



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**STUDI METODE KALIBRASI DETEKTOR BILIK IONISASI  
TIPE PENSIL DENGAN DAN TANPA KOLIMATOR**

**SKRIPSI**

**ANDREAS NAINGGOLAN  
0706196443**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA MEDIS  
DEPOK  
DESEMBER 2010**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**STUDI METODE KALIBRASI DETEKTOR BILIK IONISASI  
TIPE PENSIL DENGAN DAN TANPA KOLIMATOR**

**SKRIPSI**

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

**ANDREAS NAINGGOLAN  
0706196443**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA MEDIS  
DEPOK  
DESEMBER 2010**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

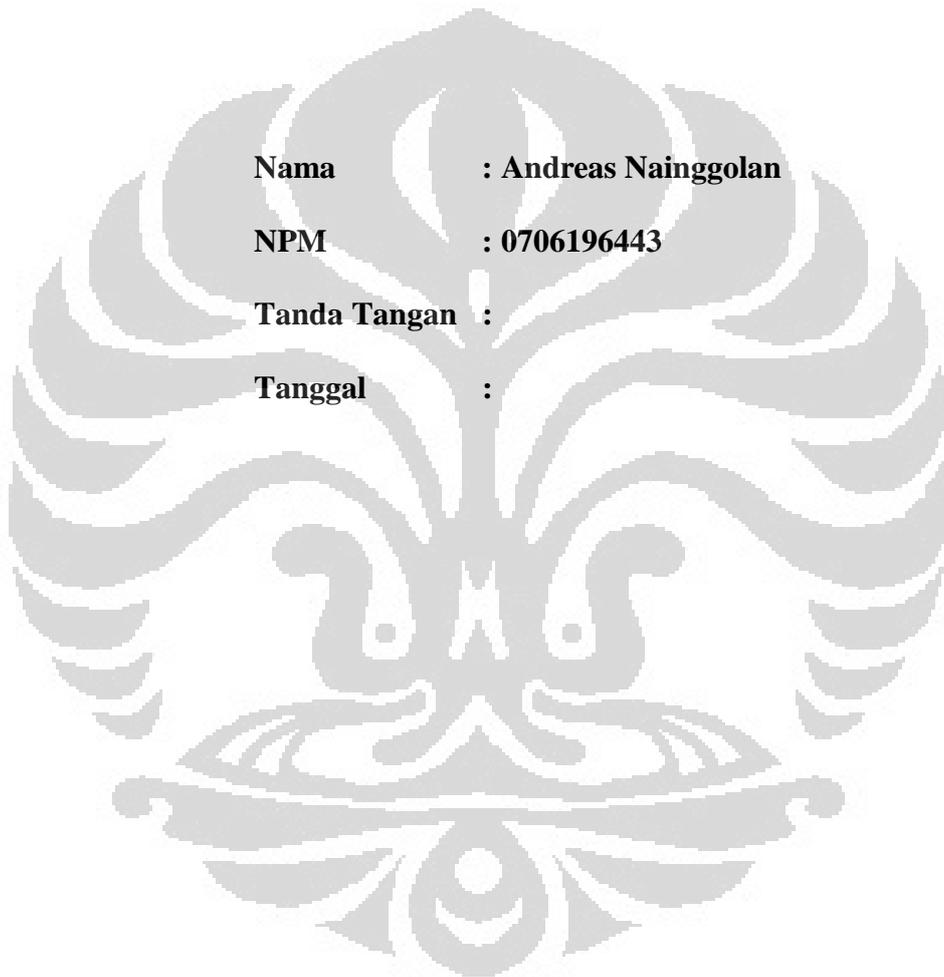
**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,  
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar.**

**Nama : Andreas Nainggolan**

**NPM : 0706196443**

**Tanda Tangan :**

**Tanggal :**



## HALAMAN PENGESAHAN

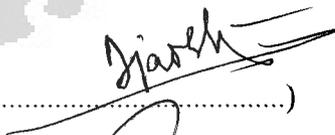
Skripsi ini diajukan oleh :  
Nama : Andreas Nainggolan  
NPM : 0706196443  
Program Studi : Fisika Medis  
Judul Skripsi : Studi Metode Kalibrasi Detektor Bilik Ionisasi Tipe  
Pencil Dengan dan Tanpa Kolimator

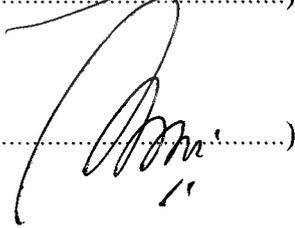
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : **Dwi Seno Kuncoro, M.Si** (  )

Pembimbing II : **Heru Prasetyo, M.Si** (  )

Penguji I : **Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko** (  )

Penguji II : **Dr. Agung Alfiansyah** (  )

Ditetapkan di : Depok  
Tanggal : 14 Desember 2010

## KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH

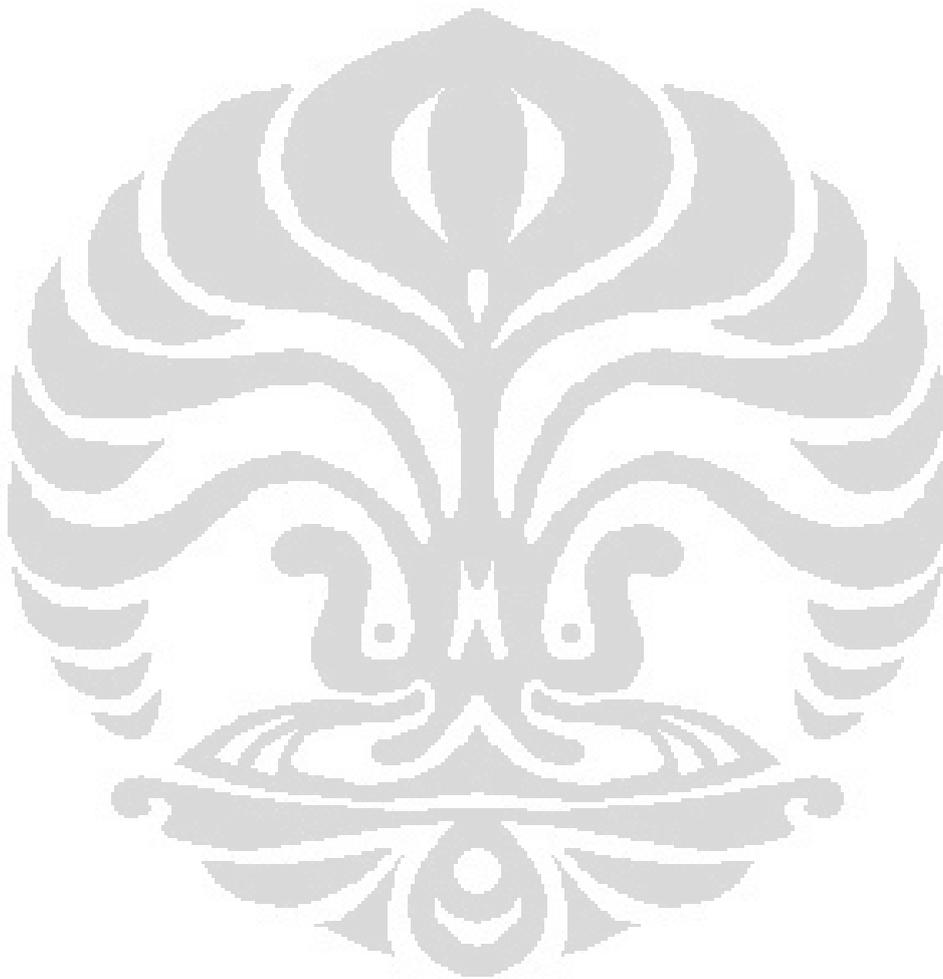
Segala pujian dan ucapan syukur hanya bagi Tuhan yang memberikan kesanggupan kepada penulis untuk dapat menyelesaikan penelitian dan penulisan skripsi ini, ditengah-tengah berbagai hal yang penulis alami selama beberapa waktu belakang ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Sains, besar harapan saya penulisan materi ini bermanfaat bagi pembelajaran bersama untuk dimasa yang akan datang. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

1. **Bapak Dwi Seno Kuncoro, M.Si dan Bapak Heru Prasetyo, M.Si** selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini.
2. **Ibu Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko dan Bapak Agung Alfiansyah** selaku dosen penguji yang ditengah kesibukannya telah menyediakan waktu untuk berdiskusi dan memberikan masukan serta arahan untuk mempertajam penulisan skripsi ini.
3. Pihak **Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN) BATAN, Jakarta** yang telah mengizinkan penulis untuk mengujikan metode kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil dan **Mas Assef** yang telah membantu dalam usaha memperoleh data yang saya perlukan.
4. Orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral; dan
5. Sahabat-sahabat yang telah banyak membantu saya dalam menyelesaikan skripsi ini.
6. Semua pihak yang belum disebutkan disini, terima kasih atas doa serta dukungannya selama ini.

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Depok, Desember 2010

Penulis



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

---

---

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

Nama : Andreas Nainggolan  
NPM : 0706196443  
Program Studi : S1 Fisika Ekstensi  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis karya : Skripsi

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

**Studi Metode Kalibrasi Detektor Bilik Ionisasi Tipe Pensil Dengan Dan Tanpa Kolimator**

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta

Pada tanggal : .....

Yang menyatakan

( Andreas Nainggolan )

## ABSTRAK

Nama : Andreas Nainggolan  
Program Studi : S1 Fisika Ekstensi  
Judul : Studi Metode Kalibrasi Detektor Bilik Ionisasi Tipe Pensil Dengan Dan Tanpa Kolimator.

Bilik ionisasi tipe pensil atau bilik pensil adalah alat ukur dosis radiasi pada pesawat CT Scan. Bilik ionisasi tersebut penting untuk selalu ada dalam kondisi terkalibrasi, dengan tujuan dosis radiasi pesawat CT Scan dapat diketahui dengan pasti. Dilakukan pengujian kalibrasi terhadap 2 bilik ionisasi tipe pensil pada fasilitas Laboratorium Dosimetri Standar Sekunder (SSDL) BATAN, Jakarta. Pelat kolimator berbahan Pb dibuat sebagai sarana kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil tersebut. Bacaan dari kerma di udara bilik ionisasi tipe pensil acuan dan bacaan dari bilik ionisasi tipe pensil lapangan digunakan sebagai perbandingan untuk mendapatkan faktor kalibrasi, yang kemudian akan dikoreksi. Pengujian metode kalibrasi bilik pensil dilakukan dengan berdasarkan acuan IAEA, TRS #457. Hasilnya, didapat faktor kalibrasi dari bilik pensil lapangan, juga diketahui bacaan bilik pensil acuan lebih baik dari pada bacaan bilik pensil lapangan. Bilik pensil lapangan mengalami over bacaan dari volume efektifnya.

Kata kunci :  
Bilik ionisasi tipe pensil, CT scan, dan Kalibrasi.

## ABSTRACT

Name : Andreas Nainggolan  
Study Program : S1 Extension Physic  
Title : Study Of Pencil Ionization Chamber Calibration Method With And Without Plate Collimator.

Pencil ionization chamber or pencil chamber is equipment used as a measurement tool for measure radiation dose on Computed Tomography. Pencil ionization chamber is important to be on calibrated condition. At Secondary Standard Diagnostic Laboratory (SSDL) BATAN, Jakarta, 2 Pencil ionization chamber was tasted to be calibrate. Collimator plate made from Timbel used for calibration tool, the plate used to calibrate pencil ionization chamber. The reading of KERMA on air pencil ionization chamber reference and the reading of pencil ionization chamber field were compared to achieve calibration factor and later will be corrected. Study of this calibration method was plan and research base on IAEA, TRS #457. The result, corrected factor for ionization chamber field was made, also known the reading of pencil ionization chamber reference are better than field. Pencil ionization field had over reading from his effective volume standard.

Key words :  
Pencil ionization chamber, CT scan, and Calibration.

## DAFTAR ISI

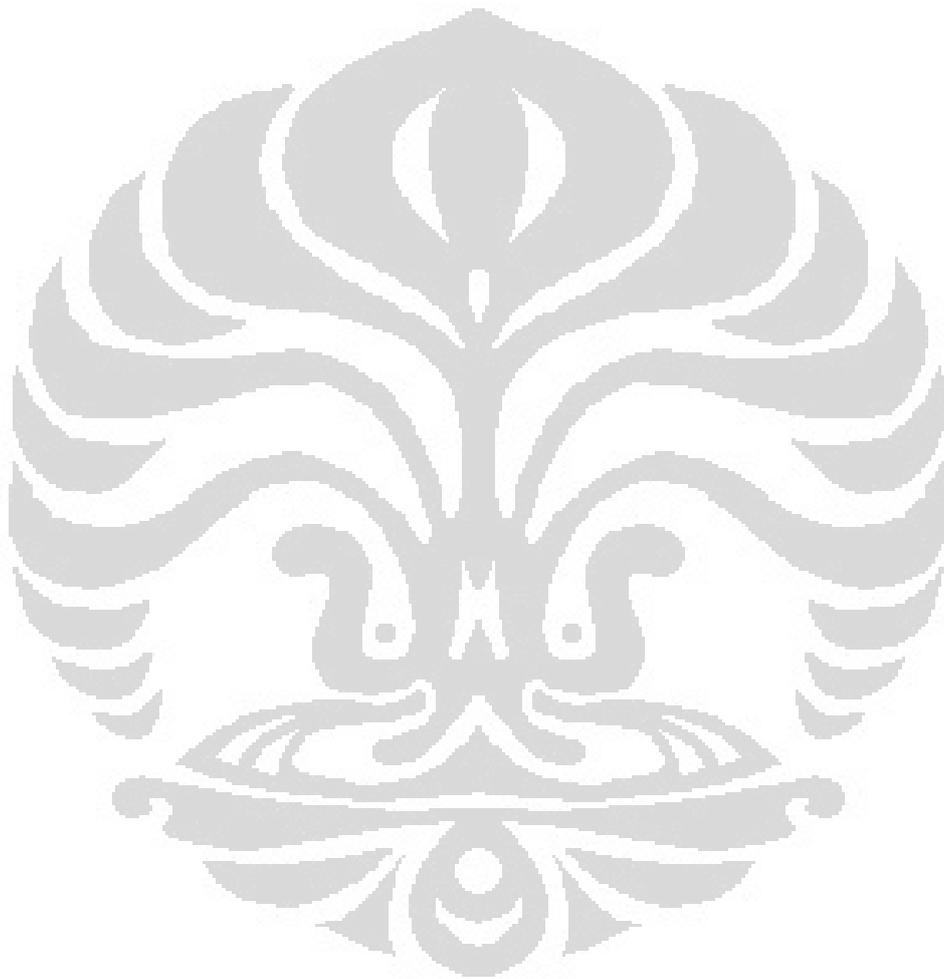
HALAMAN JUDUL .....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	ii
HALAMAN PENGESAHAN .....	iii
KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH .....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS .....	vi
ABSTRAK .....	vii
DAFTAR ISI .....	viii
DAFTAR GAMBAR .....	ix
DAFTAR TABEL .....	xi
<b>1. PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang .....	1
1.2. Tujuan Penelitian .....	2
1.3. Pembatasan Masalah .....	3
1.4. Metodologi Penelitian .....	3
1.5. Sistematika Penulisan.....	5
<b>2. TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>5</b>
2.1. Sejarah Pencitraan <i>Computed Thomography</i> .....	5
2.2. Prinsip Dasar Pencitraan <i>Computed Thomography</i> .....	6
2.3. Dosis Radiasi dan Deskripsi Dosis CT.....	8
2.4. Bilik ionisasi tipe pensil sebagai alat ukur radiasi .....	10
2.5. Film Gafchromic .....	12
2.6. Pelat kolimator berbahan dasar Pb .....	12
<b>3. PERALATAN DAN METODE PENELITIAN .....</b>	<b>13</b>
3.1. Peralatan Penelitian .....	13
3.2. Metode Penelitian.....	15
3.2.1. Penentuan standar kualitas berkas radiasi RQT .....	16
3.2.2. Perhitungan kerma di udara bilik ionisasi tipe pensil acuan .....	17
3.2.3. Perhitungan bacaan bilik ionisasi tipe pensil lapangan.....	20
3.2.4. Pengukuran luas lapangan radiasi ( <i>field size</i> ).....	22
<b>4. PEMBAHASAN .....</b>	<b>24</b>
4.1. Standar kualitas radiasi RQT .....	24
4.2. Kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan terhadap <i>reference</i> .....	24
4.3. Kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat Pb .....	30
4.4. Luas lapangan radiasi ( <i>field size</i> ).....	33
<b>5. KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>37</b>
5.1. Kesimpulan.....	37
5.2. Saran.....	38
<b>DAFTAR REFERENSI .....</b>	<b>39</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Skema dari sebuah pesawat CT scan.....	7
Gambar 2.2.	Skema gambar celah pelat Pb yang dirancang .....	12
Gambar 3.1.	Tabung dan panel kontrol pesawat Sinar-X, Y.TU 320-D03 .....	13
Gambar 3.2.	Bilik Ionisasi Tipe Pensil <i>Unfors Xi CT Detector</i> .....	13
Gambar 3.3.	Exradin Model A101 <i>CT Pencil Ion Chamber</i> .....	14
Gambar 3.4.	Pelat kolimator berbahan dasar Pb .....	14
Gambar 3.5.	Added filter RQT.....	15
Gambar 3.6.	Skematik pengukuran standar kualitas radiasi RQT .....	16
Gambar 3.7.	Skema set-up kalibrasi.....	17
Gambar 3.8.	Skematik kalibrasi bilik pensil sederhana.....	18
Gambar 3.9.	Pengukuran bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb .....	19
Gambar 3.10.	Pengukuran bilik ionisasi tipe pensil acuan tanpa pelat Pb .....	19
Gambar 3.11.	Pengukuran bilik ionisasi tipe pensil lapangan dengan pelat.....	21
Gambar 3.12.	Pengukuran bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat .....	21
Gambar 3.13.	Penyinaran film Gafchromic tanpa pelat Pb .....	22
Gambar 3.14.	Penyinaran film Gafchromic dengan pelat Pb .....	23
Gambar 4.1.	Perbandingan panjang efektif volume bilik lapangan .....	28
Gambar 4.2.	<i>Field size</i> bilik ionisasi tipe pensil acuan menggunakan pelat....	30
Gambar 4.3.	<i>Field size</i> bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat .....	31
Gambar 4.4.	Pembacaan lebih oleh volume efektif bilik pensil Exradin .....	32
Gambar 4.5.	<i>Field size</i> dari lapangan radiasi keseluruhan.....	34
Gambar 4.6.	Variasi laju kerma di udara pada posisi bilik pensil.....	35
Gambar 4.7.	<i>Field size</i> dari celah Pb .....	35

