sinar X ini adalah:

#### 1. Generator sinar X

Merupakan penghasil sinar X. Model AMX-4+ dengan rangkaian tegangan tinggi.

Karakteristik fisik:

##### a. Dimensi

- Tinggi : 1778 mm
- Lebar : 640 mm
- Panjang : 1153 mm
- Berat : 477 Kg

##### b. Batas lingkungan

Temperatur operasi: 15-38<sup>0</sup> C

##### c. Baterai

9 baterai dengan tegangan 12.9 volt disusun seri (total  $\pm$  116 V pada muatan penuh).

#### 2. Tabung sinar X

Model: 46-12568688

#### 3. Kolimator

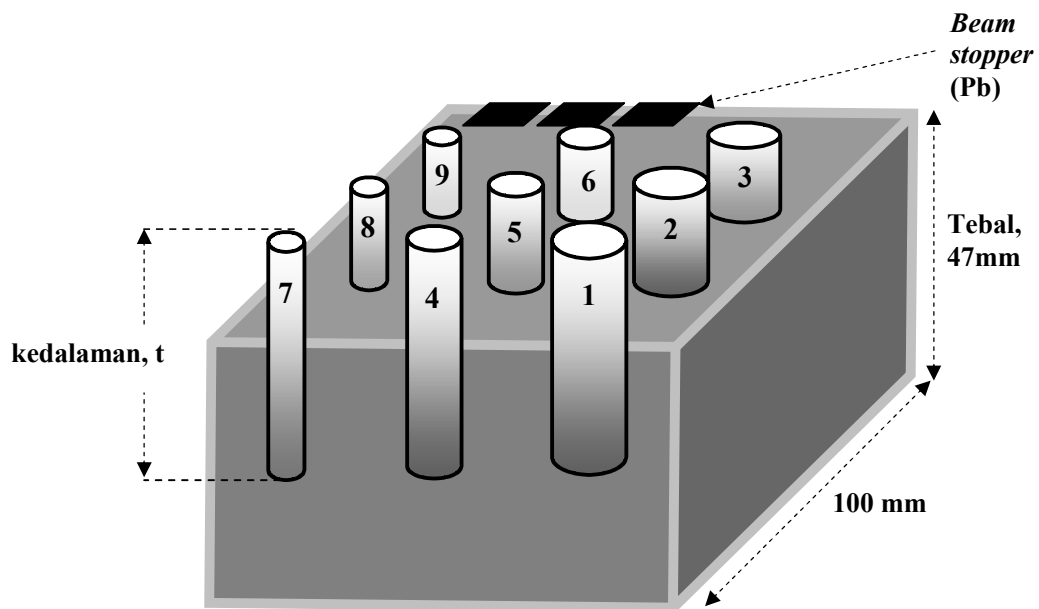
Model: 46-270615P2 seri 00513

#### 4. *Housing*

Model: 46-15575008

##### 3.3.3 Plastik akrilik

Phantom yang digunakan terbuat dari lembaran akrilik yang direkatkan satu sama lain menggunakan *double tip* dan kemudian pada salah satu permukaannya dibuat lubang-lubang dengan diameter dan kedalaman yang bervariasi.



Gambar 3.1. Sketsa phantom dengan diameter dan kedalaman lubang yang berbeda.

Keterangan ukuran lubang:

**Tabel 3.1. Diameter dan kedalaman lubang pada phantom pada gambar 3.1.**

Diameter, d (mm)	No. lubang dengan kedalaman (mm)		
	20	11	8
6	1	2	3
4	4	5	6
3	7	8	9

### 3.3.4 Jangka sorong

Digunakan untuk mengukur kedalaman serta diameter lubang pada phantom.

## 3.4 Prosedur Kerja

### 3.4.1 Mengukur diameter serta kedalaman lubang pada panthom.

Obyek yang digunakan sebagai pengganti dari pasien adalah phantom (terbuat dari lempengan-lempengan akrilik yang direkatkan), berukuran  $100 \times 100 \text{ cm}^2$  dan ketebalan 47 mm. Phantom berbentuk kubus dimana bahan phantom dipilih yang mempunyai densitas yang hampir sama dengan jaringan. Pada permukaan lempengan akrilik dibuat lubang-lubang (dibor) dengan diameter dan kedalaman yang bervariasi. Setiap baris mempunyai diameter yang sama dan kedalaman berbeda, setiap kolom mempunyai kedalaman yang sama dan diameter yang berbeda. Pengukuran diameter dan kedalaman ini dilakukan dengan menggunakan jangka sorong yang tersedia di Laboratorium MIPA Pusat sub Laboratorium Fisika Universitas Sebelas Maret Surakarta.

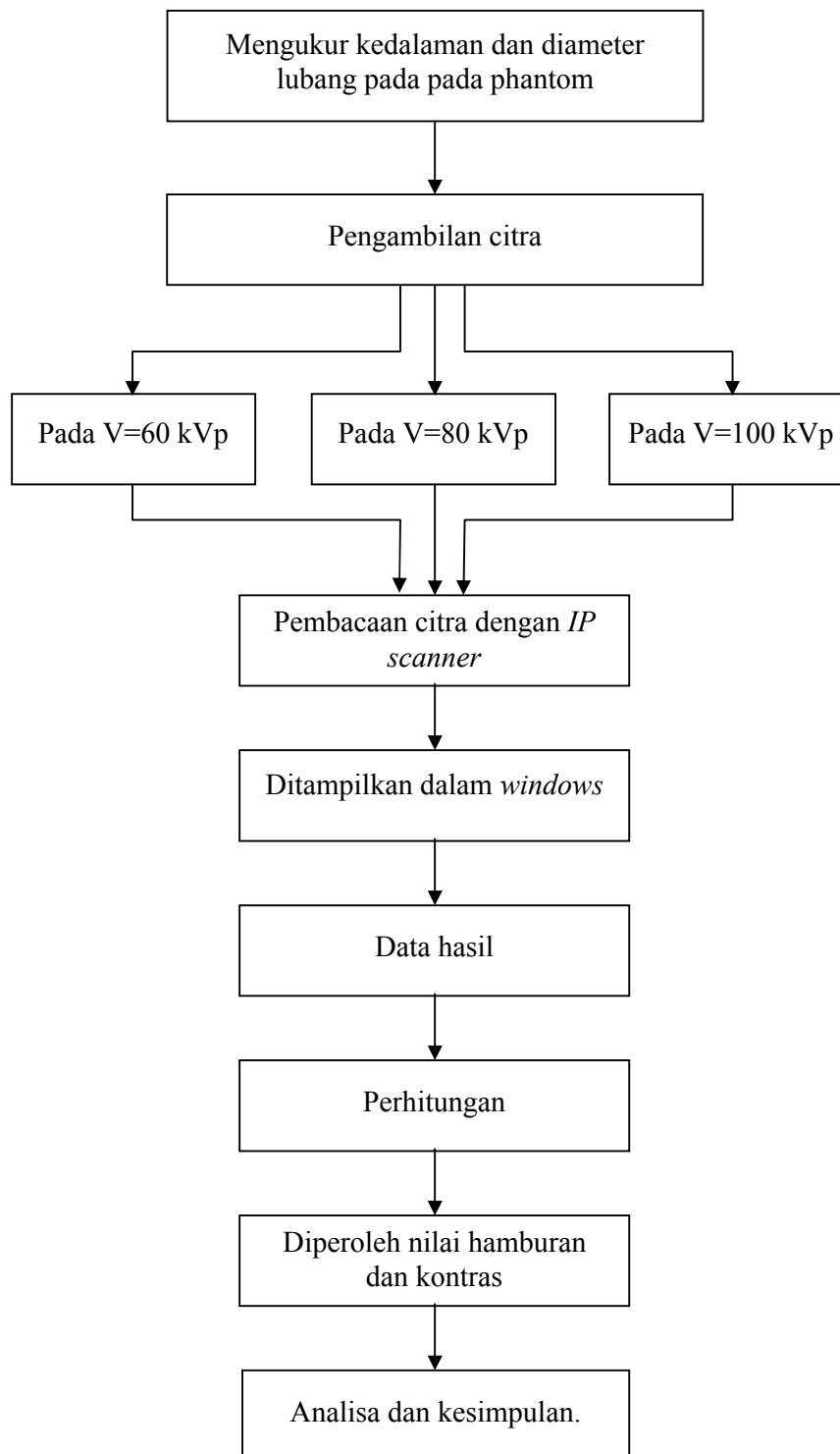
### 3.4.2 Pengambilan citra dari phantom.

Pengambilan citra dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD Dr. Moewardi Surakarta menggunakan tabung sinar X yang ada disana. Film yang digunakan untuk merekam citra adalah *Fuji Imaging Plate* yang ada di Laboratorium MIPA Pusat sub Laboratorium Fisika Universitas Sebelas Maret Surakarta. Percobaan ini dilakukan sebanyak 3 kali pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp, dengan jarak antara sumber dan film sejauh 1000 mm dan mAs=1,25. Proses pengambilan citra dilakukan dengan menerapkan teknik *air gap* untuk mengurangi radiasi hambur. Jarak *air gap* yang diambil adalah 150 mm. Pengambilan citra juga dilakukan secara konvensional (tanpa anti hambur) pada variasi yang sama dengan tujuan untuk perbandingan.

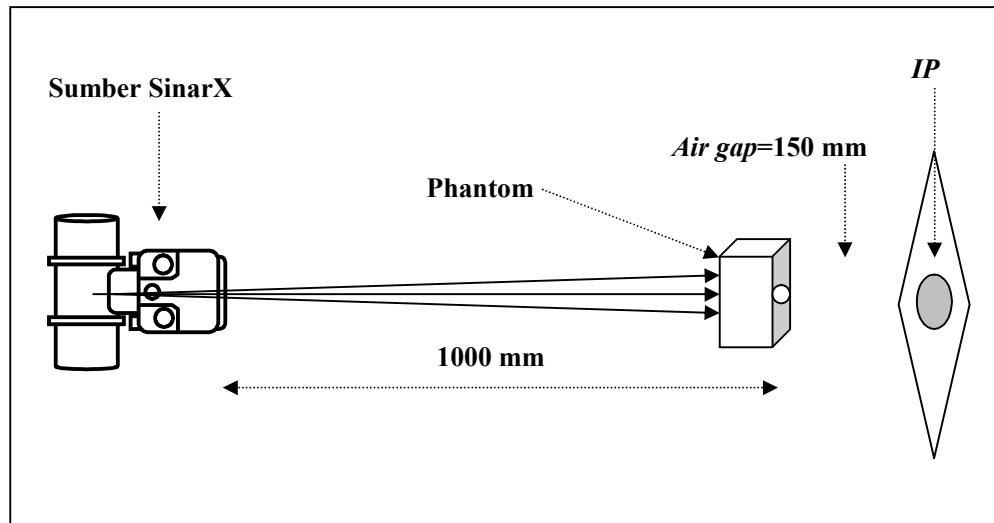
### 3.4.3 Proses *scanning* dan perhitungan.