Gambar 4.8. Bacaan *field size* detektor yang ideal..... 36

Gambar 4.9. Bacaan *field size* detektor *reference* dan *field* yang ideal..... 36



## DAFTAR TABEL

Tabel 3.1. Karakterisasi kualitas radiasi standar RQT 8 - RQT 10 .....	17
Tabel 4.1. Filter tambahan pada kualitas radiasi RQT .....	24
Tabel 4.2. Standard deviasi data pengukuran bacaan Unfors .....	25
Tabel 4.3. Bacaan kerma di udara pada titik pengujian menggunakan Unfors ...	25
Tabel 4.4. Standard deviasi data pengukuran bacaan Exradin .....	26
Tabel 4.5. Bacaan kerma di udara pada titik pengujian menggunakan Exradin .	26
Tabel 4.6. Ilustrasi hasil penelitian pertama bacaan Unfors dan Field .....	27
Tabel 4.7. Koefisien kalibrasi panjang kerma diudara dengan pelat Pb .....	27
Tabel 4.8. Koefisien kalibrasi panjang kerma di udara tanpa pelat Pb .....	27
Tabel 4.9. Besar perbandingan dengan dan tanpa pelat Pb .....	28
Tabel 4.10. Hasil koreksi over respon bilik pensil Exradin .....	29
Tabel 4.11. Ilustrasi hasil penelitian kedua bacaan Unfors dan Field .....	30
Tabel 4.12. Koefisien kalibrasi panjang kerma diudara bilik pensil Exradin .....	31
Tabel 4.13. Hasil koreksi Exradin menggunakan rumus empiris eksperimen .....	33

# BAB 1 PENDAHULUAN

## 1.1. Latar Belakang

Dosimetri radiasi atau secara singkat kita menyebutnya cukup dengan kata dosimetri, erat kaitannya dengan berbagai metoda untuk penentuan kuantitatif energi yang dideposit pada suatu medium secara langsung atau tidak langsung oleh radiasi pengion. Dosimetri merupakan kegiatan pengukuran dosis radiasi dengan teknik pengukurannya didasarkan pada pengukuran ionisasi yang disebabkan oleh radiasi dalam gas, terutama udara. Dalam proteksi radiasi, metode pengukuran dosis radasi ini dikenal dengan sebutan dosimetri radiasi, sedangkan instrumen yang mampu menyediakan bacaan dari dosimetri radiasi disebut sebagai dosimeter.

Radiasi pengion mempunyai dampak positif dan negatif terhadap kesehatan manusia, secara positif radiasi pengion dapat digunakan untuk penyembuhan berbagai jenis kanker dalam stadium yang rendah, sedangkan secara negatif, sekecil apa pun radiasi pengion yang mengenai tubuh manusia akan mempunyai efek terhadap kesehatan manusia, secara garis besar ada 3 efek radiasi pengion terhadap kesehatan manusia.

- Efek Stokastik
- Efek Deterministik
- Kerusakan gen

CT Scan atau *Computed Tomography Scan* adalah salah satu aplikasi penggunaan radiasi pengion dalam bidang kesehatan yang bertujuan untuk mendiagnosa kelainan pada struktur tubuh, pencitraan pada CT Scan merupakan pengambilan gambar dari suatu objek secara sectional axial dimana sinar-X mengelilingi objek, sehingga gambaran objek yang diinginkan terlihat jelas dan objek yang tidak diinginkan dikaburkan. Berbagai macam teknik pemeriksaan dilakukan pada pemeriksaan radiologi diagnostik.

Dosis radiasi yang diterima pasien dalam prosedur radiologi diagnostik dibandingkan radiologi terapi memang lebih kecil dan biasanya tidak melewati ambang batas dari efek deterministik, akan tetapi tetap harus ada ketentuan yang akurat untuk menjaga keseimbangan antara kualitas citra dan paparan yang

diterima oleh pasien. *CT Scan* sendiri telah dikenal dengan prosedur diagnostik dengan dosis yang tinggi, batas atas dosis yang diizinkan juga cukup besar dibandingkan dengan metode diagnostik yang lain, beberapa data dosis yang diizinkan, antara lain,

- Radiografi konvensional : 1-20 mGy
- Fluoroskopi : 0.02-0.2 Gy/min
- *CT scan* : 10-100 mGy

Sebagai konsekuensi, pengukuran yang spesial dibutuhkan untuk menjamin optimasi citra CT dan proteksi radiasi terhadap pasien selama proses pemeriksaan CT. Dari perbandingan dengan radiologi konvensional, tingkat kerumitan dan fleksibilitas dari pengaturan *scanner* dapat memengaruhi tingkat kualitas citra dan dosis pasien dalam prakteknya. Oleh karena itu diperlukan jaminan kualitas mutu untuk *CT Scan* demi tersedianya informasi klinis yang dibutuhkan untuk mengoptimalkan citra dan meminimumkan dosis yang diterima oleh pasien. Diperlukan pengukuran yang rutin terhadap *kerma* dan laju *kerma* di udara secara akurat dan presisi, dalam rangka mencapai tujuan ini, pengukuran-pengukuran yang dilakukan harus dapat direproduksi atau dilakukan kembali. Alat ukur yang terkalibrasi adalah satu faktor kunci untuk menjamin tingkat keakurasian yang tepat dari pengukuran-pengukuran dosis radiasi dan memungkinkan pengukuran yang sama dilakukan kembali dalam waktu yang cukup panjang.

Bilik ionisasi adalah tipe detektor yang paling umum digunakan untuk dosimetri pada pengukuran radiologi diagnostik, bilik tersebut dibuat dengan berbagai disain yang berbeda untuk aplikasi yang khusus. Sebuah bilik ionisasi CT sering kali disebut sebagai bilik ionisasi tipe pensil (*pencil ionization chamber*) atau bilik pensil (*pencil chamber*) karena bentuknya yang seperti pensil dengan panjang 100 mm.

Pelat kolimator/*rectangular aperture* berbahan Pb (timbal atau timah hitam) berfungsi untuk meminimalisasi radiasi hambur mengenai dosimeter sehingga tidak mengganggu bacaan pada detektor bilik ionisasi tipe pensil.

## 1.2. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah untuk mengembangkan sebuah metodologi kalibrasi khusus untuk bilik ionisasi tipe pensil yang digunakan dalam prosedur

dosimetri *Computed Tomography*, sesuai dengan rekomendasi terbaru.

Penelitian ini membuat pelat kolimator berbahan dasar Pb yang mempunyai celah ditengahnya (*rectangular slit/aperture*) sebagai sarana pengalibrasi bilik ionisasi tipe pensil dengan tujuan untuk mengukur besarnya *kerma* dan laju *kerma* di udara serta menentukan faktor kalibrasi dari bilik ionisasi tipe pensil.

### 1.3. Pembatasan Masalah

Pada batasan masalah ini akan dibahas mengenai aplikasi dari pelat yang dibuat dalam kaitan kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil.

### 1.4. Metodologi Penelitian

Metode penelitian yang akan dilakukan terdiri dari beberapa tahap:

#### 1. Studi Literatur

Metode ini digunakan untuk memperoleh informasi tentang teori-teori dasar sebagai sumber penulisan skripsi. Informasi dan pustaka yang berkaitan dengan masalah ini diperoleh dari literatur, penjelasan yang diberikan dosen pembimbing, rekan-rekan mahasiswa, internet, dan buku-buku yang berhubungan dengan skripsi penulis.

#### 2. Perencanaan Metode Eksperimen dan Pembuatan Alat

Perencanaan metode eksperimen dan pembuatan alat merupakan tahap awal penulis untuk mencoba memahami, menerapkan, dan menggabungkan semua literatur yang diperoleh maupun yang telah dipelajari untuk melengkapi sistem serupa yang pernah dikembangkan, dan selanjutnya penulis dapat merealisasikan eksperimen sesuai dengan tujuan.

#### 3. Melakukan Eksperimen

Eksperimen ini berkaitan dengan pengujian bilik ionisasi tipe pensil dengan pelat yang sudah dibuat serta pengambilan data dari eksperimen yang dilakukan.

#### 4. Metode Analisis

Metode ini merupakan pengamatan terhadap data yang diperoleh dari eksperimen serta pengambilan data. Pengambilan data dilakukan dengan cara mengukur respon bilik ionisasi tipe pensil terhadap *kerma* dan laju *kerma* di udara dan faktor kalibrasi

### 1.5. Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan skripsi ini terdiri dari bab-bab yang memuat beberapa sub-bab. Untuk memudahkan pembacaan dan pemahaman maka skripsi ini dibagi menjadi beberapa bab yaitu:

#### **BAB 1 PENDAHULUAN**

Berisi tentang penjelasan secara umum yang menjadi latar belakang penelitian, pembatasan masalah yang ingin diselesaikan, tujuan penelitian, serta sistematika penulisan.

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

Bab ini menjelaskan tentang teori dasar yang berkaitan dengan penelitian sebagai modal pengetahuan dasar untuk memahami pembahasan yang sedang dikaji.

#### **BAB 3 PERALATAN DAN METODE PENELITIAN**

Bab ini membahas peralatan yang terkait dan metodologi penelitian yang mencakupi semua serangkaian kegiatan yang dilakukan selama pengambilan data dan disertai dengan pendekatan teoritik terhadap masalah yang sedang dikaji.

#### **BAB 4 PEMBAHASAN**

Bab ini berisi hasil pengolahan data dan analisis secara komprehensif.

#### **BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN**

Bab ini berisi kesimpulan penelitian dan saran yang mendukung penelitian agar pengembangannya mendapatkan hasil yang lebih baik lagi.

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

### **2.1. Sejarah Pencitraan *Computed Thomography***

Menurut kamus Webster's kata tomografi atau *tomography* berasal dari kata Yunani *tomos* (potongan) dan *graphia* (penggambaran) untuk menggambarkan suatu teknik fotografi sinar-x di mana sebuah gambar potongan bidang difoto, sedangkan struktur potongan bidang lainnya dieliminasi. Tomografi adalah teknik untuk menghasilkan citra irisan bidang atau struktur internal suatu obyek dengan memanfaatkan sinar-x dan dianalisa oleh suatu sistem detektor sintilasi. Dalam terminologi fisika, citra dapat didefinisikan sebagai representasi distribusi suatu besaran fisis atau kombinasi dari besaran fisis suatu obyek. Konsep yang mendasari teknik tomografi adalah kemampuan untuk merekonstruksi struktur tampang internal obyek dari proyeksi berkas terkolimasi yang melaluinya.

Tidak diragukan lagi, penemuan *Computed Tomography* (CT) telah menjadi tonggak penting dalam dunia kedokteran di abad kedua puluh lalu, sehingga melalui penemunya, Godfrey Hounsfield dan Alan Cormack, dianugrahi dengan Penghargaan Nobel dalam bidang Kedokteran. *Computed Tomography* adalah metode khusus tomography sinar-x, yang secara fundamental berbeda dari metode tomography konvensional, berdasarkan dari cara gambar yang terbentuk, kemampuan CT Scan memperlihatkan perbedaan nilai penyerapan sinar-X diberbagai struktur lebih baik dibandingkan dengan tomography konvensional. Gambar dari lapisan tubuh pada dasarnya direkonstruksi tegak lurus dengan sumbu longitudinal tubuh. Ketika CT diperkenalkan dalam praktek klinis, terjadi perubahan yang revolusionis terhadap pencitraan sinar-X, CT hadir dengan memberikan gambar berkualitas tinggi dari penampang melintang tubuh manusia. Teknik ini secara khusus, menawarkan peningkatan resolusi kontras yang rendah untuk meningkatkan visualisasi jaringan lunak dengan konsekuensi dosis radiasi yang relatif tinggi diserap. Potensi dari perkembangan pencitraan CT telah direalisasikan oleh perkembangan teknologi yang cepat dan telah menghasilkan perluasan praktek CT.

CT Scan pertama yang dikembangkan oleh Hounsfield membutuhkan beberapa jam untuk memperoleh data mentah untuk satu scan dan memakan

berhari-hari untuk merekonstruksi sebuah citra dari data mentah. Sedangkan sistem CT Multi-slice terbaru dapat mengumpulkan sampai dengan 64 iris data dengan waktu sekitar 350 ms dan merekonstruksi gambar dengan resolusi 512 x 512 matriks dari jutaan titik data dalam waktu kurang dari satu detik. CT telah mencatat perbaikan besar dalam hal kecepatan, kenyamanan pasien, dan resolusi. Seiring waktu pemindai CT scan semakin cepat, semakin banyak anatomi yang dapat dipindai dalam waktu yang lebih singkat. Pemindaian cepat membantu menghilangkan artefak-artefak yang biasa diakibatkan oleh dari gerak pasien seperti bernapas.

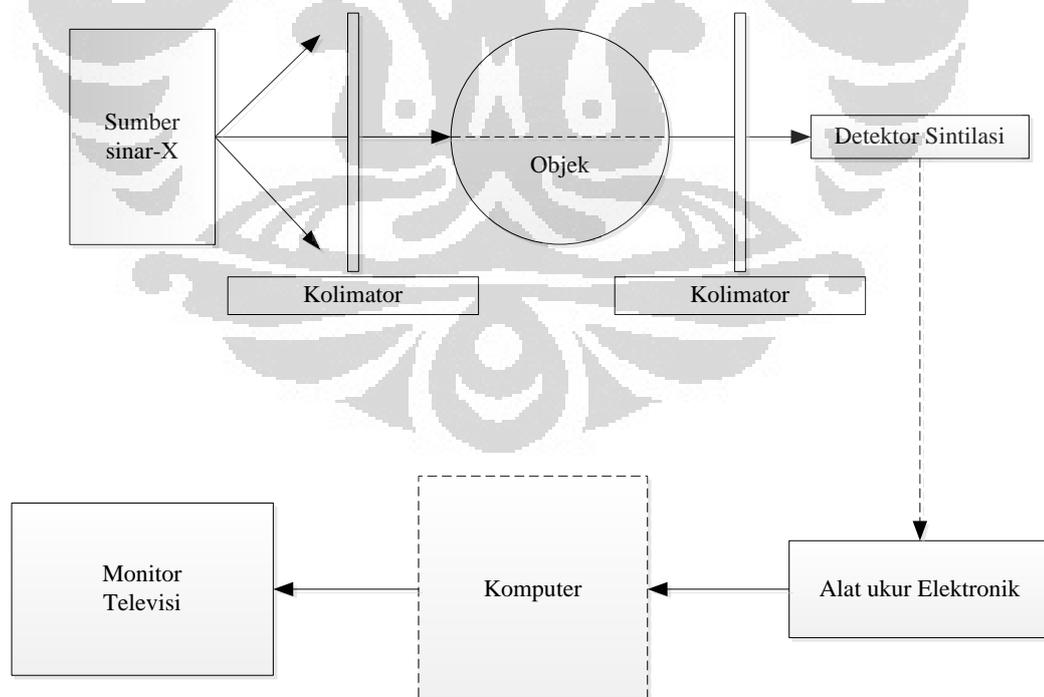
## **2.2. Prinsip Dasar Pencitraan *Computed Tomography***

Prinsip dasar CT didasarkan pada kemungkinan untuk menghasilkan gambar dari sebuah objek dua atau tiga-dimensi dengan cara proyeksi beberapa obyek ini. Hasil gambar penyinaran CT dibentuk oleh satu set proyeksi penyinaran dari wilayah tubuh. Proyeksi yang diperoleh melalui penyinaran beberapa bagian, pada sudut-sudut yang berbeda, oleh sorotan sinar-x terkolimasi, kemudian radiasi yang ditransmisikan akan diukur oleh sebuah detektor. Hasil pengukuran-pengukuran detektor kemudian diproses oleh sebuah komputer yang akan merekonstruksi menjadi sebuah gambar utuh hasil penyinaran. Meskipun potensi diagnostik CT scan tak perlu diragukan lagi, perhatian besar tetap diperlukan, karena bahaya radiasi pengion dan mengingat hampir selalu dosis penyinaran CT scan lebih tinggi dari pada dosis yang diterapkan dalam prosedur radiologi konvensional. Survei telah menunjukkan peningkatan yang sangat besar dalam jumlah perangkat *Computed Tomography* yang digunakan. Di Inggris, penelitian telah menunjukkan bahwa walaupun prosedur CT hanya mewakili 7% dari total jumlah prosedur medis menggunakan X-radiasi, mereka menyumbang sekitar 47% dari total dosis kolektif.

Pada sebuah perangkat CT terdapat suatu sumber sinar-X di satu sisi dan sederetan pengindera sinar-X disisi lain. Karena sinar-X dapat dianggap berjalan lurus menembus benda, dalam hal ini tubuh pasien, maka setiap pengindera akan menangkap tingkat redaman pada lintasan tertentu yang diambil pada sudut tertentu pula. Jika data redaman untuk sederetan berkas ini diperoleh untuk satu

putaran penuh, baik dengan cara memutar secara mekanis maupun dengan penempatan sumber sinar dan pengindera yang melingkupi seluruh benda, maka data yang diperoleh bisa diterjemahkan sebagai suatu citra irisan. Dengan mengambil irisan pada berbagai tempat, yaitu dengan cara menggeser sedikit demi sedikit ke sumbu yang tegak lurus bidang sinar-pengindera, maka akan diperoleh sederetan citra irisan. Selanjutnya citra-citra irisan ini dapat dipakai untuk membuat gambaran dimensi tiga (3D) dari tubuh pasien tersebut. Bahkan untuk CT yang berkecepatan tinggi, citra dimensi empat (4D)—yaitu gambaran 3D dari bagian tubuh yang berubah terhadap waktu, dapat diperoleh. Hal ini sangat bermanfaat untuk melihat mekanisme kerja organ tubuh, misalnya jantung, untuk mengamati jika terjadi kelainan fungsi organ.

Komponen paling penting dari CT Scan adalah tabung sinar-x, kolimator, detektor, monitor televisi dan sistem pengukuran elektronik. Dalam rangka untuk menghasilkan gambar irisan tubuh, atenuasi radiasi oleh objek harus ditentukan untuk sejumlah besar proyeksi melalui obyek menggunakan pengaturan pengukuran yang terdiri dari tabung sinar-x dan sebuah sistem detektor radiasi yang berlawanan.



**Gambar 2.1** Skema dari sebuah pesawat CT scan

Probabilitas berkas radiasi sinar-x berinteraksi dengan bahan dikenal sebagai koefisien atenuasi linier. Koefisien atenuasi linear ( $\mu$ ) bergantung pada energi foton, komposisi kimia dan kepadatan fisik bahan. Untuk radiasi sinar-x monoenergetik, fraksi peristiwa sinar-x diharapkan menembus ketebalan  $x$  tanpa berinteraksi dengan bahan tersebut adalah  $e^{-\mu x}$ . Transmisi sinar-x melalui pasien dirumuskan dengan

$$I_t = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

dengan :  $I_t$  adalah intensitas sinar-x yang berhasil menembus ketebalan materi tersebut maka akan terjadi pengurangan intensitas.

$I_0$  adalah intensitas sinar-x yang datang pada suatu permukaan materi.

$e^{-\mu x}$  adalah koefisien atenuasi linier.

### 2.3. Dosis Radiasi dan Deskripsi Dosis CT (*CT Dose Descriptors*)

Dosis merupakan jumlah paparan yang diterima suatu materi. Besaran paparan pertama kali diambil dari kata *exposure* (paparan) dengan nilai  $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ J/kg}$ , sedangkan dosis serap (*absorbed dose*) ialah energi per satuan massa yang diserap oleh materi akibat radiasi tersebut. Seringkali dosis serap diukur dalam gray ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg}$ ).

Adapun faktor yang harus diperhatikan dalam hal ini antara lain adalah jenis radiasi dan bahan yang dikenainya. Hubungan antara paparan dan dosis dilihat dari besarnya paparan suatu berkas radiasi untuk membentuk pasangan ion di udara, dalam volume, tekanan dan temperatur tertentu. Hasil bagi jumlah energi kinetik awal seluruh partikel bermuatan yang dilepaskan oleh partikel pengion secara tidak langsung dalam satu elemen volume materi tertentu dengan massa materi dalam elemen volume tersebut dinamakan *kerma*.

Kedua pengertian ini secara tidak langsung merupakan peristiwa pemindahan energi berkas radiasi ke lingkungannya. Nilai paparan sebesar 1 R sesuai dengan penyerapan energi sebesar 87,7 Joule oleh 1 gr udara atau 87,7 Joule/gram, oleh karena itu  $1 \text{ rad} = 100 \text{ Joule/gram udara}$ ,  $1 \text{ Joule/gram udara} = 0,01 \text{ rad}$  atau  $1R = 0,877 \text{ rad}$  dengan kata lain dalam *kerma*  $1 R = 0,877 \text{ cGy}$ .

Pada tahun 1981, The Bureau of Radiological Health, yang sekarang menjadi *The Center for Device and Radiological Health* memperkenalkan konsep baru untuk menghitung jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien, akibat pemeriksaan dengan menggunakan alat CT Scan. Konsep baru tersebut dikenal sebagai *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* dan *Multiple Scan Average Dose (MSAD)*. Teknik pengukuran ini menggunakan pengukuran bilik ionisasi tunggal yang besarnya dosis radiasinya ditentukan pada tiap area scan. Konsep pengukuran nilai CTDI pada pesawat CT Scan ini pada awalnya berdasarkan pada tiga pengukuran yang sudah dikenal, yaitu pengukuran nilai dosis radiasi atau pengukuran metode film dosimetry (film badge), pengukuran metode thermoluminescent dosimeter (TLD), dan pengukuran dosis radiasi dengan teknologi detektor sintilasi.

Computed Tomographic Dose Index (CTDI), adalah besarnya luas kurva dibagi lebar irisan nominal dan mAs. CTDI juga merupakan parameter besarnya paparan (*exposure*) di dalam area irisan scan yang berdekatan. Pada masa sekarang ada banyak varian dari parameter-parameter lain yang digunakan untuk mengukur dosis radiasi pada pesawat CT scan, dari berbagai parameter tersebut, ada tiga parameter penting dan telah memperoleh pengakuan bertaraf tingkat internasional untuk menggambarkan dosis radiasi pada pesawat CT scan. Yaitu *CT Dose Index (CTDI)*, *Dose Length Product (DLP)*, dan *Effective Dose (E)*

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.2)$$

- dengan :
- $n$  adalah jumlah irisan (*number slice imaged simultaneously*).
  - $T$  adalah lebar nominal irisan (*nominal slice imaged width*).
  - $nT$  adalah total lebar nominal gambar (*nominal total imaged width*).
  - $D(z)$  adalah distribusi dosis.
  - $(z)$  adalah jarak aksis longitudinal tubuh yang discan.

CTDI dapat diperoleh dengan cara menghitung jumlah dosis radiasi sepanjang aksis membujur (longitudinal) dari tubuh yang terscan atau  $D(z)$  dibagi dengan ketebalan irisan potongan daerah yang terscan.

#### 2.4. Bilik ionisasi tipe pensil sebagai alat ukur radiasi

Alat ukur radiasi adalah alat yang mampu mengukur kuantitas radiasi baik secara langsung maupun tidak langsung. Kuantitas radiasi yang dapat dideteksi oleh alat ukur radiasi antara lain; flux, fluence, exposure, kerma dan dosis serap. Alat ukur radiasi merupakan suatu sistem yang terdiri dari detektor dan rangkaian elektrometer. Detektor adalah bagian yang peka terhadap radiasi dan elektrometer adalah bagian elektronik yang memroses serta mengubah tanggapan detektor menjadi besaran fisika yang diinginkan.

Berdasarkan prinsip interaksi radiasi dengan materi, semua jenis detektor harus dapat digunakan untuk mengukur dosis dan paparan radiasi. Besaran fisika yang diukur dalam pendeteksian radiasi adalah banyaknya ionisasi yang dihasilkan dari proses interaksi radiasi dengan materi detektor. Sehingga berdasarkan nilai ionisasi tersebut akan diperoleh besaran dosis atau paparan radiasi.

Untuk menentukan dosis atau paparan radiasi pada lingkungan terkena radiasi pengion, perangkat yang tepat yang disebut dengan dosimeter dimanfaatkan. Diantara beberapa jenis dosimeter, ada perangkat yang didasarkan pada pengukuran banyaknya ionisasi yang dihasilkan dari proses interaksi radiasi dengan materi di dalam sebuah bilik ionisasi atau *ionization chamber*. Bilik ionisasi yang dimanfaatkan untuk mengukur radiasi pada *Computed Tomography* adalah bilik silinder yg diperpanjang, yang disebut bilik ionisasi tipe pensil. Bilik ionisasi ini berbentuk silinder dan memiliki rentang kepekaan sepanjang 10 cm serta kepekaan volume mendekati  $3 \text{ cm}^3$ . Salah satu ciri khas Bilik ionisasi ini adalah keseragaman respon terhadap radiasi insiden di setiap sudut pada sekitar porosnya. Oleh karena itu, detektor ini sangat cocok untuk penggunaan pada peralatan di mana tabung sinar-X berputar seperti pada *Computed Tomography*. Biasanya bacaan dengan detektor jenis ini dinyatakan dalam satuan dosis atau paparan x panjang ( $\text{mGy}\cdot\text{cm}$  atau  $\text{R}\cdot\text{cm}$ ), hasilnya kita mendapatkan *Computed Tomography Dose Index* (CTDI), yaitu jumlah atau kuantitas dosimetrik utama yang digunakan pada *Computed Tomography*.

Hasil pengukuran yang disediakan oleh detektor-detektor radiasi tidak mutlak memberikan gambaran atau perwakilan dari kenyataan yang ada.

Perhitungan dari nilai yang sebenarnya memerlukan kalibrasi instrumen detektor, oleh karena itu setiap detektor harus memiliki faktor yang dapat mengubah besaran yang terukur oleh detektor menjadi besaran yang diinginkan dalam proses pengukuran. Faktor pengubah tersebut dikenal sebagai faktor koreksi, dan akan sangat menentukan ketepatan hasil pengukuran. Faktor koreksi berfungsi sebagai pengoreksi nilai besaran radiasi yang terukur terhadap nilai besaran radiasi yang menjadi acuan. Faktor koreksi detektor terhadap perubahan kualitas radiasi ( $K_Q$ ) ditentukan melalui persamaan berikut.

$$K_Q = \frac{N_{K,Q}}{N_{K,Q_0}} \quad (2.3)$$

$$N_{K,Q} = \frac{D}{M} \quad (2.4)$$

$K_Q$  : Faktor koreksi berkas radiasi  
 $N_{K,Q}$  : Koefisien kalibrasi (mGy/nC)  
 $D$  : Dosis radiasi sinar-x (mGy)  
 $M$  : Bacaan elektrometer (nC)

Untuk elektrometer digunakan faktor koreksi tekanan dan temperatur,  $K_{TP}$  (pers. 2.5). Sehingga hasil yang ditampilkan merupakan betul-betul kuantitas radiasi yang terdeteksi oleh detektor, karena sudah terkoreksi oleh tekanan dan temperatur ruang. Pada umumnya instrumen dikalibrasi pada temperatur ruang (22 °C) dan tekanan 101.3 kPa. Bila kondisi demikian yang dipakai, maka faktor koreksi menjadi sebagai berikut:

$$K_{TP} = \frac{(273.2 + T) \cdot P_0}{(273.2 + T_0) \cdot P} \quad (2.5)$$

$P_0$  : referensi tekanan udara = 101.3 kPa  
 $T_0$  : referensi temperatur udara = 20° C  
 $P$  : tekanan terukur dalam ruang  
 $T$  : temperatur terukur dalam ruang

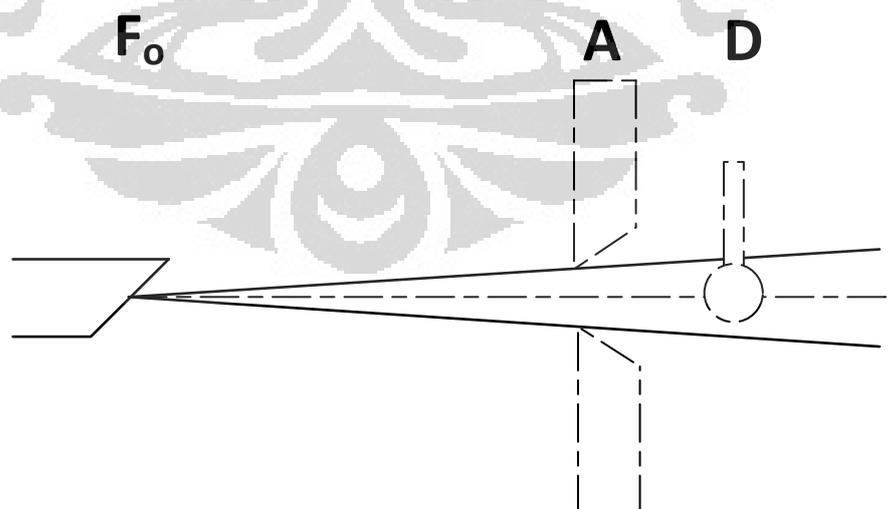
Kalibrasi instrumen detektor memungkinkan pengguna untuk melakukan proses pengoprasian alat dengan benar dan menyediakan koefisien kalibrasi untuk perkiraan dari nilai sebenarnya.

## 2.5. Film Gafchromic

Film radiochromic adalah film tipe baru yang digunakan dalam dosimetri. Yang paling umum dipakai adalah film Gafchromic, yang tidak berwarna dan ekuivalen terhadap jaringan (9.0% hydrogen, 60.6% carbon, 11.2% nitrogen, dan 19.2% oxygen), serta berubah menjadi biru bila terkena radiasi. Film Gafchromic berisi zat warna khusus yang terpolimerisasi bila terkena radiasi. Polimer yang terjadi menyerap cahaya yang dapat diukur dengan densitometer khusus. Film ini mengembang sendiri, sehingga tidak membutuhkan pengembang atau *developer* maupun penguat atau *fixer*. Film Gafchromic kurang sensitif, sehingga sesuai untuk pengukuran dosis tinggi, dan merupakan dosimeter relatif.