Citra yang sudah terekam pada film dibaca dengan menggunakan *IP scanner* yang ada pada peralatan *BAS\_1800II*. Hasil pembacaan ditampilkan melalui *windows* dan dapat dianalisa nilai-nilai dari parameter yang diperoleh untuk kemudian diolah sehingga didapatkan nilai-nilai hamburan dan kontrasnya. Perhitungan dilakukan dengan menggunakan program Excell dan hasilnya ditampilkan dalam bentuk grafik menggunakan program origin.

Bagan prosedur kerja bisa dilihat pada gambar 3.2, sedangkan gambar desain eksperimen bisa dilihat pada gambar 3.3.



Gambar 3.2. Bagan prosedur kerja



Gambar 3.3. Desain eksperimen.

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

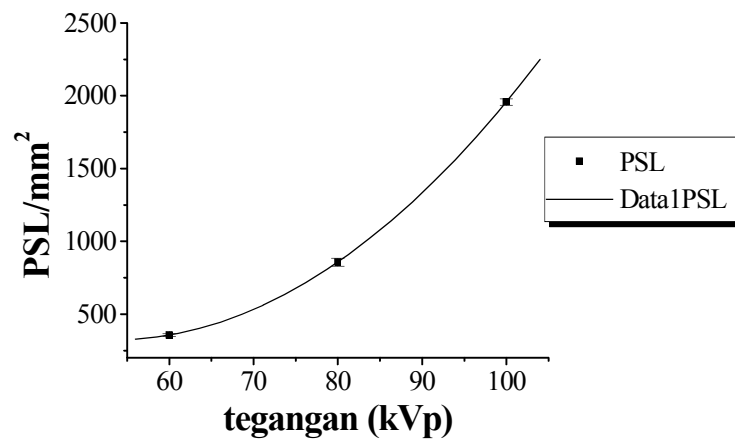
Pengambilan data dilakukan dengan menggunakan 2 cara yaitu secara konvensional dan dengan menggunakan *air gap*. Pengambilan data secara konvensional dilakukan tanpa penggunaan teknik pengurangan radiasi hambur baik itu penggunaan grid maupun *air gap*. Sedangkan pada cara selanjutnya digunakan teknik pengurangan radiasi hambur yaitu *air gap* dengan jarak yang diambil 150 mm.

Hasil perhitungan yang diperoleh pada penelitian ini adalah nilai-nilai kontras dan hamburan dari phantom yang disinari dengan menggunakan sinar X. Parameter lain yang juga diperoleh adalah nilai transmisi, selektivitas, *SNR* serta faktor Bucky. Ada 3 variasi tegangan yang digunakan yaitu 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp, dengan parameter didalamnya seperti mAs, jarak sumber ke film dan jarak *air gap* yang tetap. Phantom yang digunakan sebagai obyek dilubangi dengan memberikan variasi kedalaman dan diameter untuk mengetahui perbedaan kontras yang dihasilkan pada masing-masing lubang yang muncul dari perbandingan nilai-nilai intensitas sinar yang menembus phantom tersebut.

#### 4.1 Karakteristik *Imaging Plate*

Berdasarkan hasil percobaan, dengan mengambil nilai-nilai intensitas yang menembus bidang phantom, sebelum melewati anti hambur,  $N_o$  (secara konvensional) pada masing-masing tegangan, diperoleh grafik sebagai berikut:





**Gambar 4.1.** Grafik hubungan antara tegangan, V dengan PSL sebagai karakteristik dari film.

Pada gambar 4.1, semakin tinggi tegangan yang diberikan, semakin besar intensitas yang menembus bidang phantom.

#### 4.2 Pengukuran Nilai Koefisien Atenuasi

Nilai koefisien atenuasi,  $\alpha$  dihitung dengan menggunakan persamaan 15.

Berikut nilai-nilai koefisien atenuasi pada masing-masing tegangan:

**Tabel 4.1 .** Nilai-nilai koefisien atenuasi linear.

V (kVp)	$\alpha$ Konvensional
60	0,015±0,001
80	0,010±0,001
100	0,006±0,002

Pada tabel 4.1, besarnya koefisien atenuasi berbanding terbalik dengan besarnya tegangan yang diberikan. Kontras yang tinggi diperoleh ketika terdapat perbedaan koefisien atenuasi yang besar antara obyek yang kita selidiki dibandingkan dengan sekelilingnya. Pada penelitian ini kita menggunakan obyek yang terbuat dari akrilik yang diberi lubang-lubang. Jadi di sini kita membandingkan koefisien atenuasi antara akrilik dengan udara yang terdapat pada lubang-lubang tersebut. Pada tegangan 60 kVp, nilai koefisien atenuasinya tinggi, yaitu sebesar  $0,015 \pm 0,001$ , sehingga kontras yang dihasilkan pada tegangan 60 kVp juga lebih tinggi dibanding pada tegangan 80 kVp dan 100 kVp. Dengan demikian, kontras yang baik diperoleh pada tegangan 60 kVp dengan perbedaan nilai koefisien atenuasi antara bahan dan udara yang besar.

### 4.3 Pengukuran Nilai Kontras

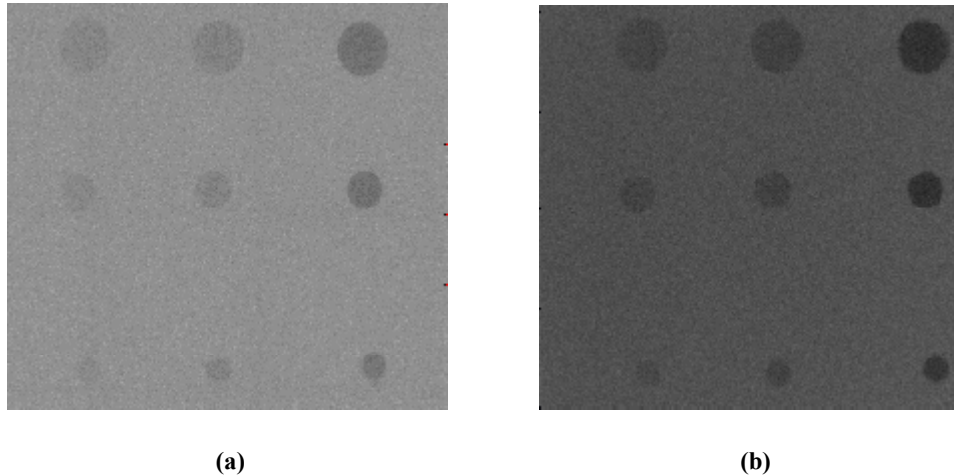
Pada tabel 4.2 ditunjukkan perbandingan nilai-nilai kontras, secara konvensional dan *air gap* yang terjadi pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp diameter 6 mm. Perhitungan nilai kontras dilakukan dengan menggunakan persamaan 14 dan 22. Penentuan  $N_{po}$  didapatkan dari intensitas foton yang ada di belakang lubang sebagai obyek kontras sedangkan  $N_p$  didapatkan dari intensitas di sekitar lubang.

**Tabel 4.2. Perbandingan nilai kontras hambur dan kontras kontras ideal (kontras tanpa hamburan) pada diameter 6 mm.**

Tegangan, V	Kontras	kedalaman Lubang (mm)	Metode		Faktor Kontras
			<i>Air Gap</i>	Konvensional	
60 kVp	$C_s$	20±0.05	0,545±0,024	0,405±0,023	1,346±0,097
		11±0.05	0,277±0,031	0,193±0,017	1,433±0,205
		8±0.05	0,239±0,036	0,151±0,022	1,583±0,331
	$C$	20±0.05	0,656±0,029	0,581±0,041	1,129±0,094
		11±0.05	0,341±0,038	0,284±0,032	1,201±0,192
		8±0.05	0,298±0,045	0,223±0,038	1,335±0,308
80 kVp	$C_s$	20±0.05	0,479±0,016	0,359±0,019	1,334±0,087
		11±0.05	0,258±0,019	0,181±0,025	1,420±0,225
		8±0.05	0,183±0,015	0,139±0,029	1,318±0,296
	$C$	20±0.05	0,585±0,021	0,538±0,034	1,087±0,078
		11±0.05	0,322±0,024	0,276±0,041	1,166±0,195
		8±0.05	0,232±0,019	0,215±0,048	1,078±0,255
100 kVp	$C_s$	20±0.05	0,465±0,009	0,334±0,022	1,389±0,095
		11±0.05	0,241±0,007	0,176±0,008	1,370±0,073
		8±0.05	0,182±0,007	0,119±0,019	1,532±0,249
	$C$	20±0.05	0,567±0,012	0,518±0,041	1,096±0,089
		11±0.05	0,300±0,010	0,274±0,022	1,084±0,092
		8±0.05	0,229±0,009	0,192±0,036	1,198±0,231

Pada tabel 4.2, nilai-nilai kontras hambur,  $C_s$ , lebih kecil dibandingkan dengan nilai kontras ideal (kontras tanpa hamburan),  $C$ , ini terjadi baik pada tegangan 60 kVp, 80 kVp maupun 100 kVp. Pada  $C_s$ , masih mengandung nilai-nilai hamburan, sehingga besarnya kontras tereduksi sebesar nilai hamburan tersebut. Faktor kontras menunjukkan perbandingan nilai-nilai kontras dengan *air gap* dan kontras secara konvensional. Nilainya berkisar pada 1,078±0,225 sampai dengan 1,583±0,331. Tingginya nilai faktor kontras mengindikasikan bahwa terdapat kenaikan nilai kontras dari kontras tanpa anti hambur ke kontras dengan anti hambur. Nilai-nilai kontras yang diperoleh dengan menggunakan *air gap* lebih besar dibandingkan pada kontras yang diambil secara konvensional.