## 2.6. Pelat kolimator berbahan dasar Pb yang mempunyai celah ditengahnya (*rectangular slit/aperture*)

Pelat kolimator berbahan dasar Pb (timbal/timah hitam) yang mempunyai celah ditengahnya dan berbentuk persegi berfungsi untuk mengkolimasi berkas radiasi sinar-x agar mengenai volume efektif detektor, konstruksi celah pelat dapat kita lihat pada gambar 2.2. Celah pelat (A) yang menghadap kepada focal spot ( $F_o$ ) lebih kecil dibandingkan celah pelat yang menghadap bilik pensil (D). Bentuk celah seperti ini berfungsi untuk meminimalisasi radiasi hambur sehingga tidak mengganggu bacaan pada bilik ionisasi tipe pensil.



**Gambar 2.2** Skema gambar celah pelat Pb yang dirancang

## BAB 3 PERALATAN DAN METODE PENELITIAN

### 3.1. Peralatan Penelitian

Proses kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil terhadap laju kerma di udara dari berkas sinar-x, sepenuhnya dilakukan di Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN) BATAN yang juga dikenal dengan sebutan Laboratorium Dosimetri Standar Sekunder (SSDL) Jakarta, dengan sumber pesawat sinar-x Y.TU 320-D03 (gambar 3.1).



**Gambar 3.1** Tabung dan panel kontrol pesawat Sinar-X, Y.TU 320-D03

Bilik Ionisasi Tipe Pensil acuan untuk penentuan panjang kerma di udara telah dikalibrasi: sebuah detektor bilik ionisasi *Unfors Xi CT ion chamber*, dengan panjang efektif (*collective volume*) pengukuran 10 cm (3.94 in) yang sudah memenuhi persyaratan IEC 61674. Panjang volume total 14 cm. Unfors dijadikan detektor acuan karena hasil bacaannya sudah dalam dosis, lebih memudahkan proses pengukuran menggunakan persamaan 3.2.



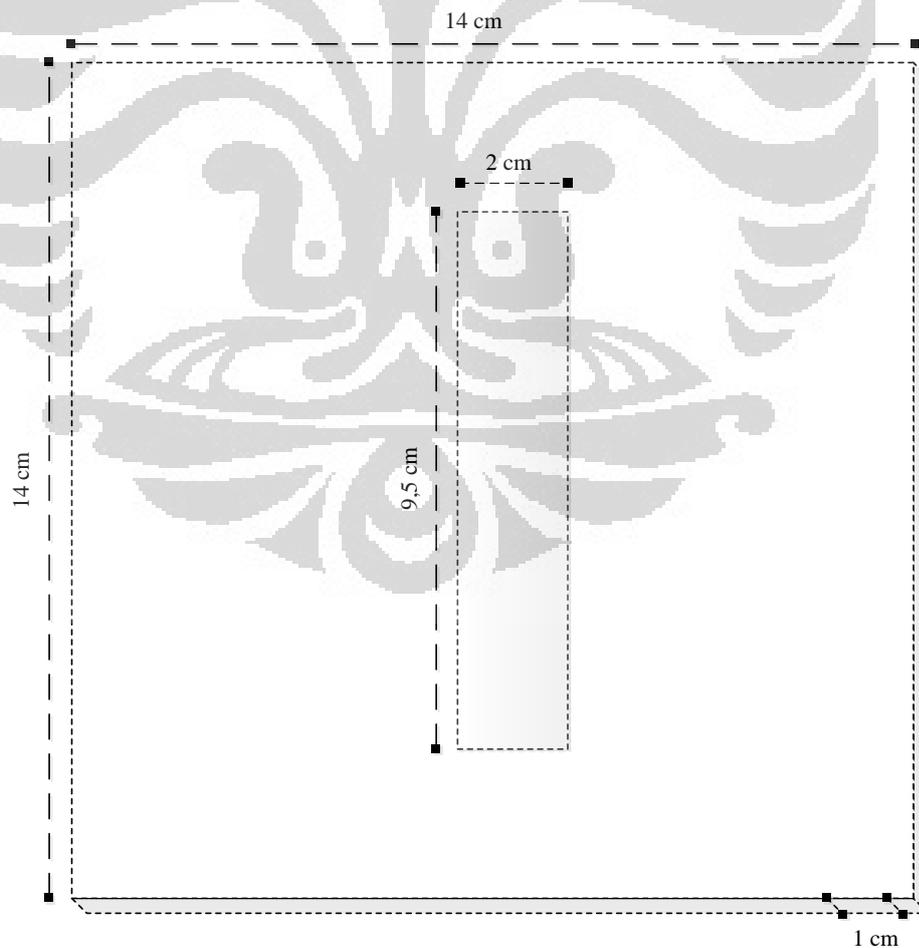
**Gambar 3.2** Bilik ionisasi tipe pensil *Unfors Xi CT Detector*

Bilik Ionisasi Tipe Pensil lapangan sebagai detektor yang akan dikalibrasi, Exradin Model A101 CT *Pencil Ion Chamber*, 10 cm, 4.6 cc, produksi dari Standard Imaging. Panjang volume total 16,43 cm, panjang *collective volume* 10 cm.



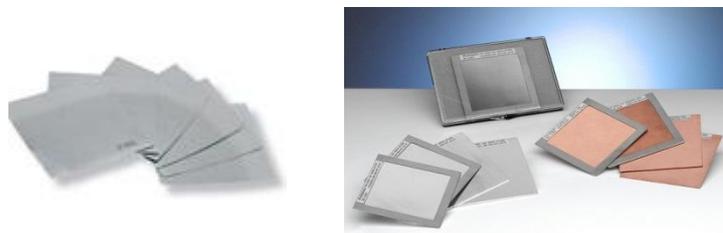
**Gambar 3.3** Exradin Model A101 CT *Pencil Ion Chamber*

Pelat kolimator berbahan dasar timah hitam [Pb] dengan  $P \times T = 14 \times 14$  cm yang ditengahnya dibentuk sebuah celah dengan ukuran  $P \times L = 9,5 \times 2$  cm dan ketebalan 1 cm, diposisikan 5 cm di depan bilik yang akan dikalibrasi (lihat gambar 3.4).



**Gambar 3.4** Pelat kolimator berbahan dasar Pb

Film Gafchromic, Kodak X-Omat V, dipaparkan berkas radiasi tanpa *intensifying screen*.



**Gambar 3. 5** Added filter RQT

Serta peralatan pendukung lainnya yaitu Added filter, termometer sebagai penunjuk suhu, barometer sebagai penunjuk tekanan dan higrometer sebagai penunjuk kelembaban ruangan.

### 3.2. Metode Penelitian

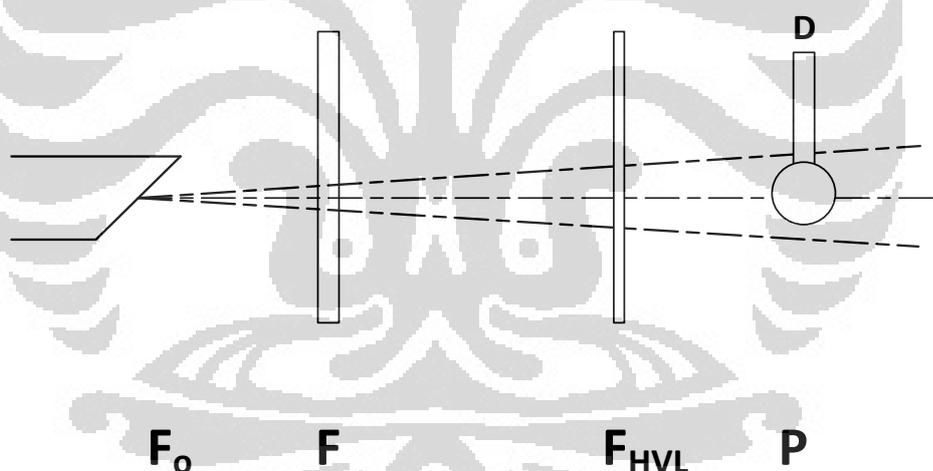
*International Electrotechnical Commission (IEC) 61674*, dengan jelas dan pasti memperkenalkan pelaksanaan dan beberapa berkaitan dengan syarat-syarat dari dosimeter diagnostik yang ditujukan untuk pengukuran kerma dan panjang kerma di udara. Dalam penggunaan radiasi sinar-x dibagian radiologi diagnostik dibutuhkan keseragaman respon alat ukur dosis serap dari radiasi pengion pada pesawat CT Scan, tidak berubah-ubah lebih dari 3%. Untuk memverifikasi persyaratan ini prosedur kalibrasi khusus digunakan. Prosedur yang diuraikan pada versi naskah IAEA *Code of Practice for dosimetry in x-ray diagnostic radiology*.

Penelitian ini terdiri dari empat tahap, yang pertama ialah menentukan kualitas berkas radiasi dan besar filter tambahan pesawat sinar-x Y.TU 320-D03 untuk mendapatkan HVL yang sesuai dengan rentang RQT pada TRS No. 457. Lalu tahap yang kedua ialah pengukuran kerma di udara dengan bilik ionisasi tipe pensil acuan, berikutnya pengukuran bacaan dengan bilik ionisasi tipe pensil lapangan dari hasil pengukuran bilik ionisasi tipe pensil acuan dan lapangan digunakan untuk mencari nilai koefisien kalibrasi panjang kerma di udara. Terakhir menentukan luas lapangan radiasi melalui film Gafchromic.

### 3.2.1. Penentuan standar kualitas berkas radiasi RQT

Standar kualitas berkas radiasi pada radiologi diagnostik dapat diketahui melalui pengukuran *Half Value Layer* (HVL). HVL pada umumnya adalah ketebalan bahan penyerap tertentu yang mampu mengatenuasi atau melemahkan kuantitas radiasi yang diukur menjadi setengah dari nilai awalnya. Hal ini berarti bahwa HVL tergantung pada kuantitas yang diukur, penggunaan dari kuantitas radiasi yang berbeda berdampak pada nilai-nilai HVL yang berbeda pula. Jadi HVL merepresentasikan kualitas radiasi untuk masing-masing tegangan kerja tabung sinar-x.

Sebelum dapat melakukan proses kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil, perlu untuk mengetahui berkas radiasi dari sumber radiasi yang digunakan untuk mengalibrasi bilik ionisasi tipe pensil, kerma dan laju kerma di udara digunakan sebagai kuantitas untuk pengukuran HVL. Gambar 3.6 adalah gambar skematik untuk menghitung HVL dari sumber radiasi untuk mengetahui besarnya RQT.



**Gambar 3.6** Skematik pengukuran standar kualitas radiasi RQT.  
**F<sub>o</sub>**: focal spot; **F**: added filter; **F<sub>HVL</sub>**: filter HVL; **D**: detektor pada posisi **P**  
 (Technical Report Series No. 457)

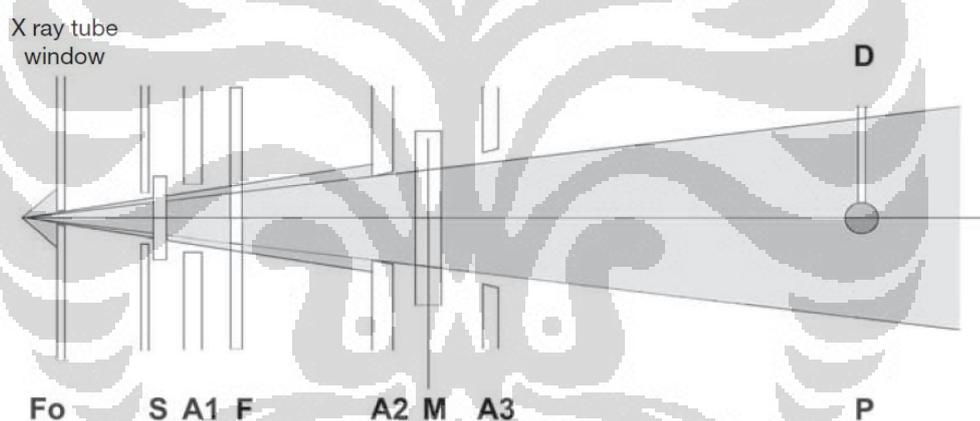
Sumber sinar-x, pesawat Y.TU 320-D03 dengan anoda *Tungsten* dan generator pembangkit sinar-x yang beroperasi pada tegangan antara 100 kV sampai 150 kV, dimanfaatkan untuk pengukuran kualitas berkas radiasi, khususnya untuk kualitas berkas radiasi CT (RQT). Berkas RQT dapat ditetapkan dengan menggunakan filter tembaga yang ketebalannya ditentukan dalam Tabel 3.1.

**Tabel 3.1** Karakterisasi kualitas radiasi standar RQT 8 - RQT 10

Kualitas radiasi	Tegangan Tabung [kV]	Added Filter [mmCU]	Besarnya $HVL_1$ [mmAl]
RQT 8	100	0.2	6.9
RQT 9	120	0.25	8.4
RQT 10	150	0.3	10.1

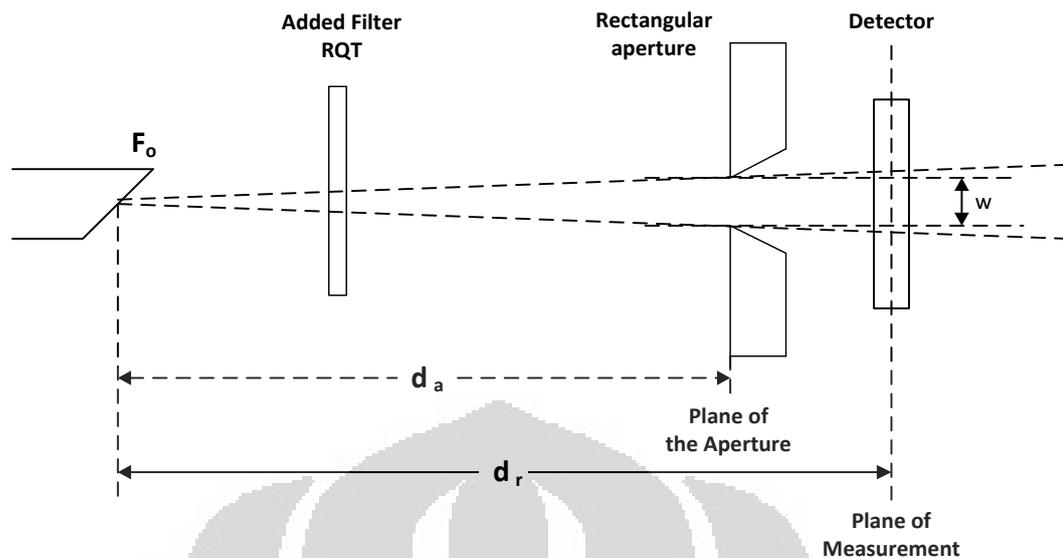
### 3.2.2. Perhitungan kerma di udara ( $K_a$ ) dengan bilik pensil acuan

Pengukuran kerma di udara dilakukan terlebih dahulu dengan bilik acuan standard atau *reference standard chamber*. Bilik acuan standard ini telah dikalibrasi sebelumnya terhadap bilik acuan standard utama di fasilitas PSDL, pada kualitas radiasi yang diharuskan, RQT.

**Gambar 3.7** Skema set-up kalibrasi.

Fo: *Focal Spot*; S: *Shutter*; A1, A2, A3: *Apertures*; F: *Added Filter*;  
M: *Monitor Chamber*; D: Detektor ditempatkan pada posisi P  
(*Technical Report Series No. 457*)

Gambar diatas adalah skematik umum yang ditetapkan oleh IAEA untuk mengkalibrasi detektor bilik ionisasi. Untuk mengkontekstualisasikan dalam kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil maka dapat dibuat skematik sederhana untuk dilakukan proses penelitian, pada gambar 3.8.

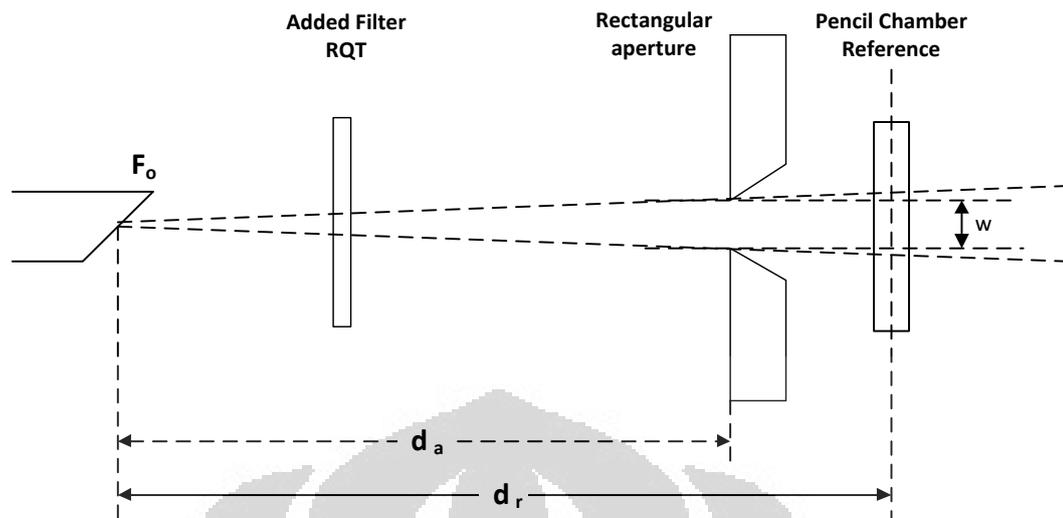


**Gambar 3.8** Skematik kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil sederhana

Detektor pada skematik kalibrasi diatas, dapat diganti menjadi 3 bagian nantinya yang akan di uji coba, yang pertama menggunakan detektor bilik ionisasi tipe pensil acuan yaitu *Unfors Xi CT detector*, bilik ionisasi ini sudah terkalibrasi di PSDL ditunjukkan dengan sertifikatnya. Yang kedua adalah bilik ionisasi tipe pensil lapangan yaitu *Exradin Model A101 CT Ion Chamber*, dan terakhir detektor diatas akan menggunakan Film Gafchromic, Kodak X-Omat V.

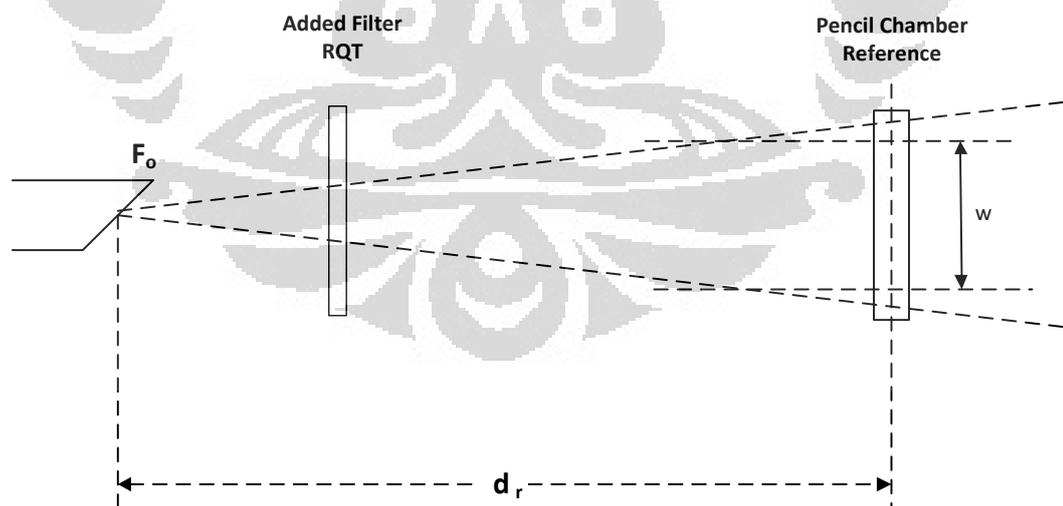
Untuk pengukuran yang pertama dengan menggunakan detektor acuan yaitu *Unfors Xi CT detector* bilik ionisasi tipe pensil, persiapan pengambilan data diawali dengan mengukur radiasi latar belakang atau *background*, memastikan tidak ada sumber radiasi lain yang dapat mengganggu proses kalibrasi detektor. Setelah itu harus merancang skematik pada gambar 3.8, memposisikan semua instrumen pada posisi yang ditetapkan.

Menentukan jarak antara *focal spot* dengan detektor ( $d_r$ ) sejauh 100 cm dan jarak *focal spot* dengan pelat kolimator berbahan Pb ( $d_a$ ) sejauh 95 cm. Setelah itu memposisikan celah pelat Pb tersebut sejajar dengan focal spot dan detektor, agar posisi bisa sejajar digunakan alat bantu *Laser Line* untuk menandakan titik pengukuran yang sejajar.



**Gambar 3.9** Pengukuran kerma di udara dengan bilik ionisasi tipe pensil acuan menggunakan pelat kolimator Pb

Setelah posisi *focal spot*, pelat Pb dan bilik ionisasi tipe pensil acuan sudah sejajar, *added filter* RQT akan diubah-ubah berdasarkan besarnya beda potensial yang disetting pada *control panel* pesawat sinar-x, rentang beda potensialnya adalah 100, 120 dan 150 kV. Masing-masing mempunyai *added filter* RQT yang berbeda seperti yang sudah tertera pada tabel 3.1.



**Gambar 3.10** Pengukuran kerma di udara dengan bilik ionisasi tipe pensil acuan tanpa menggunakan pelat kolimator Pb

Setelah pengukuran dosis radiasi dengan bilik ionisasi tipe pensil acuan menggunakan pelat Pb selesai dilakukan, berikutnya pengukuran yang sama akan dilakukan tetapi sekarang tanpa menggunakan pelat Pb. Perhitungan kerma di udara dan bacaan sesungguhnya dapat diketahui dengan menggunakan persamaan dibawah ini

$$K_a = N_K \cdot R_{ss} \cdot T_{ss} \quad (3.1)$$

$K_a$  : Kerma di udara

$N_K$  : Faktor kalibrasi

$R_{ss}$  : Bacaan

$T_{ss}$  : Suhu

Nilai  $K_a$  didapat langsung dari elektrometer *Unfors Xi CT Detector*, setelah itu untuk mengetahui koefisien kalibrasi panjang kerma diudara untuk kualitas radiasi Q, menggunakan persamaan 3.2

$$N_{P_{KL,Q}} = \frac{K_a \cdot w \cdot d_r}{M \cdot d_a} \quad (3.2)$$

$N_{P_{KL,Q}}$  adalah koefisien kalibrasi panjang kerma diudara untuk kualitas radiasi Q

$K_a$  adalah *kerma* di udara pada titik test

$w$  adalah lebar celah pelat

$d_r$  adalah jarak antara *focal spot* dengan titik test

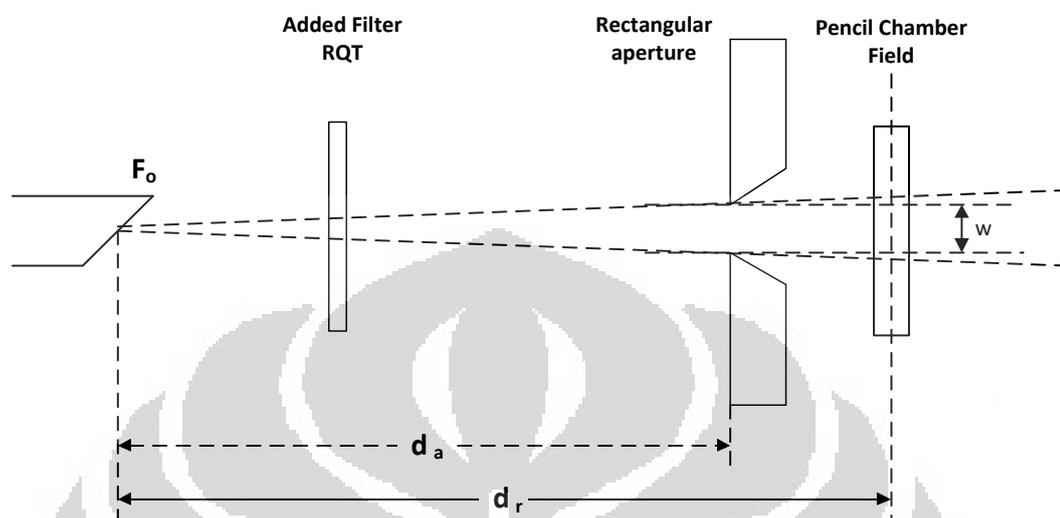
$M$  adalah bacaan detektor yang sudah dkoreksi terhadap tekanan dan temperatur ruang

$d_a$  adalah jarak antara *focal spot* dengan pelat.

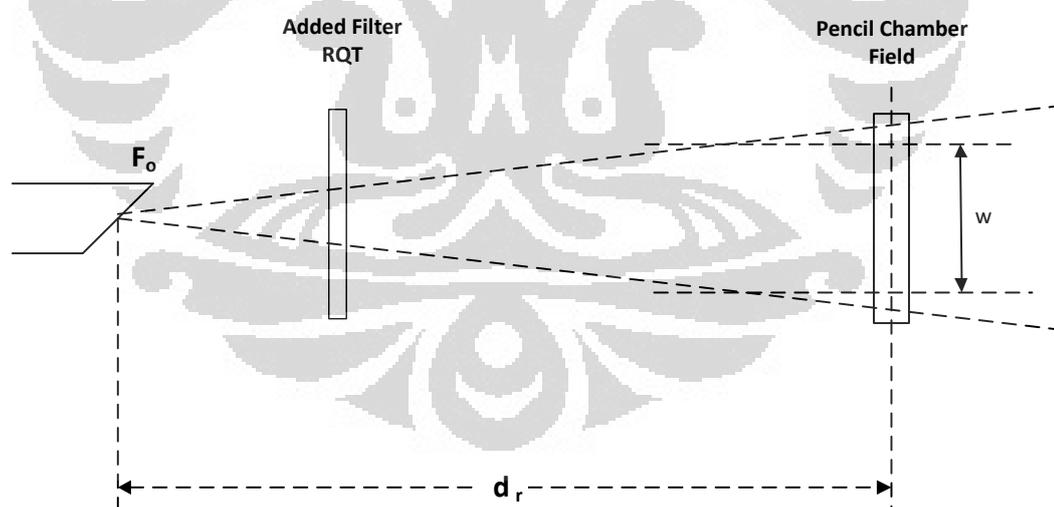
### 3.2.3. Perhitungan bacaan ( $M$ ) bilik pensil lapangan

Dengan jarak yang sama dan metode yang sama, dapat dilakukan pengukuran bacaan pada bilik pensil lapangan atau bilik pensil lapangan yaitu detektor yang akan dikalibrasi, skematik pengukuran bacaan dengan bilik pensil

lapangan dapat kita perhatikan pada gambar 3.11 dengan menggunakan pelat Pb dan gambar 3.12 tanpa menggunakan pelat Pb.



**Gambar 3.11** Pengukuran bacaan bilik ionisasi tipe pensil lapangan dengan pelat Pb



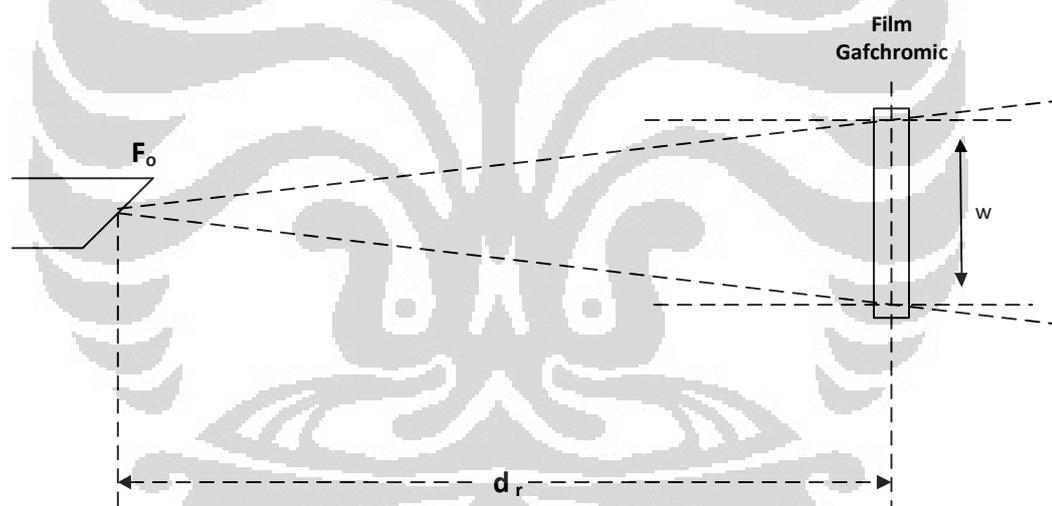
**Gambar 3.12** Pengukuran bacaan bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat Pb

Setelah didapat hasil bacaan pengukuran ( $M_{det}$ ), kemudian dilakukan koreksi terhadap bacaan detektor dengan menggunakan faktor koreksi tekanan dan

temperatur,  $K_{TP}$  pada persamaan 2.5. Sehingga hasil bacaan yang ditampilkan merupakan betul-betul bacaan ( $M$ ) radiasi yang terdeteksi oleh detector. Hasil bacaan ( $M$ ) tersebut digunakan pada persamaan 3.2 untuk mengetahui koefisien kalibrasi panjang *kerma* diudara.

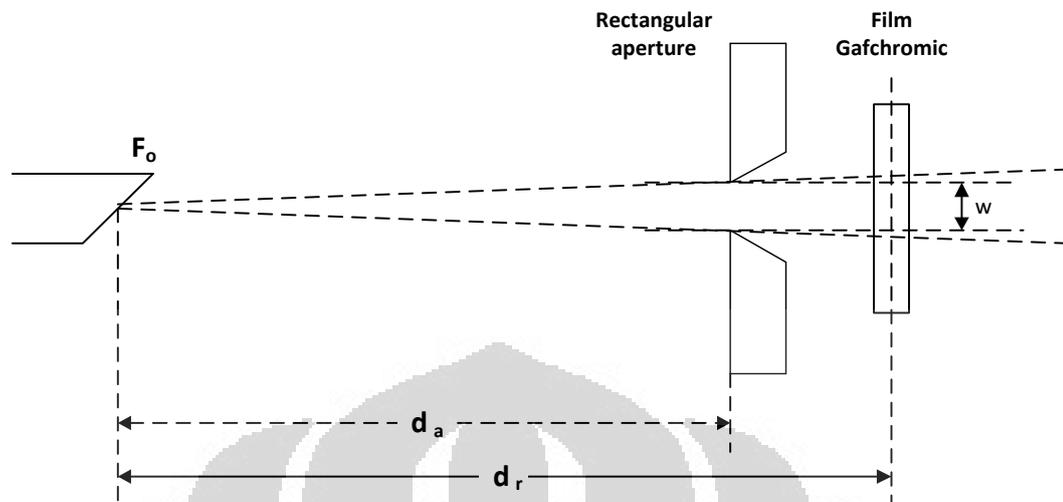
### 3.2.4. Pengukuran luas lapangan radiasi (*field size*)

Untuk mengetahui luas lapangan radiasi (*field size*) sebuah film Gafchromic, Kodak X-Omat V digunakan, film tersebut diletakan pada jarak 100 cm ( $d_r$ ), tepat pada posisi detektor bilik pensil. Kemudian disinari oleh berkas radiasi tanpa menggunakan pelat Pb sama sekali. Bacaan dari film tersebut didapat menggunakan presisi optik scanner ScanMaker 1000 XL, MICROTEK dengan menggunakan software Scanwizard Pro. Gambar skema perhitungan luas lapangan radiasi dapat kita lihat pada gambar 3.13



**Gambar 3.13** Penyinaran film Gafchromic tanpa pelat Pb untuk pengukuran *field size*

Untuk menentukan pola radiasi atau *field size* pada posisi detektor bilik pensil, film Kodak X-Omat V kembali digunakan dan diletakan tepat pada posisi bilik pensil, dengan jarak 100 cm ( $d_r$ ) dari focal spot. Pelat Pb diletakan pada posisi kalibrasi bilik pensil pada jarak 95 cm ( $d_a$ ), kemudian film Gafchromic tersebut dipaparkan berkas radiasi yang melewati celah pelat Pb tersebut. Skematik dari metode tersebut dapat kita perhatikan pada gambar 3.14.