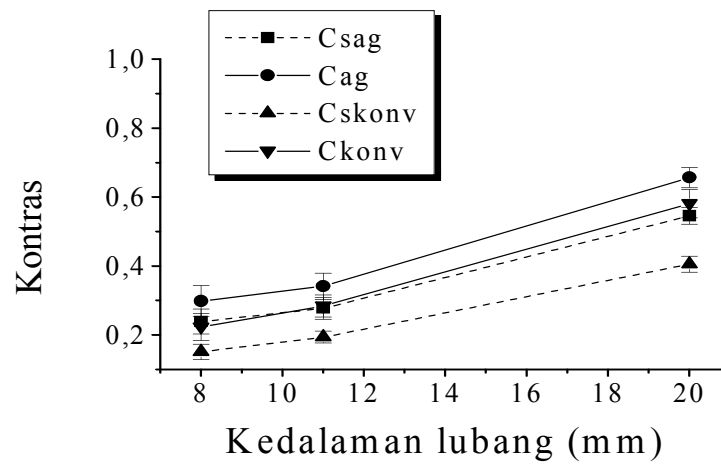
Pemberian jarak (*air gap*) pada obyek dengan sumber sinar X dapat mengurangi hamburan yang terbentuk pada citra.



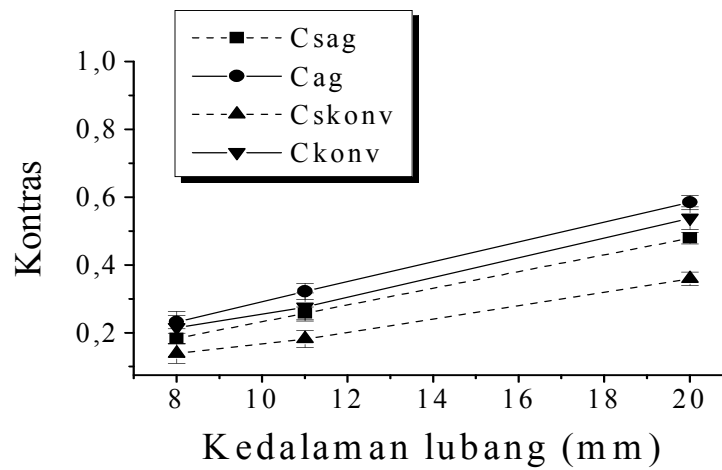
**Gambar 4.2.** Citra yang terbentuk (a) tanpa *air gap*, (b) dengan *air gap*.

Pada gambar 4.2, ditunjukkan citra yang terbentuk tanpa *air gap* (secara konvensional) (a) dan dengan *air gap* (b). Nilai kontras pada gambar 4.2b lebih tinggi dibanding pada gambar 4.2a.

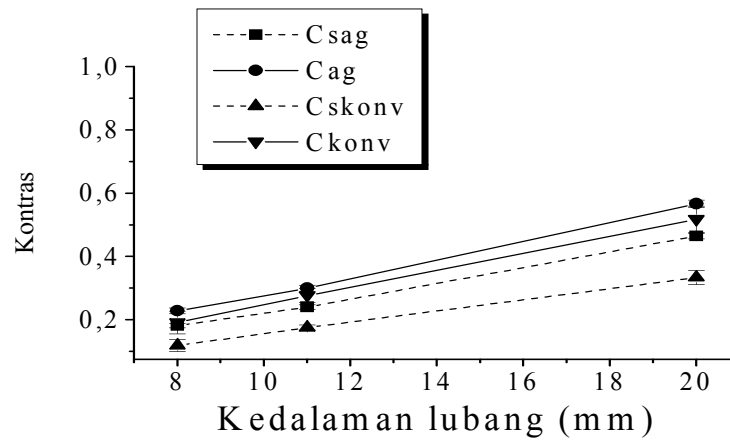
Nilai kontras yang melibatkan hamburan dihitung secara langsung berdasarkan data yang diperoleh pada percobaan, sedangkan kontras ideal diperoleh setelah dilakukan pengurangan intensitas hambur dari intensitas primer maupun intensitas yang melalui *lesion* (obyek yang diselidiki). Gambar 4.3, 4.4 dan 4.5 menunjukkan grafik hubungan antara kedalaman lubang dengan nilai kontras yang dihasilkan pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp yang terjadi pada diameter 6 mm.



**Gambar 4.3.** Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom (d = 6 mm; V = 60 kVp).



**Gambar 4.4.** Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom (d = 6 mm; V = 80 kVp).



**Gambar 4.5.** Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom ( $d = 6 \text{ mm}$ ;  $V = 100 \text{ kVp}$ ).

Keterangan:

Csag : Kontras dengan hamburan yang diperoleh dengan menggunakan *air gap*

Cskonv : Kontras dengan hamburan yang diperoleh dengan secara konvensional

Cag : Kontras tanpa hamburan (kontras ideal) yang diperoleh dengan menggunakan *air gap*

Ckonv : Kontras tanpa hamburan (kontras ideal) yang diperoleh secara konvensional

Dari grafik 4.3, 4.4 dan 4.5 di atas dapat kita lihat bahwa adanya kenaikan nilai kekontrasan sebanding dengan kenaikan kedalaman lubang dari phantom. Keadaan serupa juga terjadi pada diameter 4 mm dan 3 mm dengan variasi kedalaman yang berbeda.

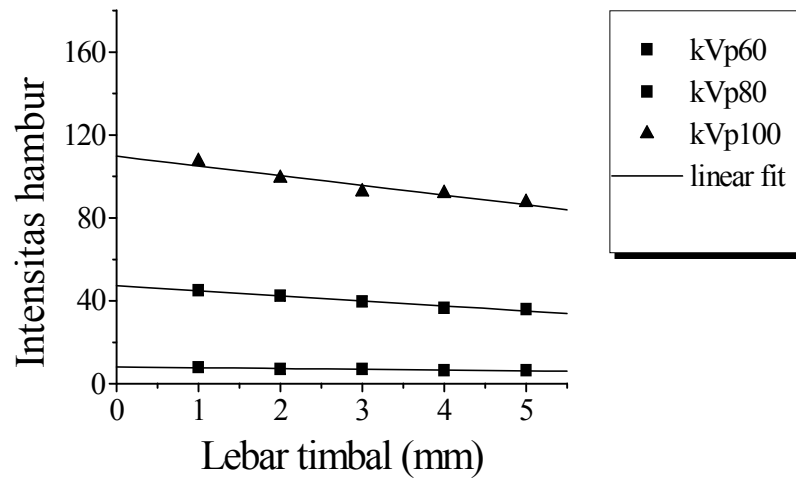
#### 4.4 Pengukuran Nilai Hamburan

Tinggi rendahnya nilai kontras dipengaruhi oleh besarnya hamburan. Pada tegangan yang sama, besarnya intensitas hambur,  $N_s$ , untuk citra yang diambil secara konvensional hasilnya lebih besar dibandingkan intensitas hambur dengan *air gap*. Penggunaan *air gap* yang berarti pemberian jarak dari sumber ke detektor menyebabkan pengurangan hamburan sinar X. Nilai  $N_s$  yang tinggi akan mengurangi besarnya nilai kontras yang dihasilkan. Dapat kita lihat pada data konvensional tabel 4.2 dimana nilai  $N_s$  nya yang tinggi menyebabkan nilai-nilai kontrasnya lebih rendah dibandingkan pada *air gap*. Hal ini terjadi baik untuk tegangan 60 kVp, 80 kVp maupun 100 kVp. Pada tabel 4.3 berikut ditunjukkan nilai-nilai intensitas hambur yang muncul pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp dengan pemakaian timbal yang divariasi lebarnya.

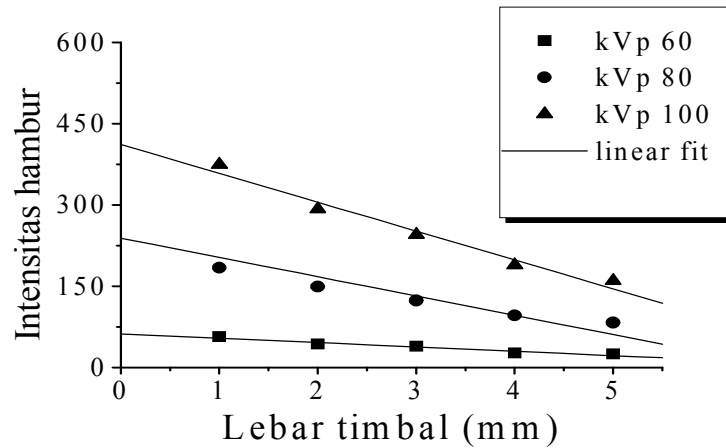
**Tabel 4.3. Nilai-nilai intensitas hambur pada masing-masing lebar timbal.**

lebar timbal (mm)	v=60 kVp		v=80 kVp		v=100 kVp	
	$N_s$		$N_s$		$N_s$	
	konv	<i>air gap</i>	konv	<i>air gap</i>	konv	<i>air gap</i>
1	56,122±1,378	7,948±0,493	183,904±7,213	45,087±0,491	374,167±18,736	107,23±0,767
2	42,878±2,213	7,04±0,256	149,12±12,844	42,437±1,738	292,227±9,729	99,103±0,742
3	38,768±3,667	7,032±0,518	123,324±7,601	39,68±1,256	244,993±6,378	92,623±1,649
4	26,462±2,119	6,413±0,284	95,766±10,131	36,636±0,942	188,56±8,907	91,823±0,364
5	24,403±3,708	6,390±0,345	82,486±8,791	35,857±1,234	159,413±6,876	87,473±0,671

Dari tabel 4.3 di atas, nilai intensitas hambur terendah diperoleh pada tegangan 60 kVp dengan pemakaian *air gap*. Nilainya berkisar antara 6,390±0,345 sampai dengan 7,948±0,493.



Gambar 4.6a. Grafik hubungan antara lebar timbal (mm) dan intensitas hambur dengan *Air Gap*.



Gambar 4.6b. Grafik hubungan antara lebar timbal (mm) dan intensitas hambur,  $N_s$ , secara konvensional.

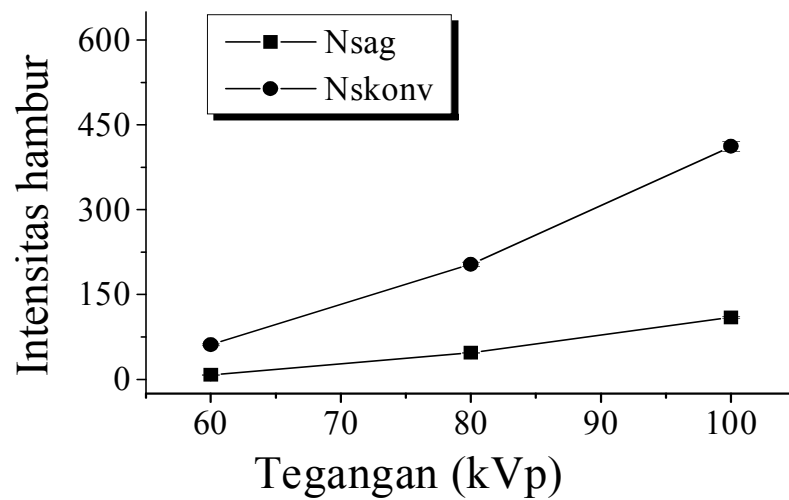
Pada gambar 4.6a dan 4.6b, timbal digunakan sebagai sarana untuk mengukur intensitas hambur yang muncul ketika berkas sinar X mengenai bidang phantom. Dari interpolasi grafik dengan menggunakan linear fit diperoleh nilai-nilai  $N_s$  untuk lebar timbal 0 mm, yang berarti diperoleh nilai  $N_s$  yang sebenarnya. Ditunjukkan pada tabel berikut:



Tabel 4.4a. Nilai-nilai intensitas hambur,  $N_s$  pada masing-masing tegangan.

Tegangan, V (kVp)	$N_s$	
	<i>air gap</i>	konvensional
60	8,089±0,145	61,683±1,809
80	47,217±0,389	203,777±3,668
100	109,689±1,331	411,824±8,726

Pada tabel 4.4a besarnya intensitas hambur,  $N_s$ , pada data konvensional jauh lebih besar dibanding dengan penggunaan *air gap*.

Gambar 4.7. Grafik hubungan antara tegangan (kVp) dan intensitas hambur,  $N_s$ .

Keterangan:

Nsag : Intensitas hambur dengan *air gap*

Nskonv : Intensitas hambur secara konvensional

Pada gambar 4.7, semakin tinggi tegangan yang diberikan, nilai-nilai  $N_s$  nya semakin tinggi. Hal ini terjadi baik dengan penggunaan *air gap* maupun secara konvensional. Sedangkan nilai intensitas hambur yang diperoleh dengan menggunakan grid pada kondisi yang sama dapat ditunjukkan sebagai berikut:

**Tabel 4.4b.** Nilai-nilai intensitas hambur,  $N_s$ , dengan menggunakan grid (Agus Hartanto, 2003).

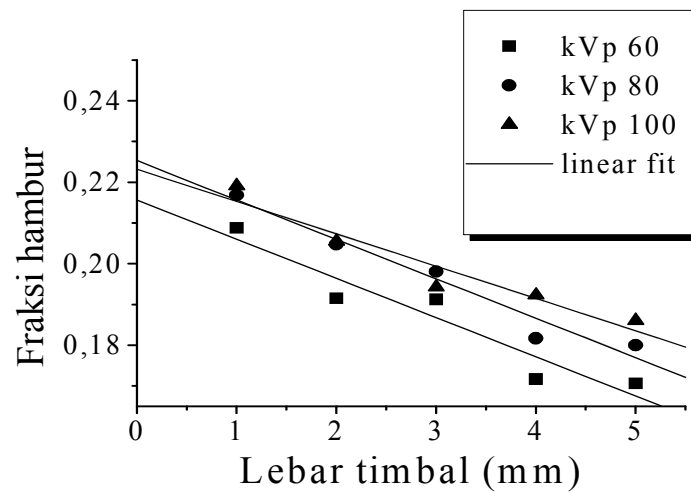
Tegangan, V (kVp)	$N_s$
60	8,870±0,170
80	50,060±0,620
100	129,570±0,770

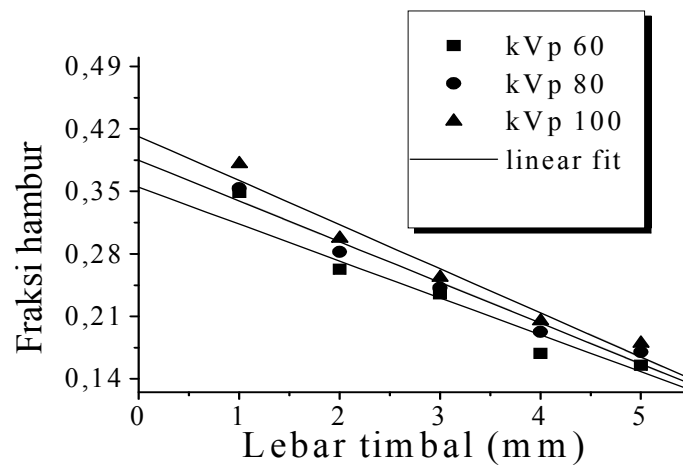
Dari tabel 4.4b, pemakaian grid memberikan nilai intensitas hambur yang tidak jauh berbeda dengan pemakaian *air gap*. Pada kondisi ini, hamburan yang terjadi pada citra untuk tegangan 60 kVp, 80 kVp maupun 100 kVp dapat dikurangi dengan pemakaian anti hambur grid atau *air gap*.

Besarnya intensitas hambur bisa juga ditampilkan dalam bentuk fraksi hambur,  $SF$ . Perhitungan untuk masing-masing nilai  $SF$ , persamaan 19, baik untuk *air gap* maupun konvensional didapatkan dari perbandingan intensitas foton yang ada di belakang timbal ( $N_s$ ) dengan intensitas di sekitar timbal ( $N_p+N_s$ ). Gambar 4.8a dan 4.8b menunjukkan grafik hubungan antara lebar timbal dan nilai  $SF$  phantom pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp.

Tabel 4.5. Nilai-nilai fraksi hambur,  $SF$  pada masing-masing lebar timbal.

lebar timbal (mm)	v=60 kVp		v=80 kVp		v=100 kVp	
	$SF$		$SF$		$SF$	
	konv	air gap	konv	air gap	konv	air gap
1	0,349±0,011	0,209±0,013	0,353±0,014	0,217±0,003	0,381±0,019	0,219±0,002
2	0,262±0,014	0,192±0,007	0,282±0,024	0,205±0,008	0,297±0,012	0,205±0,002
3	0,235±0,023	0,191±0,014	0,242±0,017	0,198±0,007	0,253±0,009	0,194±0,004
4	0,168±0,014	0,172±0,007	0,193±0,021	0,182±0,005	0,205±0,012	0,192±0,001
5	0,155±0,024	0,171±0,009	0,170±0,019	0,179±0,007	0,179±0,009	0,186±0,002

Gambar 4.8a. Grafik hubungan antara lebar timbal dan fraksi hambur phantom dengan *air gap*.



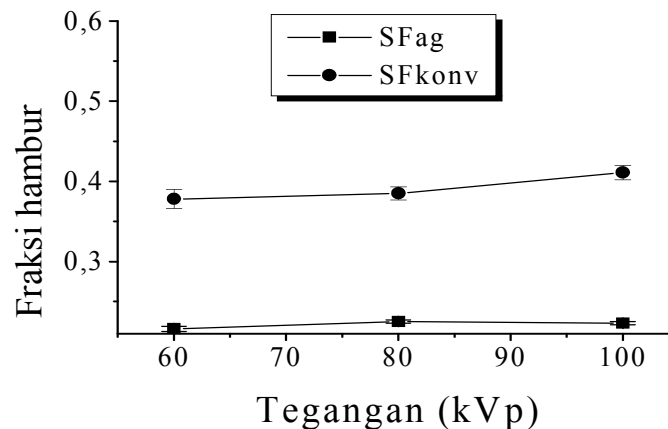
**Gambar 4.8b.** Grafik hubungan antara lebar timbal dan fraksi hambur phantom secara konvensional.

Dari grafik 4.8a dan 4.8b ini, besarnya fraksi hambur pada tegangan 60 kVp lebih kecil dibanding pada dua tegangan yang lain. Dari interpolasi grafik dengan menggunakan linear fit, didapatkan  $SF$  untuk lebar timbal 0 (nol) mm. Dengan lebar timbal 0 mm ini berarti diperoleh nilai  $SF$  yang sebenarnya, seperti ditunjukkan pada tabel 4.6 berikut ini:

**Tabel 4.6.** Nilai-nilai fraksi hambur,  $SF$  yang sebenarnya.

Tegangan, V (kVp)	$SF$	
	<i>air gap</i>	konvensional
60	0,216±0,003	0,378±0,012
80	0,225±0,002	0,385±0,008
100	0,223±0,002	0,411±0,009

Berikut adalah grafik hubungan antara tegangan,  $V$  dengan nilai  $SF$  pada lebar timbal 0 mm :



**Gambar 4.9.** Grafik hubungan antara tegangan,  $V$ , dengan fraksi hambur,  $SF$  pada lebar timbal = 0 mm.

Keterangan:

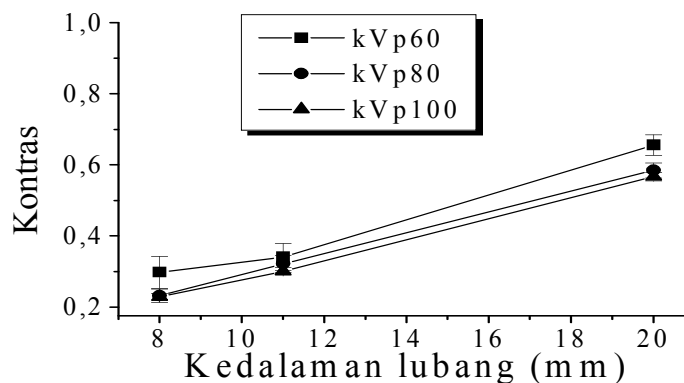
SFag : Besarnya fraksi hambur yang diperoleh dengan menggunakan *air gap*