**Gambar 3.14** Penyinaran film Gafchromic dengan pelat Pb untuk pengukuran *field size* pada detektor

## BAB 4 PEMBAHASAN

### 4.1. Standar kualitas radiasi RQT

Filter tambahan yang dibutuhkan pada setiap kualitas energi radiasi RQT dapat dilihat pada tabel 4.1. Filter tambahan pesawat sinar-x tersebut diperoleh melalui perhitungan pada software *Calculation of X-ray spectra* - v. 3.5. Melalui perhitungan spektrum sinar-X menggunakan tegangan 100, 120, 150 kV dengan sudut anode sebesar  $20^{\circ}$ , filter inherent Beryllium 3.00 mm, dan added filter tembaga yang ada pada tabel 4.1 didapatkan data filter aluminium tambahan pada kualitas radiasi RQT. Data lebih lengkap dapat dilihat pada lampiran.

**Tabel 4.1** Filter tambahan aluminium pada kualitas radiasi RQT yang didapat menggunakan simulasi pada software *Calculation of X-ray spectra* - v. 3.5

Standar kualitas radiasi	Tegangan [kV]	Added filter [mmCu]	Added filter [mmAl]	Besarnya HVL <sub>1</sub> [mmAl]
RQT 8	100	0.2	3,80	6.9
RQT 9	120	0.25	4,20	8.4
RQT 10	150	0.3	4,80	10.1

Mengapa menggunakan perhitungan seperti ini, sebelumnya oleh penelitian Sasono Wijanarko (2010) telah dilakukan uji coba perbandingan perhitungan HVL di lapangan dengan simulasi software *Calculation of X-ray spectra* - v. 3.5, hasil perbandingan penyimpangannya masih diizinkan. Kemudian filter tambahan pada kualitas radiasi RQT tersebut digunakan untuk kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil acuan dan lapangan.

### 4.2. Kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan terhadap reference dengan pelat serta tanpa pelat Pb

Panjang volume bilik pensil telah dipaparkan radiasi dengan menggunakan pelat kolimator berbahan Pb, dengan celah ditengahnya lebar 2 cm, juga panjang volume tersebut dipaparkan radiasi tanpa menggunakan pelat kolimator.

Metode pengambilan sampel data dilakukan dengan mencatat bacaan detektor yang dipaparkan oleh berkas radiasi pada kualitas radiasi (RQT) 8,9 dan

10. Untuk jumlah data yang diambil, dilakukan 6 kali pengukuran. Dari masing-masing 6 kali pengukuran tersebut diketahui jumlah penyimpangannya dapat dilihat pada table 4.2

**Tabel 4.2** Standard deviasi data pengukuran bacaan Unfors

RQT (kV)	Deviasi data pengukuran dengan celah kolimator (%)	Deviasi data pengukuran tanpa celah kolimator (%)
100	0,20	1,03
120	0,039	0,66
150	1,05	0,005

Tabel 4.2 menunjukkan hasil bacaan kerma di udara, untuk mendapatkan kerma di udara  $K_a$  bacaan tersebut telah dibagi dengan mAs.

$$K_a \text{ Unfors (Reference)} = \frac{\text{Bacaan}}{\text{mAs}}$$

Setelah itu didapat besar kerma di udara ( $K_a$ ) pada titik pengujian baik menggunakan pelat Pb ataupun tidak. Bacaan tersebut didapat menggunakan bilik ionisasi tipe pensil acuan (Unfors) pada masing-masing standar kualitas radiasi RQT

**Tabel 4.3** Bacaan kerma di udara pada titik pengujian menggunakan Unfors

Dengan celah 1,9 cm. tebal 1 cm			Tanpa pelat		
5 mA			5 mA		
60 s			60 s		
Tegangan (kV)	Bacaan (mGy)	$K_a$ (Gy)	Tegangan (kV)	Bacaan (mGy)	$K_a$ (Gy)
100	5,62	$1,874 \times 10^{-5}$	100	29,44	$9,813 \times 10^{-5}$
120	7,07	$2,358 \times 10^{-5}$	120	37,71	$1,256 \times 10^{-4}$
150	9,99	$3,329 \times 10^{-5}$	150	54,48	$1,815 \times 10^{-4}$

Tabel 4.3 menunjukkan hasil bacaan detektor ( $M_{det}$ ), kemudian dilakukan koreksi terhadap bacaan detektor dengan menggunakan faktor koreksi tekanan dan temperatur,  $K_{TP}$ . Bacaan detektor ( $M_{det}$ ) yang telah di koreksi tersebut kemudian dibagi dengan mAs juga.

$$M \text{ Exradin (Field)} = \frac{\text{Bacaan}}{mAs}$$

Setelah itu baru bisa didapat hasil bacaan ( $M$ ) bilik ionisasi tipe pensil lapangan (Exradin) pada titik pengujian baik menggunakan pelat ataupun tidak pada masing-masing standar kualitas radiasi RQT.

Dari masing-masing 6 kali pengukuran tersebut diketahui jumlah penyimpangannya dapat dilihat pada table 4.4

**Tabel 4.4** Standard deviasi data pengukuran bacaan Exradin

RQT (kV)	Deviasi data pengukuran dengan celah kolimator (%)	Deviasi data pengukuran tanpa celah kolimator (%)
100	0,018	0,021
120	0,037	0,006
150	0,005	0,004

**Tabel 4.5** Bacaan detektor pada titik pengujian menggunakan Exradin

Dengan celah 1,9 cm. tebal 1 cm			Tanpa pelat		
10 mA			10 mA		
60 s			60 s		
Tegangan (kV)	Bacaan/ $M_{det}$ (pC)	$M$ (C)	Tegangan (kV)	Bacaan/ $M_{det}$ (pC)	$M$ (C)
100	808,27	$1,347 \times 10^{-14}$	100	5155,08	$8,591 \times 10^{-12}$
120	1084,25	$1,807 \times 10^{-14}$	120	6884,82	$1,147 \times 10^{-11}$
150	1542,68	$2,571 \times 10^{-14}$	150	9796,86	$1,632 \times 10^{-11}$

Dari data pengujian diatas maka koefisien kalibrasi panjang kerma diudara bilik ionisasi tipe pensil lapangan ( $N_{PKL,Q}$ ) dapat diketeahui melalui persamaan 3.2.

$$N_{PKL,Q} = \frac{\text{Reference}}{\text{Field}} ; N_{PKL,Q} = \frac{\text{Dosis}}{\text{Bacaan Detektor}}$$

**Tabel 4.6** Ilustrasi penelitian pertama perbandingan bacaan *reference* dan *field*

Bilik pensil	Dengan pelat Pb	Tanpa pelat Pb
<i>Reference</i>		
<i>Field</i>		
$N_{P_{KL},Q}$	↓	↓

Data koefisien kalibrasi panjang kerma diudara untuk bilik ionisasi tipe pensil lapangan terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb dan tanpa pelat Pb dapat kita lihat pada tabel 4.4 dan 4.5.

**Tabel 4.7** Koefisien kalibrasi panjang kerma diudara dengan pelat Pb

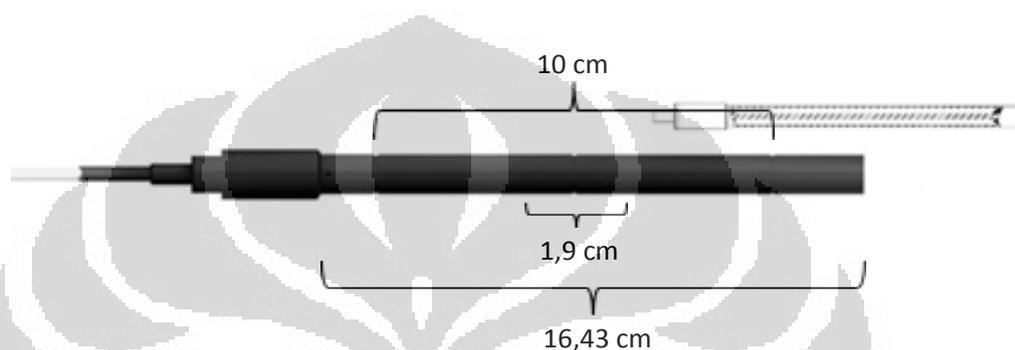
Kualitas radiasi	$K_a$ (Gy)	$M$ (C)	$N_{P_{KL},Q}$ (Gy $\cdot$ cm/C)
RQT 8	$1,874 \times 10^{-5}$	$1,347 \times 10^{-14}$	$2,783 \times 10^7$
RQT 9	$2,358 \times 10^{-5}$	$1,807 \times 10^{-14}$	$2,610 \times 10^7$
RQT 10	$3,329 \times 10^{-5}$	$2,571 \times 10^{-14}$	$2,589 \times 10^7$

**Tabel 4.8** Koefisien kalibrasi panjang kerma diudara tanpa pelat Pb

Kualitas radiasi	$K_a$ (Gy)	$M$ (C)	$N_{P_{KL},Q}$ (Gy $\cdot$ cm/C)
RQT 8	$9,813 \times 10^{-5}$	$8,591 \times 10^{-12}$	$2,284 \times 10^7$
RQT 9	$1,256 \times 10^{-4}$	$1,147 \times 10^{-11}$	$2,191 \times 10^7$
RQT 10	$1,815 \times 10^{-4}$	$1,632 \times 10^{-11}$	$2,224 \times 10^7$

Persentase rata-rata perbedaan koefisien kalibrasi panjang kerma diudara  $N_{P_{KL},Q}$  bilik ionisasi tipe pensil lapangan terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb dan tanpa pelat Pb adalah 16 %. Perbedaan tersebut kurang memuaskan tapi dari literatur yang diacu, penelitian yang ada mengalami perbedaan yang kurang memuaskan juga sebesar 20 & 21%. Perbedaan tersebut dikarenakan sensitivitas sepanjang volume detektor bilik ionisasi tipe pensil lapangan tidak homogen. Bilik ionisasi tipe pensil lapangan mempunyai volume efektif yang mampu mengukur radiasi sepanjang 10 cm dan panjang

keseluruhannya adalah 16,43 cm. Pada waktu bilik ionisasi tipe pensil lapangan diradiasi dengan menggunakan pelat Pb, radiasi yang mengenai bilik pensil akan terbentuk seluas celah pelat Pb yaitu 1,9 cm tepat di tengah-tengah detektor. Sedangkan pada waktu bilik pensil diradiasi tanpa menggunakan pelat Pb, maka seluruh volume bilik pensil terkena radiasi baik 10 cm volume yang efektif juga 6,43 cm volume yang tidak efektif ikut teradiasi. 6,43 volume yang tidak efektif tersebut ikut memberikan kontribusi bacaan sehingga ada perbedaan  $N_{P_{KL},Q}$ .



**Gambar 4.1** Perbandingan panjang efektif volume *bilik ionisasi tipe pensil lapangan*

Untuk dapat mengoreksi perbedaan  $N_{P_{KL},Q}$  penting untuk diketahui perbandingan bacaan bilik pensil dengan pelat Pb dan tanpa pelat Pb. Lebar celah dari pengukuran *field size* pelat Pb diketahui selebar 1,9 cm, panjang efektif volume detektor baik *reference* dan *field* adalah 10 cm. Sekarang untuk membandingkannya bacaan *reference* dengan pelat Pb dibandingkan dengan bacaan tanpa pelat Pb, begitu juga bacaan *field* dengan pelat Pb dibandingkan dengan bacaan tanpa pelat Pb, hasil perbandingan ada pada tabel 4.7

**Tabel 4.9** Besar perbandingan dengan dan tanpa pelat Pb

Efektif vol. dengan pelat	Efektif vol. tanpa pelat	Perbandingan
1,9 cm	10 cm	5,26 x
$K_a$ Unfors dengan pelat	$K_a$ Unfors tanpa pelat	
$1,874 \times 10^{-5}$	$9,813 \times 10^{-5}$	5,24 x
$M$ Exradin dengan pelat	$M$ Exradin tanpa pelat	
$1,347 \times 10^{-12}$	$8,591 \times 10^{-12}$	6,38 x

Dari tabel 4.7 kita dapat simpulkan bahwa perbandingan respon bilik pensil Unfors lebih baik dari pada respon bilik pensil Exradin, perbandingan bacaan *bilik pensil* Unforce tidak melebihi perbandingan perbesaran efektif volume bilik pensil yang ditandakan dengan perbandingan menggunakan pelat dan tanpa pelat. Respon bilik pensil Exradin bisa dikatakan sebagai *over* respon atau respon berlebih, sudah dijelaskan sebelumnya bahwa yang mengakibatkan respon chamber berlebih adalah volume chamber yang tidak termasuk volume efektif ikut memberikan kontribusi bacaan.

Untuk dapat mengoreksinya, dari data pada tabel 4.7 dan persamaan 3.2 dapat dibuat perumusan antara  $K_a$  dan  $M$  dengan besar perbandingan respon acuan adalah efektif volume dengan pelat dan tanpa pelat sebesar 5,26 x, perbandingan respon bilik pensil Unfors dengan Exradin  $5,24 / 6,38$ .

$$N_{P_{KL},Q \text{ koreksi}} = \frac{K_a \left( \frac{5,26}{5,24} \right) \cdot w \cdot d_r}{M \left( \frac{5,26}{6,38} \right) \cdot d_a} \quad (4.1)$$

Hasil dari persamaan 4.1 dapat dilihat pada tabel 4.8

**Tabel 4.10** Hasil koreksi over respon bilik pensil Exradin

Tegangan (kV)	$N_{P_{KL},Q \text{ koreksi}}$ (Gycm/C)
100	$2,783 \times 10^7$
120	$2,669 \times 10^7$
150	$2,709 \times 10^7$

### 4.3. Kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat terhadap *reference* dengan pelat Pb

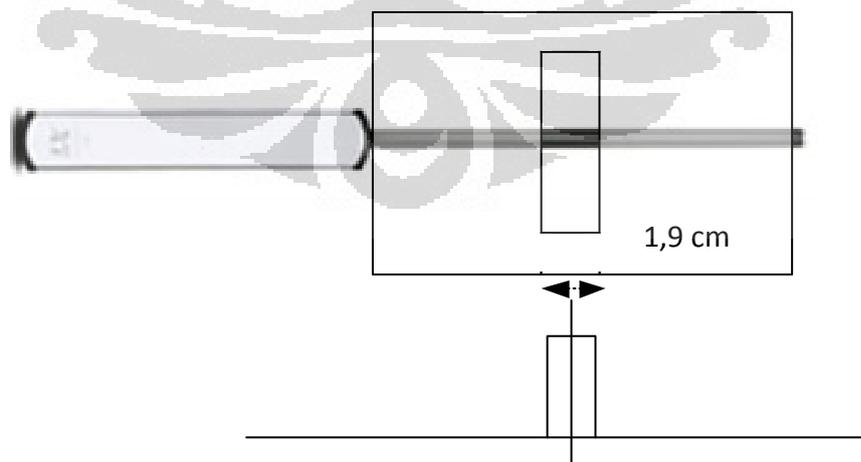
Prosedur kalibrasi bilik pensil menggunakan pelat Pb menghabiskan cukup banyak waktu oleh karena itu sangat berfaedah untuk menyelidiki atau meneliti konsekuensi-konsekuensi dari proses melakukan kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan yang menggunakan pelat.

Data acuan kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil acuan sudah dikerjakan sebelumnya dan dapat dilihat pada tabel 4.5. Tabel 4.9 merepresentasikan penelitian ini, dimana acuan yang ada dibandingkan dengan data pengukuran bilik pensil lapangan tanpa menggunakan pelat.

**Tabel 4.11** Ilustrasi penelitian kedua perbandingan bacaan *reference* dan *field*

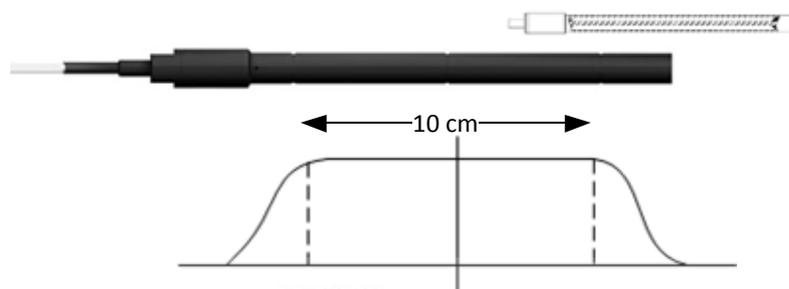
Bilik pensil	Dengan pelat	Tanpa pelat
<i>Reference</i>		
<i>Field</i>		
$N_{P_{KL},Q}$		

*Field size* bilik ionisasi tipe pensil acuan adalah 14 cm, sedangkan *field size* efektif bilik ionisasi tipe pensil acuan adalah 10 cm.