SFkonv : Besarnya fraksi hambur yang diperoleh secara konvensional

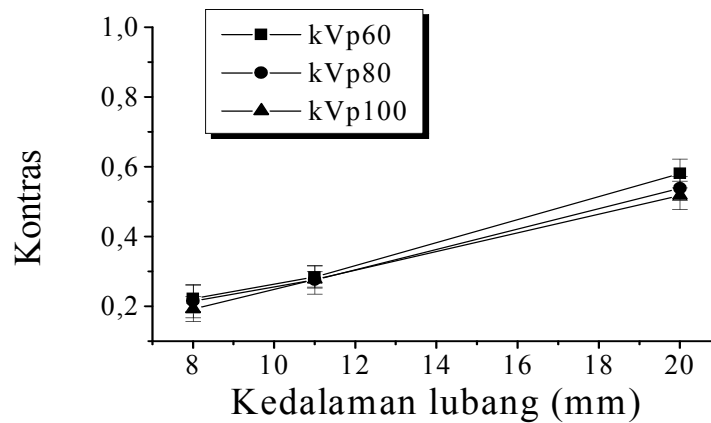
Dari grafik 4.9, nilai  $SF$  *air gap* dengan lebar timbal = 0 mm pada tegangan 60 kVp dan 80 kVp adalah sebesar  $0,216 \pm 0,003$  dan  $0,225 \pm 0,002$ . Tetapi pada 100 kVp diperoleh sebesar  $0,223 \pm 0,002$ . Terlihat tidak ditunjukkan kelinearitasan hubungan antara tegangan,  $V$  dengan nilai  $SF$ . Hal ini bisa disebabkan karena: ketika tegangan 100 kVp diberikan, energi rata-ratanya semakin tinggi dibandingkan pada tegangan 60 kVp dan 80 kVp. Bila energi makin tinggi, sudut hambur yang dibentuk semakin kecil, maka ada sinar hambur yang bercampur dengan sinar primer. Sinar hambur ini ikut terdeteksi bersamaan dengan sinar

primer. Hal ini menyebabkan fraksi hamburnya mengecil. Tetapi keadaan ini hanyalah pengasumsian saja. Lebar timbal 0 mm adalah untuk mengasumsikan bahwa seandainya timbal tersebut tidak ada. Keadaan serupa dijumpai pada grafik 4.8a. Kita perhatikan pada saat lebar timbal 3 mm, nilai  $SF$  pada  $V = 100$  kVp, yaitu sebesar  $0,194 \pm 0,004$  lebih kecil dibandingkan pada  $V = 80$  kVp yaitu sebesar  $0,198 \pm 0,007$ . Selain karena alasan di atas, hal ini bisa juga disebabkan karena adanya fluktuasi dari intensitas sinar X.

Besarnya hamburan sebanding dengan tegangan yang diberikan. Nilai-nilai hamburan pada tegangan 100 kVp lebih tinggi dibandingkan dengan nilai-nilai hamburan pada tegangan 60 kVp dan 80 kVp. Sedangkan nilai-nilai hamburan pada tegangan 80 kVp sendiri juga lebih tinggi dibandingkan pada tegangan 60 kVp. Hal ini mengakibatkan kontras yang dihasilkan menjadi rendah ketika tegangan dinaikkan. Dapat ditunjukkan pada gambar berikut:



**Gambar 4.10a.** Grafik hubungan antara kedalaman lubang dan kontras pada diameter 6 mm dengan *Air Gap*.



**Gambar 4.10b.** Grafik hubungan antara kedalaman lubang dan kontras pada diameter 6 mm secara konvensional.

Pada gambar 4.10a dan 4.10b kontras yang baik diperoleh pada tegangan 60 kVp.

#### 4.5 Pengukuran Nilai Transmisi

Dengan meradiasi sinar X pada phantom yang permukaannya ditempeli dengan potongan-potongan timbal serta merekam citranya dengan menggunakan *Imaging Plate*, dapat diukur nilai-nilai transmisi primer,  $T_p$  dan transmisi sekunder,  $T_s$ . Perbandingan intensitas hambur yang melalui anti hambur,  $N_s^*$ , dengan intensitas hambur tanpa anti hambur,  $N_s$  akan memunculkan nilai transmisi hambur,  $T_s$ .

**Tabel 4.7.** Perbandingan nilai-nilai transmisi hambur pada phantom

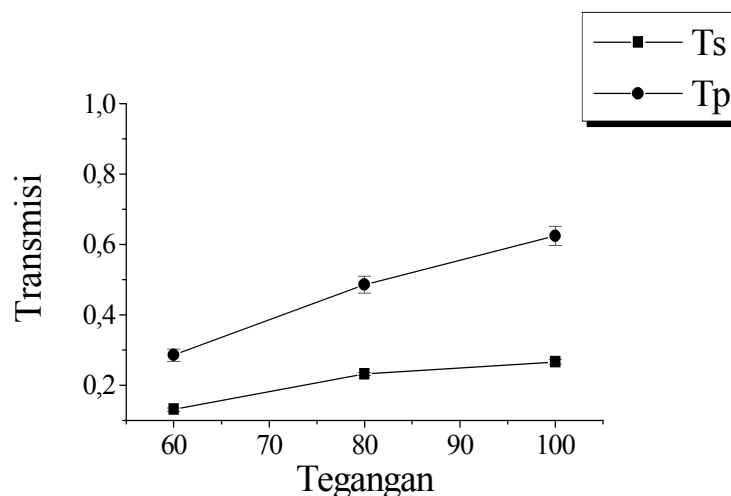
V (kVp)	$N_s^*$	$N_s$	$T_s$
60	8,089±0,145	61,683±1,089	0,131±0,004
80	47,217±0,389	203,777±3,688	0,232±0,004
100	109,689±1,331	411,824±8,726	0,266±0,007

Dengan cara yang sama, diperoleh pula nilai transmisi primer sbb:

**Tabel 4.8.** Perbandingan nilai-nilai transmisi primer pada phantom.

V (kVp)	$N_p^*$	$N_p$	$T_p$
60	$29,387 \pm 0,848$	$102,987 \pm 5,433$	$0,285 \pm 0,017$
80	$162,991 \pm 5,852$	$335,412 \pm 16,208$	$0,486 \pm 0,024$
100	$382,584 \pm 0,372$	$612,919 \pm 26,593$	$0,624 \pm 0,027$

Pada tabel 4.7 dan 4.8, kenaikan transmisi hambur dan transmisi primer sebanding dengan kenaikan tegangan, hasil bisa dilihat pada gambar 4.11 sbb:



**Gambar 4.11.** Grafik hubungan antara tegangan dan transmisi pada 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp.

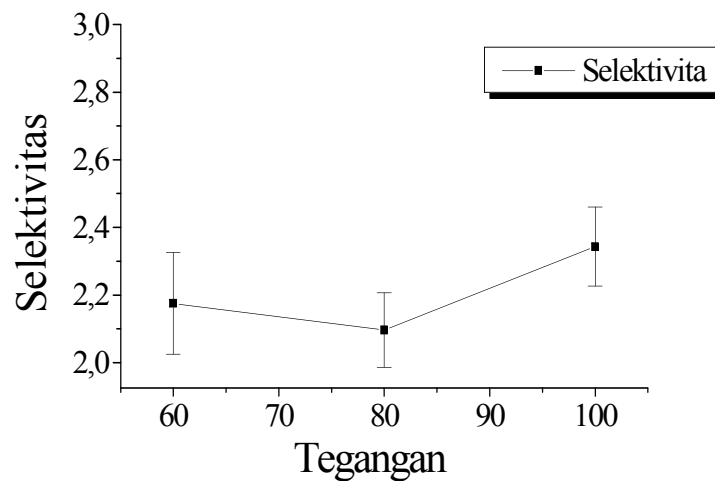
#### 4.6 Pengukuran Nilai Selektivitas

Selektivitas anti hambur,  $\Sigma$ , dapat diukur dengan membandingkan nilai  $T_p$  dan  $T_s$ , ditunjukkan pada persamaan 28. Tabel 4.9a menunjukkan perbandingan nilai-nilai selektivitas pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp dengan *air gap*.



Tabel 4.9a. Perbandingan nilai-nilai selektivitas phantom dengan *air gap*.

V (kVp)	$T_p$	$T_s$	$\Sigma$
60	$0,285 \pm 0,017$	$0,131 \pm 0,004$	$2,176 \pm 0,151$
80	$0,486 \pm 0,024$	$0,232 \pm 0,004$	$2,097 \pm 0,110$
100	$0,624 \pm 0,027$	$0,266 \pm 0,007$	$2,343 \pm 0,117$



Gambar 4.12. Grafik hubungan antara tegangan dan selektivitas.

Semakin tinggi selektivitas, berarti penggunaan anti hambur lebih efektif, karena nilai hamburannya rendah. Semakin tinggi hamburan yang dihasilkan, maka nilai  $T_s$  nya semakin tinggi dan selektivitasnya semakin rendah.  $T_s$  yang tinggi berarti kontrasnya rendah. Pada hubungan ini dapat dikatakan bahwa selektivitas,  $\Sigma$ , sebanding dengan nilai kontras,  $C$ . Pada gambar 4.12, besarnya selektivitas pada 100 kVp mengalami kenaikan, hal ini disebabkan nilai intensitas primernya yang tinggi (sehingga transmisi primernya tinggi) karena sudut hamburan yang dibentuk kecil sehingga besarnya hamburan yang terjadi pada 100 kVp lebih rendah. Sedangkan dengan menggunakan grid, diperoleh nilai-nilai selektivitas sebagai berikut:

Tabel 4.9b. Perbandingan nilai-nilai selektivitas phantom dengan grid.

V (kVp)	$\Sigma$
60	2,761 $\pm$ 0,170
80	1,985 $\pm$ 0,080
100	1,871 $\pm$ 0,090

Berdasarkan tabel 4.9b, pada eksperimen ini, *air gap* bekerja lebih baik pada tegangan 80 kVp dan 100 kVp dibandingkan dengan pemakaian grid.

#### 4.7 Pengukuran Nilai Faktor Bucky

Bentuk yang menyatakan perbandingan nilai-nilai tingkat kekontrasan dengan transmisi primer yang melalui bidang phantom adalah faktor Bucky.

Tabel 4.10. Faktor Bucky pada kontras tanpa hamburan dengan diameter lubang 4 mm

V	Kedalaman lubang (mm)	<i>F. Bucky</i>
KVp 60	20	3,691 $\pm$ 0,335
	11	3,761 $\pm$ 0,671
	2	3,799 $\pm$ 1,055
KVp 80	20	2,048 $\pm$ 0,207
	11	2,582 $\pm$ 0,329
	2	2,37 $\pm$ 0,379
KVp 100	20	1,870 $\pm$ 0,153
	11	1,861 $\pm$ 0,204
	2	2,044 $\pm$ 0,381

Pada tabel 4.10, nilai *B* mengalami penurunan dari tegangan 60 kVp ke 80 kVp dan 100 kVp. Nilai *B* ini berkisar dari 1,861 $\pm$ 0,204 sampai dengan 3,799 $\pm$ 1,055. Pada tegangan 100 kVp, nilai *B* semakin rendah. Pada *B* yang tinggi, nilai *K<sub>c</sub>* nya tinggi. Nilai *K<sub>c</sub>* diperoleh dari perbandingan kontras dengan menggunakan *air gap*

dan konvensional. Tingginya nilai  $K_c$  mengindikasikan bahwa kontras yang diambil dengan menggunakan *air gap* lebih tinggi dibanding dengan kontras yang diambil secara konvensional. Ini menunjukkan bahwa pemakaian *air gap* memberikan nilai kontras yang lebih baik. Jadi nilai faktor Bucky,  $B$ , juga menunjukkan kualitas anti hambur yang digunakan. Hal serupa juga terjadi pada diameter lubang 6 mm dan 3 mm.

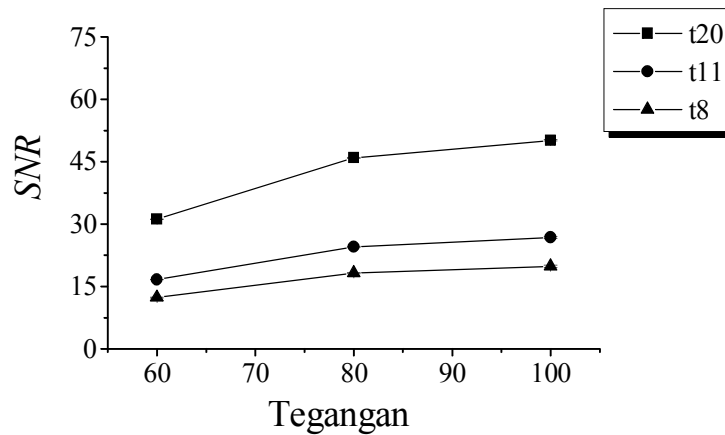
#### 4.8 Pengukuran Nilai $SNR$

Seperti kita ketahui bahwa intensitas sinar X yang muncul tidak selamanya mengalami kestabilan tetapi mengalami fluktuasi. Adanya fluktuasi ini menimbulkan *noise* pada citra yang terbentuk. Besarnya *noise* ditampilkan dalam  $SNR$ , persamaan 36 dan hasilnya bisa dilihat pada tabel 4.11.

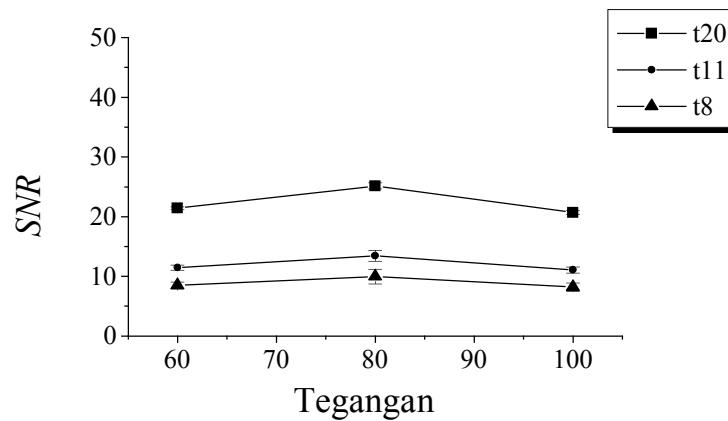
**Tabel 4.11. Nilai-nilai  $SNR$  pada masing-masing tegangan.**

d (mm)	t (mm)	$SNR$					
		<i>air gap</i>			konvensional		
		60 kVp	80 kVp	100 kVp	60 kVp	80 kVp	100 kVp
6	20	31,172±0,0415	45,951±0,112	50,123±0,141	21,428±0,231	25,148±0,502	20,704±0,303
	11	16,673±0,054	24,577±0,145	26,808±0,229	11,461±0,414	13,450±0,908	11,074±0,522
	8	12,361±0,067	18,221±0,177	19,876±0,301	8,497±0,554	9,972±1,218	8,209±0,692
4	20	21,573±0,057	31,800±0,154	34,688±0,166	14,829±0,242	17,403±0,513	14,328±0,332
	11	10,503±0,069	15,482±0,184	16,888±0,258	7,219±0,446	8,473±0,974	6,976±0,572
	8	8,236±0,078	12,141±0,206	13,244±0,315	5,662±0,562	6,645±1,229	5,471±0,709
3	20	14,869±0,074	21,918±0,201	23,909±0,205	10,221±0,279	11,995±0,585	9,876±0,396
	11	8,488±0,082	12,512±0,219	13,648±0,268	5,834±0,430	6,847±0,929	5,637±0,567
	8	4,950±0,101	7,297±0,268	7,960±0,399	3,403±0,705	3,994±1,540	3,288±0,891

Dari tabel 4.11, kenaikan nilai-nilai  $SNR$  sebanding dengan kenaikan diameter,  $d$  dan kedalaman lubang,  $t$ , pada phantom. Sesuai dengan penjelasan model Rose bahwa dalam mendesain suatu phantom, pembuatan lubang dengan diameter dan kedalaman yang tinggi akan memberikan nilai  $SNR$  yang tinggi dan citra yang terbentuk akan semakin jelas. Menurut Rose, citra mudah diamati ketika nilai  $SNR$  nya berkisar antara 5-7. Dari tabel 4.11 di atas terdapat nilai-nilai  $SNR$  yang lebih kecil dari 5, terjadi pada ukuran diameter dan kedalaman terkecil. Nilai  $SNR$  tersebut adalah  $4,950 \pm 0,101$ ,  $3,403 \pm 0,705$ ,  $3,994 \pm 1,540$ , dan  $3,288 \pm 0,891$ . Pada nilai-nilai ini, kontras pada citra sulit diamati. Berikut ditunjukkan grafik hubungan antara tegangan,  $V$  dengan nilai  $SNR$  yang terjadi pada diameter 6 mm:



**Gambar 4.13a.** Grafik hubungan antara Tegangan dan  $SNR$  pada diameter 6 mm dengan *air gap*.



**Gambar 4.13b.** Grafik hubungan antara tegangan dan *SNR* pada diameter 6 mm secara konvensional.

Pada gambar 4.13a, dengan penggunaan *air gap*, kenaikan *SNR* sebanding dengan kenaikan tegangan yang diberikan. Tetapi pada gambar 4.13b, nilai-nilai *SNR* pada 100 kVp konvensional lebih kecil dibandingkan pada tegangan 60 kVp maupun 80 kVp konvensional. Dengan demikian pada 100 kVp diperlukan peralatan anti hambur untuk memperoleh citra yang jelas.

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisa data pengukuran kontras dan hamburan pada citra phantom yang diambil menggunakan *Imaging Plate*, dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Dibandingkan dengan metode konvensional, penggunaan *air gap* memberikan kontras yang lebih baik pada citra, dibuktikan dengan rendahnya hamburan yang dihasilkan.
2. Nilai-nilai fraksi hambur yang diperoleh pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp adalah:
  - a. Metode konvensional :  $0,378 \pm 0,012$ ,  $0,385 \pm 0,008$ ,  $0,411 \pm 0,009$
  - b. Metode *air gap* :  $0,216 \pm 0,003$ ,  $0,225 \pm 0,002$ ,  $0,223 \pm 0,002$
3. Nilai-nilai koefisien atenuasi yang diperoleh pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp adalah:  $0,015 \pm 0,001$ ,  $0,010 \pm 0,001$ ,  $0,006 \pm 0,002$
4. Nilai-nilai transmisi yang diperoleh pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp adalah:
  - a. Transmisi primer :  $0,285 \pm 0,017$ ,  $0,486 \pm 0,024$ ,  $0,624 \pm 0,027$
  - b. Transmisi hambur :  $0,131 \pm 0,004$ ,  $0,232 \pm 0,004$ ,  $0,266 \pm 0,007$
5. Nilai-nilai selektivitas yang diperoleh pada tegangan 60 kVp, 80 kVp dan 100 kVp adalah:  $2,176 \pm 0,151$ ,  $2,097 \pm 0,110$ ,  $2,343 \pm 0,117$

6. Nilai-nilai faktor Bucky yang diperoleh pada kedalaman 20 mm, 11 mm, dan 2 mm adalah:
  - a. Pada  $V=60$  kVp :  $3,691 \pm 0,335$ ,  $3,761 \pm 0,671$ ,  $3,799 \pm 1,055$
  - b. Pada  $V=80$  kVp :  $2,048 \pm 0,207$ ,  $2,582 \pm 0,329$ ,  $2,37 \pm 0,379$
  - c. Pada  $V=100$  kVp :  $1,870 \pm 0,153$ ,  $1,861 \pm 0,204$ ,  $2,044 \pm 0,381$
7. Untuk pengambilan citra tubuh pasien yang mempunyai kerapatan sama dengan kerapatan akrilik, digunakan tegangan 60 kVp dibandingkan dengan tegangan 80 kVp dan 100 kVp.

## 5.2 Saran

1. Perlu diperhatikan posisi penempatan obyek di antara sumber dan detektor, diusahakan obyek jangan sampai terletak miring dan posisi obyek dari masing-masing percobaan tidak berubah.
2. Pengambilan data diusahakan dalam paket-paket karena adanya fluktuasi tegangan listrik.
3. Dalam penelitian ini jarak *air gap* yang digunakan adalah 15 cm, sehingga dalam penelitian selanjutnya bisa digunakan jarak *air gap* yang lain. Dengan demikian bisa diketahui lebih jelas pengaruh pemakaian sistem *air gap* terhadap hamburan dan kontras pada citra.

## DAFTAR PUSTAKA

- Agus hartanto, 2003, *Aplikasi Grid Untuk Meningkatkan Kontras Pada Citra Digital*, UNS Press, Surakarta.
- Beisser, Arthur, 1983, *Konsep Fisika Modern*, terjemahan: The Houw Liong, Erlangga, Jakarta.
- Beutel, J., Harold L.Kundel, Richard L. Vanmetter, R., 2000, *Medical Imaging*, SPIE Press, Washington.
- Cari, 2001, *Polycapillary X-Ray Optics for Medical Imaging Applications*, Dep. of Physics University of Albany.
- Darmawan Djonoputro, 1984, *Teori Ketidakpastian*, ITB, Bandung.
- Krane, Kenneth, 1992, *Fisika Modern*, terjemahan: Hans J. Wospakrik, UI Press, Jakarta.
- Neltzel, Ulrich, 1991, *Grids or Air Gaps for Scatter Reduction in Digital Radiography: A Model Calculation*, Germany.
- Pentz, M., Shott, M., 1988, *Handling Experimental Data*, Open University Press, Milton Keynes, Philadelphia.
- Setiono Budiman, Hasbuna Kifli, Dessy Savitri, 1989, *Dosis Radiasi pada X-Ray CT Scan*, Prosiding Simposium Fisika Nasional, Yogyakarta.
- Simon, G., 1986, *Diagnostik Roentgen*, Erlangga, Jakarta.
- Sjahriar Rasad, 2001, *Radiologi Diagnostik*, FK UI, Jakarta.
- Sprawls, Perry, 1995, *Physical Principles of Medical Imaging*, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.
- Technical Publications*, GE Medical System.
- Wisnu Susetyo, 1988, *Spektometri Gamma dan Penerapannya Dalam Analisa Pengaktifan Neutron*, Gajah Mada University Press, Yogyakarta.
- Anonim, *Imaging Plate Technology*,  
[www.electroimage.com/TEM/download/micron.pdf](http://www.electroimage.com/TEM/download/micron.pdf).



Anonim, *BAS\_1800II Storage Phospor Imaging System*,  
[www.berthold.com.au/Imaging pages/BAS\\_1800.html](http://www.berthold.com.au/Imaging%20pages/BAS_1800.html).

Anonim, *The Production & Medical Use of X-Ray*,  
[www.med.sc.edu.1000/2prod&use.htm](http://www.med.sc.edu.1000/2prod&use.htm).

**LAMPIRAN A**

**DATA HASIL PENGUKURAN**

**Tabel 1. Jumlah PSL/mm<sup>2</sup> pada timbal dengan *air gap***

V	Lebar timbal									
	1 mm		2 mm		3 mm		4 mm		5 mm	
	<i>Ns</i>	<i>Np+Ns</i>	<i>Ns</i>	<i>Np+Ns</i>	<i>Ns</i>	<i>Np+Ns</i>	<i>Ns</i>	<i>Np+Ns</i>	<i>Ns</i>	<i>Np+Ns</i>
60 kVp	7,56	38,57	6,6	36,6	7,97	37,32	6,34	37,25	6,87	37,71
	8,72	37,58	6,95	37	6,65	38,08	6,13	37,01	5,72	37,18
	7,35	38,39	6,93	36,3	6,12	35,52	6,2	37,54	6,31	37,46
	8,16	37,76	7,17	37,1	7,25	35,99	6,24	37,67	6,56	37,52
			7,55		7,17	36,98	6,98		6,93	
							6,16		6,51	
							6,84		5,76	
									6,46	
80 kVp	45,24	204,8	42,55	210	41,46	201,8	38,25	201	37,74	196,5
	45,67	206,8	39,83	206	36,94	201,9	38,79	205,9	35,25	191,8
	44,35	211	44,93	206	39,83	201,1	36,13	204,1	35,73	198,1
		209,2		205	39,28	196,9	35,19	202,7	34,78	200,6
				209	40,89		36,53	195,8	33,45	202,7
							36,26	200,5	37,53	205,9
							36,45		36,07	
							35,49		34,52	
10 kVp	106,1	487	99,51	483	94,87	480,8	91,74	480,8	87,03	468,1
	108,4	491,9	97,99	482	90,15	471,7	91,36	477,2	86,91	465,4
	107,2	487,2	99,81	483	92,85	477,1	92,37	474,8	88,48	468,2
		492,6		483		474,9		477		472,5
		492,4		480		475		475,8		474,1
		486		483		481,2		480,6		473,7

**Tabel 2. Jumlah PSL/mm<sup>2</sup> pada timbal secara konvensional**

V	Lebar timbal									
	1 mm		2 mm		3 mm		4 mm		5 mm	
	Ns	Np+Ns	Ns	Np+Ns	Ns	Np+Ns	Ns	Np+Ns	Ns	Np+Ns
60 kVp	56,47	163,04	45,54	162,5	41,71	167,75	30,08	160,22	30,33	168,6
	55,61	160,56	39,8	158,02	35,14	157,75	24,62	159,56	20,92	165
	56,22	162,66	41,53	157,02	35,06	162,11	23,2	159,91	20,47	164,5
	53,19	159,87	44,64	167,13	43,16	165,04	29,2	161,21	25,89	157,5
	59,12	173,38		171		163,2	26,2	158,37		159,1
		161,71		164,74		165,92	25,47	160,61		154,4
		153,86		162,97		159,43		154,41		156,6
		156,67		161,41		160,72		148,67		150,4
		156,39		163,67		164,13		153,3		150,8
		160,72		165,64		168,63		154,42		147,9
						171,42		153,1		157,3
						172,65		161,57		156,6
										159,4
80 kVp	197,73	534,74	163,7	531,55	123,3	499,7	109,8	506,83	89,87	491,8
	181,67	528,02	141,8	522,71	114,3	480,68	78,94	476,65	70,78	462,2
	178,99	510,02	134,4	523,95	120,3	504,68	95,1	479,06	77,56	461
	173,02	510,08	139,1	528,21	142,3	527,26	87,93	488,21	77,14	474,1
	188,11	518,21	166,6	541,22	116,4	534,29	107,1	495,48	97,08	493,6
		522,77		532,53		523,37		523,69		513
		520,49		521,71		500,52		512,98		499
100 kVp	362,07	1004,9	306,8	963,57	243	932,17	201	894,18	166,6	853,3
	358,16	972,23	280,6	971,2	237,4	994,33	175,2	895,84	149,1	876,7
	402,27	972,61	289,3	1015,8	254,6	973,44	189,5	971,61	162,6	931,6
										959,1

**Tabel 3. Jumlah PSL/mm<sup>2</sup> pada masing-masing lubang dengan *air gap***

HOLE	60 kVp		80 kVp		100 kVp	
	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>
<b>1</b>	61,51	37,6	337,77	207,03	776,41	478,71
	64,15	37,72	332,94	208,43	768,65	488,03
	64,33	36,86	336,07	210,42	780,23	492,6
	64,53	36,33	336,65	213,83		488,35
	62,56	36,01	340,9	208,45		487,33
	66,13	37,42	336,02	212,73		
		37,2		198,89		
<b>2</b>	62,15	36,44	327,03	206,33	789,76	492,51
	61,05	36,65	335,4	213,89	784,66	499,82
	59,88	35,62	338,1	214,65	803,84	498,05
		36,57		214,22		494,3
				217,84		492,14
<b>3</b>				210,8		
	57,1	36,04	324,49	222,83	778,11	511,87
	55,72	36,26	328,4	221,14	779,13	520,87
	55,84	35,24		220,94	784,3	522,67
	54,06	37,26		226,24		515,8
<b>4</b>		34,78		221,81		510,81
	49,09	36,87	268,65	209,12	625,66	494,8
	49,36	37,18	273,2	211,14	626,46	488,42
	50,94	38,38	274,07	210,57	622,33	493,97
	48,31	38,61	267,24	201,58		492,99
	52,72	37,73	268,35			485,73
	48,47		263,82			
<b>5</b>	45,59	38,17	266,55	212,1	622,45	497,74
	45,27	35,39	267,23	210,79	628,98	504,08
	44,67	36,61	273,42	215,45	628,47	503,45
	47,53	36,5	275,06	211,44		497,23
		35,87		216,5		490,31
<b>6</b>		37,65				
	44,8	36,76	282,34	232,83	650,23	518,36
	48,08	36,62	282,78	229,4	652,64	514,28
	44,53	34,69	286,42	228,95	647,64	519,33
	45,58	36,56	285,92	226,24		508,34
<b>7</b>		36,72		223,25		509,34
		36,33				
	46,02	37,81	241,94	206,35	578,34	486,8
	47,77	35,46	250,99	210,07	583,87	488,57
	44,64	35,75	251,34	203,26	580,7	482,78
			248,43	206,8		481,39
						481,55

HOLE	60 kVp		80 kVp		100 kVp	
	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>
8	42,78	34,95	243,84	212,03	577,08	495,72
	42,41	38,08	253,68	210,56	580,07	497,96
	44,06	36,26	249,37	211,04	578,62	492,82
	45,09	37,18	242,6	209,03		487,87
		33,95		212,86		488,06
9		36,93				
	43,18	35,79	256,19	218,31	579,25	514,66
	41,85	35,38	257,79	216,67	586,32	511,78
	44,5	35,23		219,94	583,4	513,11
		36,15		219,37		509,14
		34,45		212,61		505,71

**Tabel 4. Jumlah PSL/mm<sup>2</sup> pada masing-masing lubang secara konvensional**

HOLE	60 kVp		80 kVp		100 kVp	
	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>
1	256,64	168,38	741,47	525,33	1398,8	1026,3
	253,36	175,41	753,67	516,62	1388,4	980,31
	251,41	174,75	752,57	508,94	1380,6	976,32
	247,98	167,78	741,34	504,55		
	252,18	165,67	735,39	510		
	256,43	165,61	717,78	518,16		
	253,65	163,19		535,73		
	252,2					
2	267,85	171,04	743,9	528,47	1405,2	1028,9
	258,09	171,04	749,2	530,55	1381,8	1018,7
	255,15	171,54	731,53	515,96	1397,8	995,32
	248,69	172,1	757,54	493,82		
	265,33	166,81	720,88	500,91		
	255,39	164,18		512,94		
3		173,25				
	240,31	162,85	700,93	499,72	1289,6	973,07
	236,8	167,12	688,66	505,25	1298	939,45
	236,18	166,52	685,85	501,11	1296,2	927,96
	239,68	169,06	689,57	477,2		
	241,29	163,02		495,13		
		159,57				
		161,16				

HOLE	60 kVp		80 kVp		100 kVp	
	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>	<i>Npo + Ns</i>	<i>Np + Ns</i>
4	214,5	181,51	645,54	559,25	1225,2	1044,3
	213,05	180,56	640,49	554,36	1236,2	1027,6
	212,12	177,21	634,89	538,01	1235,1	1029,4
	219,95	175,72	666,32	530,35		
	211,02	174,33	661,51	533,81		
	213,15	172,38	662,12	537,97		
	212,82	172,54		552,28		
	217,7	175,45				
	213,84	177,23				
	211,53					
5	216,26	179,1	645,89	545,08	1212	1041,5
	215,68	181,07	637,15	553,06	1205	1027,3
	221,28	182,07	626,34	540,6	1214,3	1041,7
	216,53	179,48	645,16	549,58		
	212,95	183,78	645,33	548,73		
	211,12	180,54		552,02		
6		179,62				
	212,39	175,66	626,78	515,07	1164,7	1005
	208,58	169,66	627,69	535,44	1172,7	970,98
	205,2	174,26	610,12	527,94	1172,9	997,24
	210,21	176,01	620,51	520,62		
	201,37	171,69		506,67		
7		170,01				
	205,32	181,74	623,58	537,14	1159,1	1029,8
	211,15	178,76	608,47	527,15	1136,9	1041,4
	211,48	179,62	610,97	552,17	1159,6	997,13
	205,21	179,19	629,86	553,32		
	202,2	170,29	638,04	546,2		
	200,03	172,1	609,71	509,83		
	205,36	177,53		551,37		
	207,59	176,4				
8	203,52					
	207,75	177,48	609,48	538,77	1123	1028,6
	215,9	182,39	607,32	544,78	1160,9	1039,3
	205,76	182,24	610,84	548,54	1145,9	1039,3
	204,07	184,43	601,11	547,08		
	214,13	180,24	619,04	542,95		
	210,27	180,51		537,64		
9		180,4				
	204,08	172,31	584,93	523,31	1093,1	983,72
	191,89	177,5	590,56	536,55	1085,9	1004,5
	200,22	176,12	585,46	537,56	1098,3	987,45
	192,76	174,37	571,96	521,53		
		175,7		514,51		
		177,49				

**LAMPIRAN B**  
**HASIL PERHITUNGAN**

**Contoh perhitungan nilai-nilai  $SF$  pada tegangan 60 kVp dengan menggunakan metode *air gap***

Timbal	$N_s$	$N_p+N_s$	$SF$
1	7,948±0,493	38,075±0,209	0,209±0,013
2	7,040±0,256	36,765±0,191	0,191±0,007
3	7,032±0,518	36,778±0,191	0,191±0,014
4	6,413±0,284	37,368±0,172	0,172±0,008
5	6,390±0,345	37,468±0,171	0,171±0,009
pada x=0	<b>8,087±0,145</b>	<b>37,474±0,339</b>	<b>0,216±0,003</b>

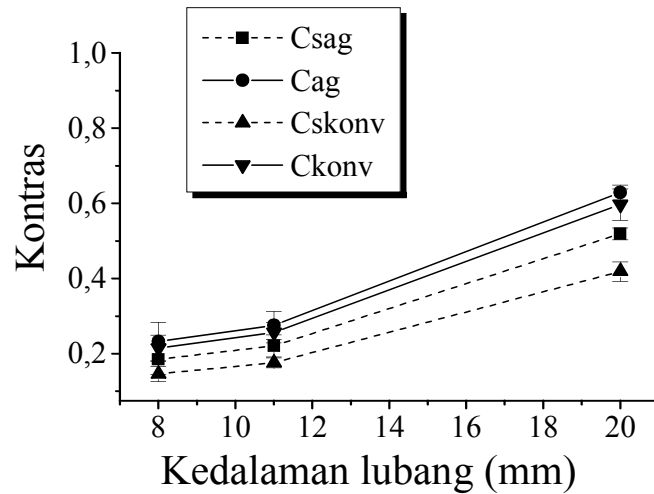
**Perhitungan nilai kontras hamburan pada tegangan 60 kVp dengan *air gap*, diameter lubang 4 mm**

$N_{po}+N_s$	$N_p+N_s$	$(N_{po}+N_s)/$ $(N_p+N_s)$	$C_{log}=$ $\ln(N_{po}+N_s)/$ $(N_p+N_s)$	ralat				
				$\ln x$	$1/\ln x$	$dx/x$	$dy/y=(1/\ln x)(dx/x)$	$dy$
61,027±0,764	36,320±0,350	1,680±0,027	<b>0,519</b>	0,519	1,927	0,016	0,030	<b>0,016</b>
45,765±0,883	36,698±0,808	1,247±0,036	<b>0,221</b>	0,221	4,529	0,029	0,133	<b>0,029</b>
46,143±1,084	36,340±0,980	1,270±0,045	<b>0,239</b>	0,239	4,187	0,036	0,150	<b>0,036</b>

**Perhitungan nilai kontras tanpa hamburan (kontras ideal) pada tegangan 60 kVp dengan *air gap*, diameter lubang 4 mm**

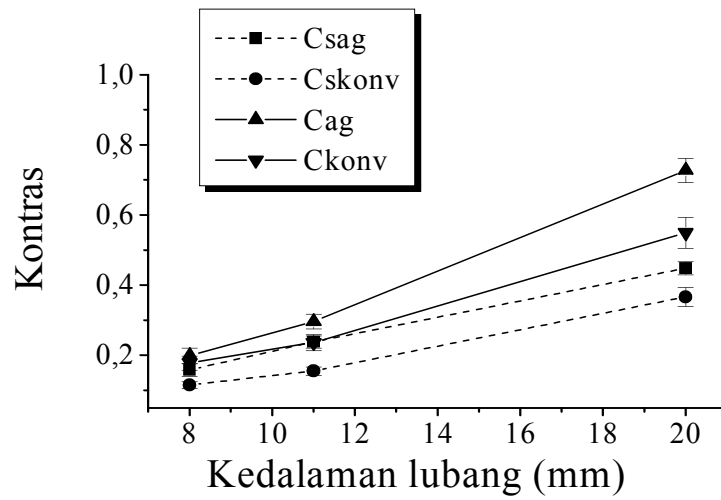
$N_{po}+N_s$	$N_p+N_s$	$N_s$	$N_{po}$	$N_p$	$x=$ $N_{po}/N_p$	Clog	ralat				
							lnx	1/lnx	dx/x	$dy/y=(1/\ln x)$ (dx/x)	dy
61,027±0,764	36,320±0,350	8,087±0,145	52,940±0,778	28,233±0,379	1,875±0,037	<b>0,629</b>	0,629	1,591	0,020	0,032	<b>0,020</b>
45,765±0,889	36,698±0,808	8,087±0,145	37,678±0,894	28,611±0,821	1,317±0,049	<b>0,275</b>	0,275	3,633	0,037	0,135	<b>0,037</b>
46,143±1,084	36,340±0,980	8,087±0,145	38,056±1,094	28,253±0,991	1,347±0,061	<b>0,298</b>	0,298	3,357	0,045	0,152	<b>0,045</b>

**Grafik hasil perhitungan**

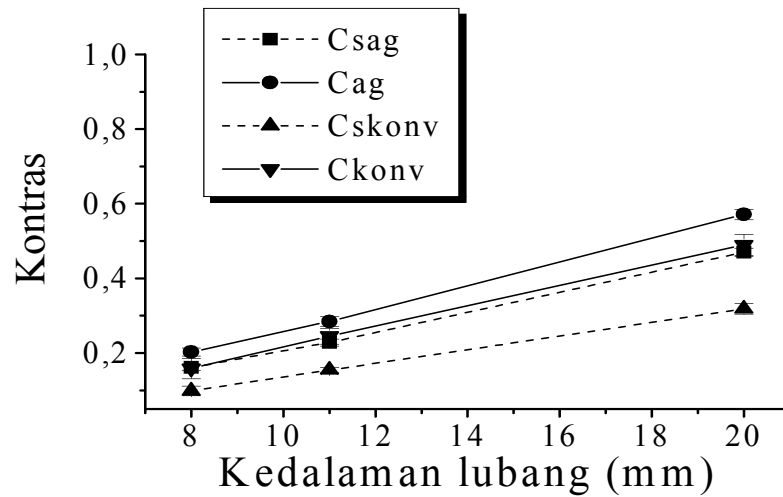


**Gambar 1.** Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom (d = 4 mm; V = 60 kVp).





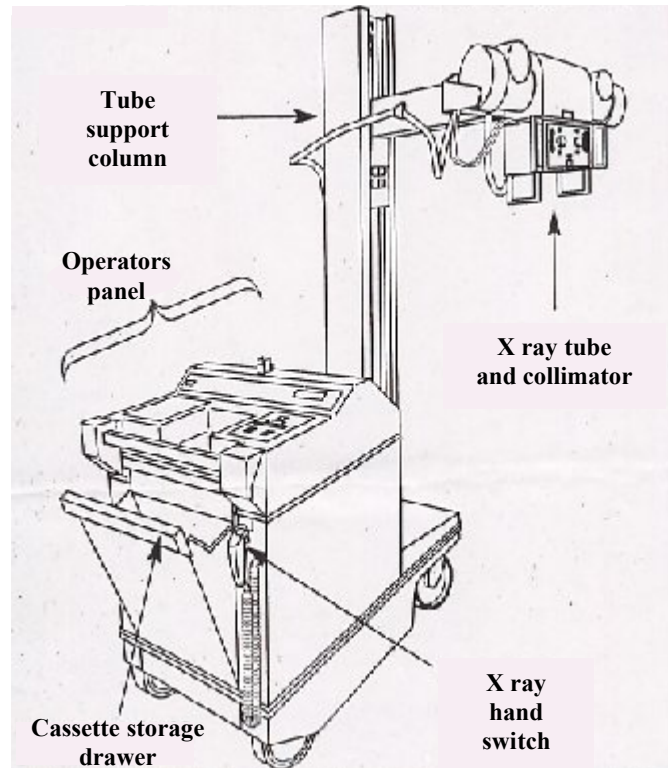
Gambar 2. Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom (d = 4 mm; V = 80 kVp).



Gambar 3. Grafik hubungan antara nilai kontras dan kedalaman lubang pada phantom (d = 4 mm; V = 100 kVp).

## LAMPIRAN C

### GAMBAR DAN SPESIFIKASI ALAT



Gambar 4. Generator sinar X model AMX-4+



**Gambar 5. BAS\_1800II**

### **BIO-IMAGING ANALYZER BAS-1800II**

Vendor	: Fujifilm Science Imaging System
Item	: Bio-Imaging Analyzer BAS-1800II
Catalog number	: BAS-1800II
Description	: Fujifilm BAS-1800II provides the ideal configuration for a low cost imager that requires only a small amount of space in the laboratory. The small imager for accurate high-throughput screening.
Information	: Especially suited for high-throughput macro array image analysis. The BAS-1800II features an enlarged imaging area of 23 cm x 25 cm, for use with 22 cm x 22 cm membranes, and optional macro array analysis software for use with windows@ 95, windows@ 98, and windows@ NT ver.4.0. This makes the BAS 1800-II the most suitable imager for macro array image analysis.
Detection Technology	: Phosphor Imaging
Imaging Size	: 20 x 25 cm and 23 x 25 cm
Pixel Size	: 50 $\mu$ m/100 $\mu$ m/200 $\mu$ m (selectable)
Dynamic Range	: 5 orders of magnitude
Scan Time	: 4 min. (approximate)
Computer	: MacOS or Windows@ 95, Windows@ 98, Windows@ NT ver. 4.0
Software	: ImageReader, Science Lab, ArrayGauge <sup>TM</sup> for MacOS/Windows@ 95, Windows@ 98, Windows@ NT ver. 4.0

([biocompare.com.itemdetails.asp](http://biocompare.com/itemdetails.asp))