**Gambar 4.2** *Field size* bilik ionisasi tipe pensil acuan menggunakan pelat Pb

*Field size* bilik ionisasi tipe pensil lapangan 16,43 cm, sedangkan *field size* efektif bilik ionisasi tipe pensil lapangan adalah 10 cm.



**Gambar 4.3** *Field size* bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa menggunakan pelat Pb

**Tabel 4.12** Koefisien kalibrasi panjang kerma diudara bilik ionisasi tipe pensil lapangan (Exrading) tanpa menggunakan pelat Pb

Standar kualitas radiasi	$K_a$ (Gy)	$M$ (C)	$N_{P_{KL,Q}} \text{ exradin}$ (Gy $\cdot$ cm/C)
RQT 8	$1,874 \times 10^{-5}$	$8,591 \times 10^{-12}$	$1,209 \times 10^8$
RQT 9	$2,358 \times 10^{-5}$	$1,147 \times 10^{-11}$	$1,138 \times 10^8$
RQT 10	$3,329 \times 10^{-5}$	$1,632 \times 10^{-11}$	$1,129 \times 10^8$

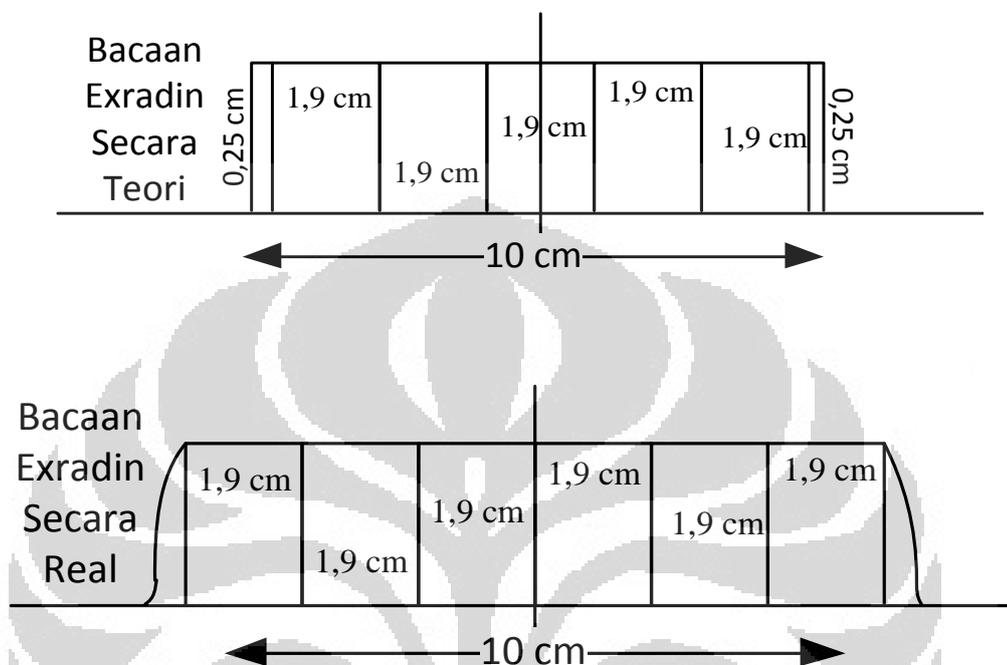
Perbandingan lapang yang teradiasi dari Unfors yang menggunakan pelat Pb dan Exradin yang tidak menggunakan pelat sama sekali, perbandingannya sebagai berikut

$$\frac{K_a}{cm} \rightarrow 1,9 \text{ cm}$$

$$\frac{M}{cm} \rightarrow 10 \text{ cm}$$

Dengan rasio Unfors dan Exradin sama dengan 1,9/10, harusnya luas lapangan penyinaran dari bilik pensil Exradin dengan pelat Pb berbanding dengan bilik pensil Exradin yang sama pada pengukuran tanpa menggunakan pelat Pb tidak lebih dari 5,26 x. Tetapi dari hasil yang didapat pada tabel 4.6 bacaan ( $M$ ) bilik ionisasi tipe pensil lapangan menggunakan pelat dengan bacaan ( $M$ ) bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa menggunakan pelat pada tabel 4.10 rasionya adalah 6,38; 6,35; dan 6,35 x, seperti yang ada pada tabel 4.7 lebih besar dari rasio yang seharusnya. Dari data tersebut dapat disimpulkan bahwa bilik pensil Exradin

mengalami *over* bacaan. Bacaan volume efektif ditambah bacaan dari volume tidak efektif membuat rasio bacaan chamber Exradin mengalami *over* bacaan. Pembacaan berlebih tersebut dapat dianalogikan pada gambar 4.4



**Gambar 4.4** Pembacaan lebih oleh volume efektif bilik pensil Exradin

Perbandingan kerma di udara bilik pensil Unfors sewaktu diradiasi dengan menggunakan pelat dan tanpa menggunakan pelat Pb tidak mengalami kelebihan bacaan. Sedangkan bacaan bilik pensil Exradin sewaktu diradiasi dengan menggunakan pelat dan tanpa menggunakan pelat Pb mengalami *over* respon yang melebihi batas toleransi. Hal ini menyebabkan kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa menggunakan pelat Pb secara langsung terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb tidak dapat dilakukan menggunakan perhitungan yang ada pada persamaan 3.2. Butuh perhitungan khusus untuk dapat mengkalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa menggunakan pelat Pb secara langsung terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb. Melalui perumusan pada persamaan 4.2 secara teoritis rumus empiris eksperimen ini memungkinkan kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan tanpa pelat terhadap bilik ionisasi tipe pensil acuan dengan pelat Pb dapat dilakukan.

$$N_{\text{KL}_{\text{exr}}} = \frac{K_a/w_{\text{unf}} \cdot d_r/d_a}{M/w_{\text{exr}}} w_{\text{exr}} \times OF \quad (4.2)$$

Dalam percobaannya  $N_{\text{KL}_{\text{exr}}}$  atau koefisien kalibrasi panjang kerma diudara untuk kualitas radiasi bilik ionisasi tipe pensil lapangan Exradin disinari tanpa menggunakan pelat mendekati koefisien kalibrasi panjang kerma diudara untuk kualitas radiasi bilik ionisasi tipe pensil acuan menggunakan pelat. *Output Factor (OF)* disini adalah perbandingan antara bacaan ( $M$ ) detektor bilik ionisasi tipe pensil lapangan Exradin menggunakan pelat Pb dengan bacaan ( $M$ ) detektor bilik ionisasi tipe pensil lapangan Exradin tanpa menggunakan pelat Pb. Hasil koreksi over respon bilik pensil Exradin menggunakan rumus empiris eksperimen dapat dilihat pada table 4.11

**Tabel 4.13** Hasil koreksi over respon bilik pensil Exradin menggunakan rumus empiris eksperimen

Tegangan (kV)	$N_{\text{KL}_{\text{exr}}}$ (Gycm/C)
100	$1,895 \times 10^7$
120	$1,793 \times 10^7$
150	$1,778 \times 10^7$

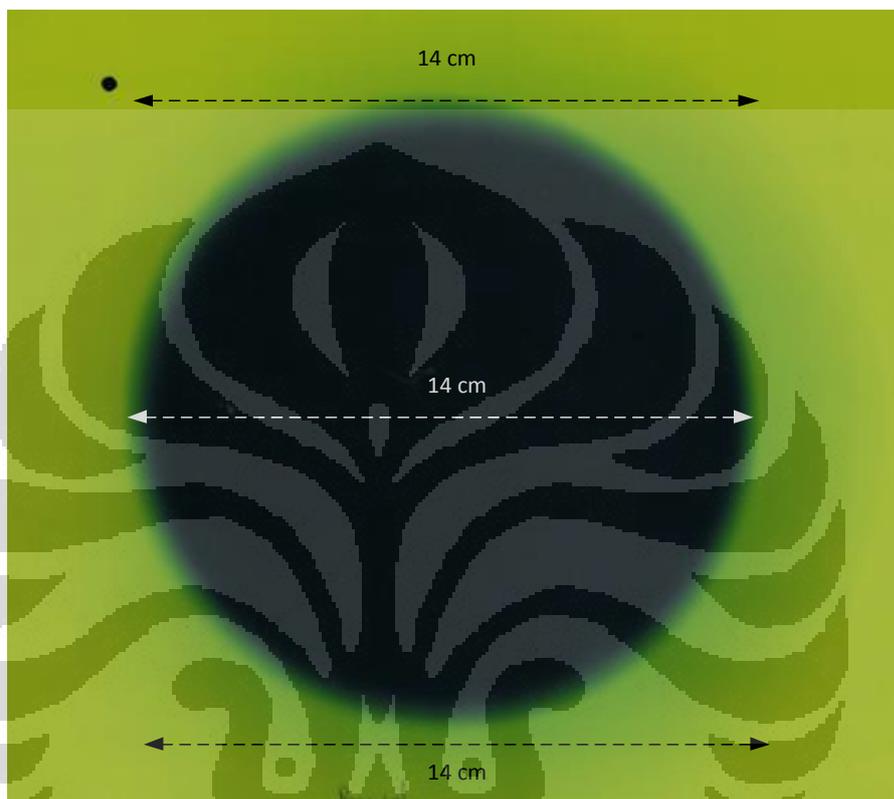
Hasil bacaan tersebut membuktikan bahwa bilik ionisasi tipe pensil lapangan Exradin tidak bisa digunakan sebagai detektor bilik pensil untuk mengukur dosis radiasi pada pesawat CT Scan, karena *over respon* dari detektor tersebut hampir 23,02 % lebih dari respon yang seharusnya.

#### 4.4. Luas lapangan radiasi (*field size*)

Untuk menentukan pola radiasi pada posisi pengukuran bilik pensil, film Kodak X-Omat V diradiasi pada bidang vertikal sumbu ruang dengan menggunakan pelat Pb 2 cm. Dari literatur didapat gambar variasi kerma udara

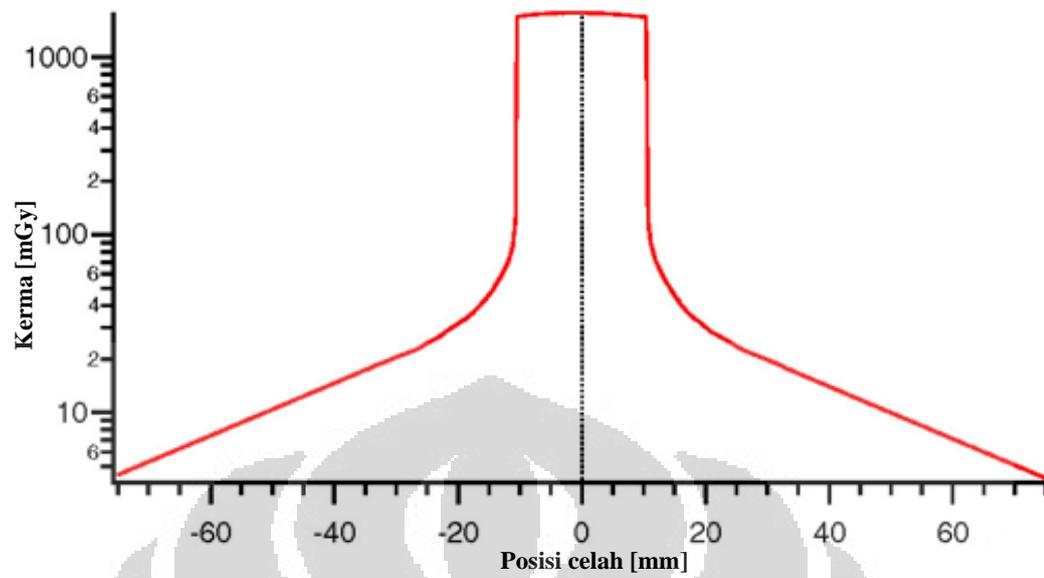
sepanjang sumbu ruang pensil diwakili dalam gambar 4.5, yang belum sempat penulis ujikan.

Field size dari lapangan radiasi keseluruhan adalah sebesar 14 cm, dibuktikan dengan penyinaran film Kodak X-Omat V tanpa pelat Pb.



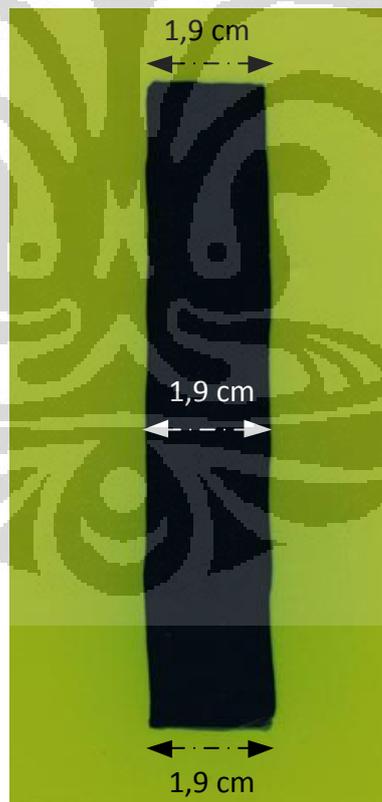
**Gambar 4.5.** Field size dari lapangan radiasi keseluruhan

Penulis hanya mampu menunjukkan film Kodak X-Omat V yang sudah diradiasi pada bidang vertikal sumbu ruang dengan menggunakan pelat Pb 2 cm, dan hasilnya cukup berbeda dengan literatur yang ada. Pemeriksaan dari film diatas menunjukkan bahwa volume ruang yang seharusnya tidak ikut terkena radiasi malah menerima radiasi hambur, bahkan dosis yang cukup besar diterima oleh tepi pelat. Sedangkan hasil penyinaran film yang penulis ujikan, hampir tidak ada dosis radiasi selain pada posisi celah 1,9 cm. Lihat gambar 4.7



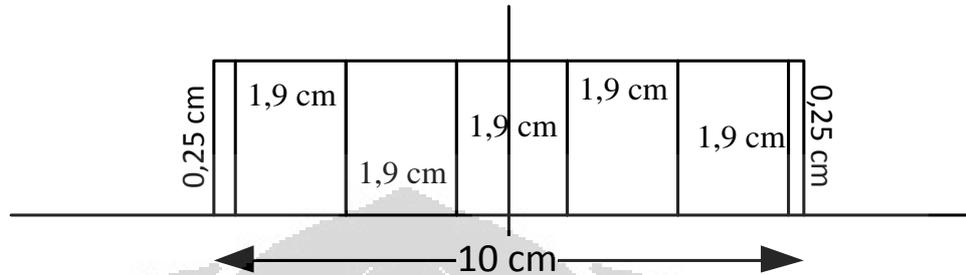
**Gambar 4.6** Variasi laju kerma di udara pada posisi bilik pensil literatur

Sedangkan *field size* celah Pb 1,9 cm,

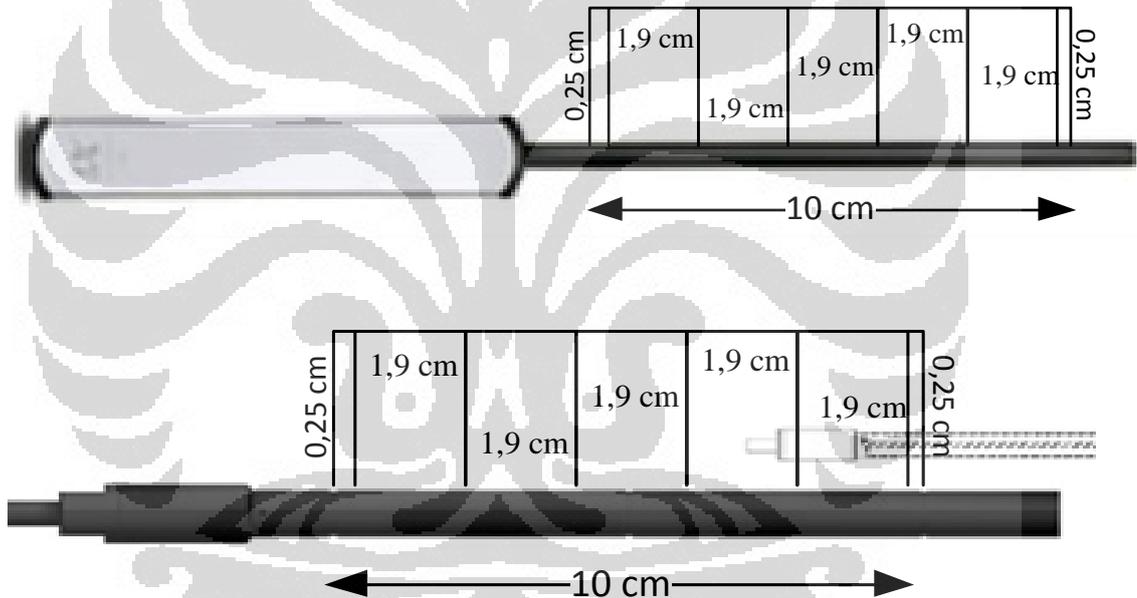


**Gambar 4.7** Field size dari celah Pb

Perbandingannya adalah  $14/1,9$  sama dengan  $7,3$  kali lipat. Dengan efektif volume pengukuran  $10\text{ cm}$ , baik untuk Unfors dan Exradin, maka perbandingan bacaan Unfors dan Exradin adalah  $5,26 \times$  field size celah Pb. Seharusnya bacaan yang ditampilkan dalam bentuk gambar adalah seperti



**Gambar 4.8** Bacaan field size detektor yang ideal



**Gambar 4.9** Bacaan field size detektor reference dan field yang ideal

Tetapi kenyataannya, seperti pada gambar 4.4 ada over bacaan, untuk itu perlu rumus extrapolasi, artinya kondisi lapangan ideal dengan tidak adanya penumbra ditambah dengan respon detektor yang flat disetiap posisi. Akan tetapi faktanya respon detektor tidak flat disemua posisi.

## BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

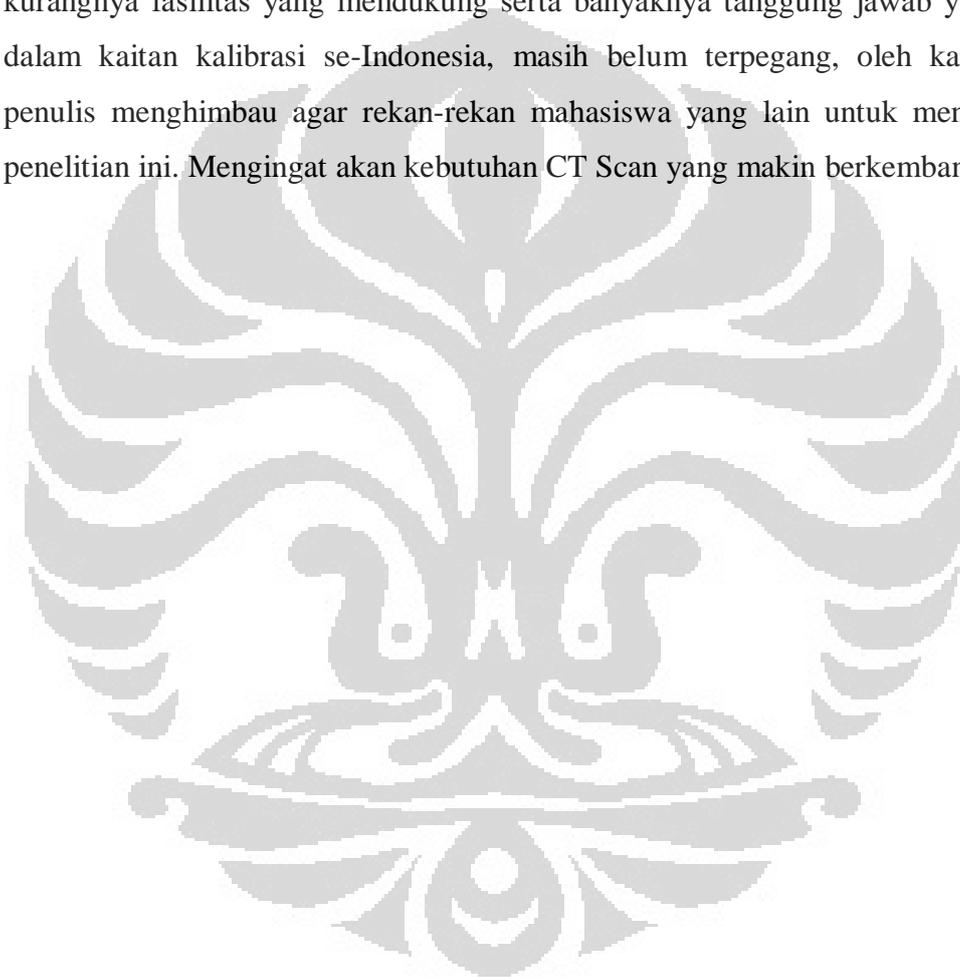
### 5.1. Kesimpulan

Dari hasil penelitian ini maka dapat ditarik beberapa kesimpulan, antara lain:

1. Faktor utama yang memengaruhi kalibrasi detektor bilik ionisasi tipe pensil adalah panjang kerma di udara (*air kerma-length*), ada beberapa faktor yang memengaruhi panjang kerma di udara, penyinaran 50% dari panjang volume efektif ruang berdampak kepada penentuan faktor kalibrasi, hal tersebut sejalan dengan IEC 61674 (1997). Bentuk celah pelat Pb yang ada pada gambar 2.2 terbukti mengurangi low scatter, dibandingkan dengan literatur penelitian yang telah ada.
2. Pengujian metode kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil yang telah ada mempunyai persentase rata-rata perbedaan koefisien kalibrasi panjang kerma di udara (*air kerma-length*)  $N_{P_{KL,Q}}$  untuk kualitas radiasi dengan pelat dan tanpa pelat adalah 16 %. Hal ini sudah dianalisa dan dikoreksi pada bagian pembahasan.
3. Mengingat proses kalibrasi bilik pensil menggunakan pelat Pb membutuhkan banyak waktu dan *resource*, dengan pengujian metode yang coba dikembangkan, kalibrasi bilik ionisasi tipe pensil tanpa menggunakan pelat kolimator dapat mempermudah proses kalibrasi.
4. Efektif volume bilik ionisasi tipe pensil Unfors lebih baik dibandingkan efektif volume bilik ionisasi tipe pensil Exradin. Dengan perbandingan menggunakan celah kolimator dan tanpa celah efektif volume detektor harusnya 1,9/10 yaitu 5,26x. Exradin mempunyai perbandingan yang melebihi yaitu 6,37x, sedangkan Unfors mempunyai perbandingan tidak melebihi 5,26x yaitu 5,23x.

## 5.2. Saran

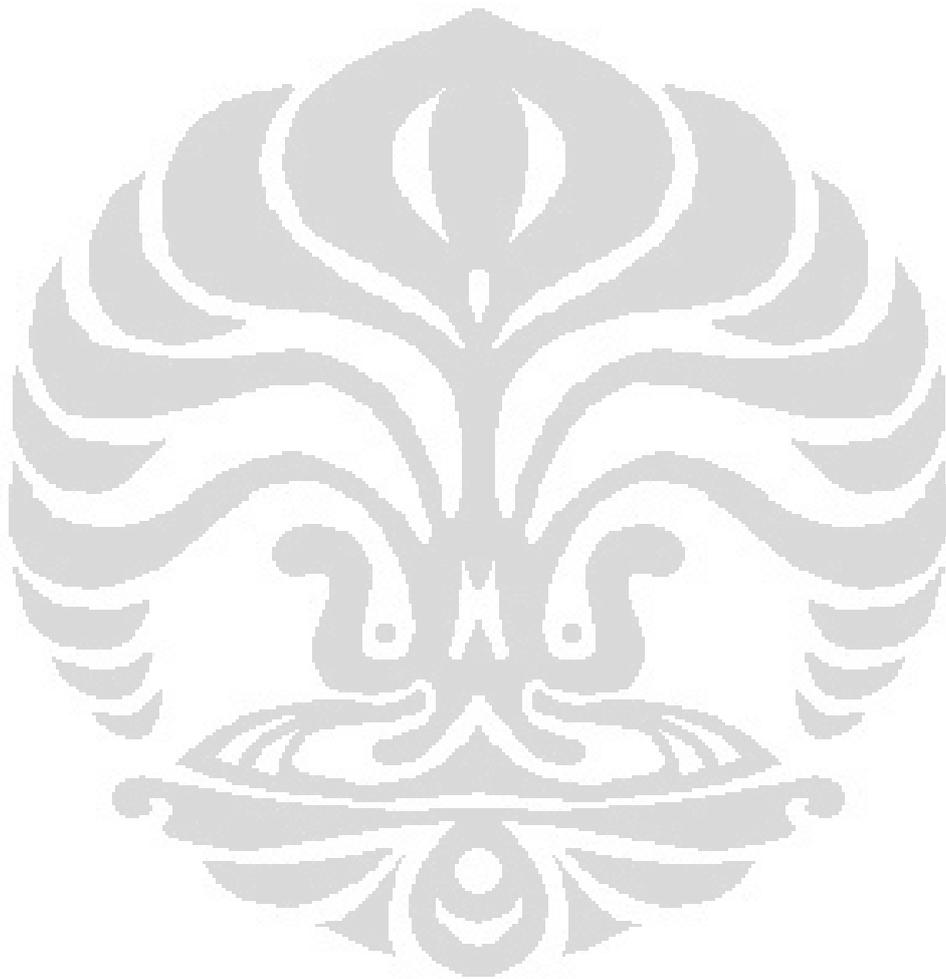
Kalibrasi detektor bilik pensil untuk aplikasi pengukuran dosis CT Scan, masih belum dimulai dan dikembangkan dengan baik, belum ada acuan yang dikembangkan di Indonesia. Selama ini mengacu kepada penelitian-penelitian yang sudah ada dari negara lain, pada Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN) BATAN yang juga dikenal dengan sebutan Laboratorium Dosimetri Standar Sekunder (SSDL) Jakarta sendiri, karena keterbatasan SDM dan kurangnya fasilitas yang mendukung serta banyaknya tanggung jawab yang lain dalam kaitan kalibrasi se-Indonesia, masih belum terpegang, oleh karena itu penulis menghimbau agar rekan-rekan mahasiswa yang lain untuk meneruskan penelitian ini. Mengingat akan kebutuhan CT Scan yang makin berkembang.



## DAFTAR REFERENSI

- Technical Reports Series No. 457 (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. International Atomic Energy Agency. Vienna.
- Bushberg, Jerrold T. [et al.] (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia: USA
- Johns, Harold Elford. Cuningham, John Robert (1983). *The Physics of Radiology*. Charles C Thomas Publisher. USA.
- Buletin ALARA 2 (1998). *Mengukur Kualitas Radiasi Keluaran Pesawat Sinar-X*. Pusat Standardisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi. Badan Tenaga Nuklir Nasional.
- Ana Figueiredo Maia, Linda V.E. Caldas (2005). Calibration Of Ionization Chambers for Computed Tomography Beams in Brazil: The Present Reality. *Universitaria*. Sao Paulo, SP, Brazil, 05508-000
- François O. Bochud, Mihail Grecescu & Jean-François Valley (2001). Calibration of ionization chambers in air kerma length. *Journal of Physics In Medicine And Biology*, 46, 2477–2487. August, 22 2001. <http://iopscience.iop.org/0031-9155/46/9/316>
- J. L. Poletti (1984). An ionisation chamber based CT dosimetry system. *Journal of Physics In Medicine And Biology*, 29, 725–731.
- IEC 61674 (1997). *International Standard: Medical Electrical Equipment—Dosimeters with Ionisation Chambers and/or Semi-Conductor Detectors as used in X-ray Diagnosis Imaging* (Geneva: International Electrotechnical Commission)
- <http://ddngdrmwn.blogspot.com/2009/06/alat-ukur-radiasi.html>.

didownload tanggal 23 Oktober 2010. pk1 13.32 WIB.



## LAMPIRAN

Calculation of X-ray spectra - v. 3.5

---

Spectrum #1 :

kVp = 100.0 kV  
Anode angle = 20.0 deg  
Distance = 100.0 cm

Absorber thickness:

Beryllium : 3.00 mm  
Aluminium : 3.80 mm  
Copper : 0.20 mm  
Tin : 0.00 mm  
Lead : 0.00 mm  
Water : 0.00 mm  
PMMA : 0.00 mm  
Tr.oil : 0.00 mm

Calculated data:

---

Photon flux:

total : 1.213E+0006 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
K-X rays : 1.094E+0005 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
L-X rays not calc.

Mean photon energy:

Spectrum : 58.0 keV  
Kerma distr. : 55.3 keV

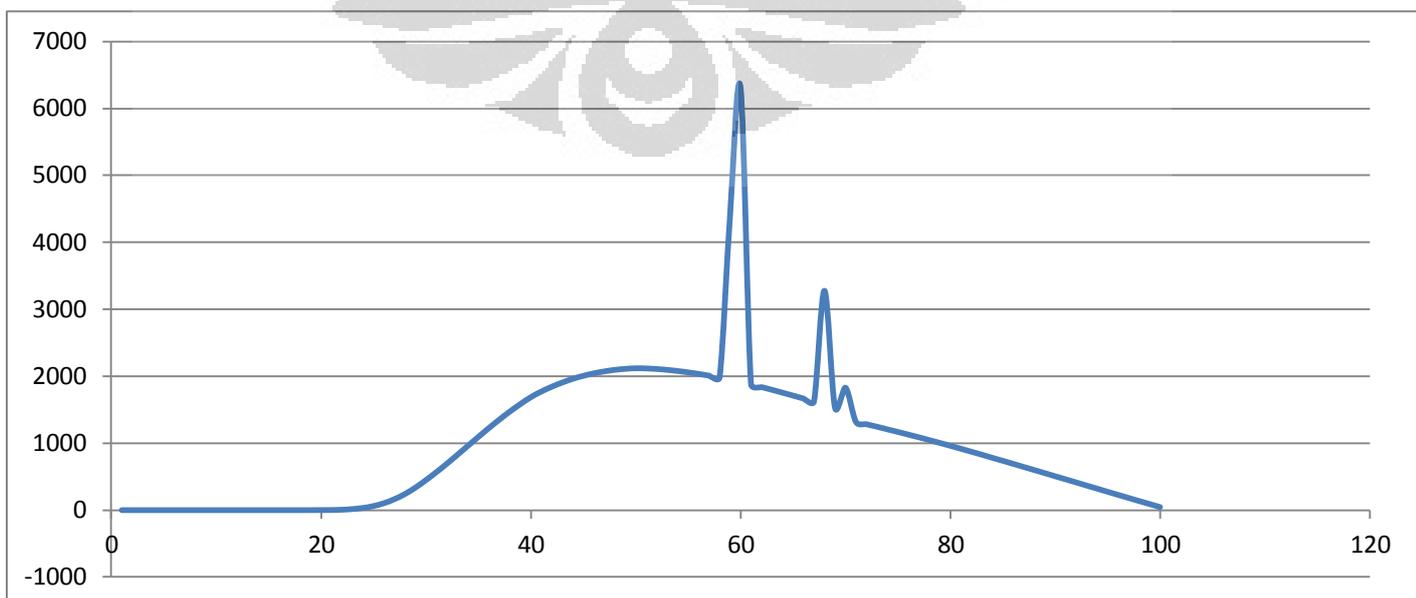
Half-value layers (Al):

1.HVL = 6.90 mmAl  
2.HVL = 8.27 mmAl

Half-value layers (Cu):

1.HVL = 0.337 mmCu  
2.HVL = 0.503 mmCu

Kerma in air: 4.232E+0001 æGy/(mA.s) = 2.539E+0000 mGy/(mA.min)



Calculation of X-ray spectra - v. 3.5

Spectrum #2 :

kVp = 120.0 kV  
Anode angle = 20.0 deg  
Distance = 100.0 cm

Absorber thickness:

Beryllium : 3.00 mm  
Aluminium : 4.20 mm  
Copper : 0.25 mm  
Tin : 0.00 mm  
Lead : 0.00 mm  
Water : 0.00 mm  
PMMA : 0.00 mm  
Tr.oil : 0.00 mm

Calculated data:

Photon flux:

total : 1.752E+0006 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
K-X rays : 2.166E+0005 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
L-X rays not calc.

Mean photon energy:

Spectrum : 64.9 keV  
Kerma distr. : 63.8 keV

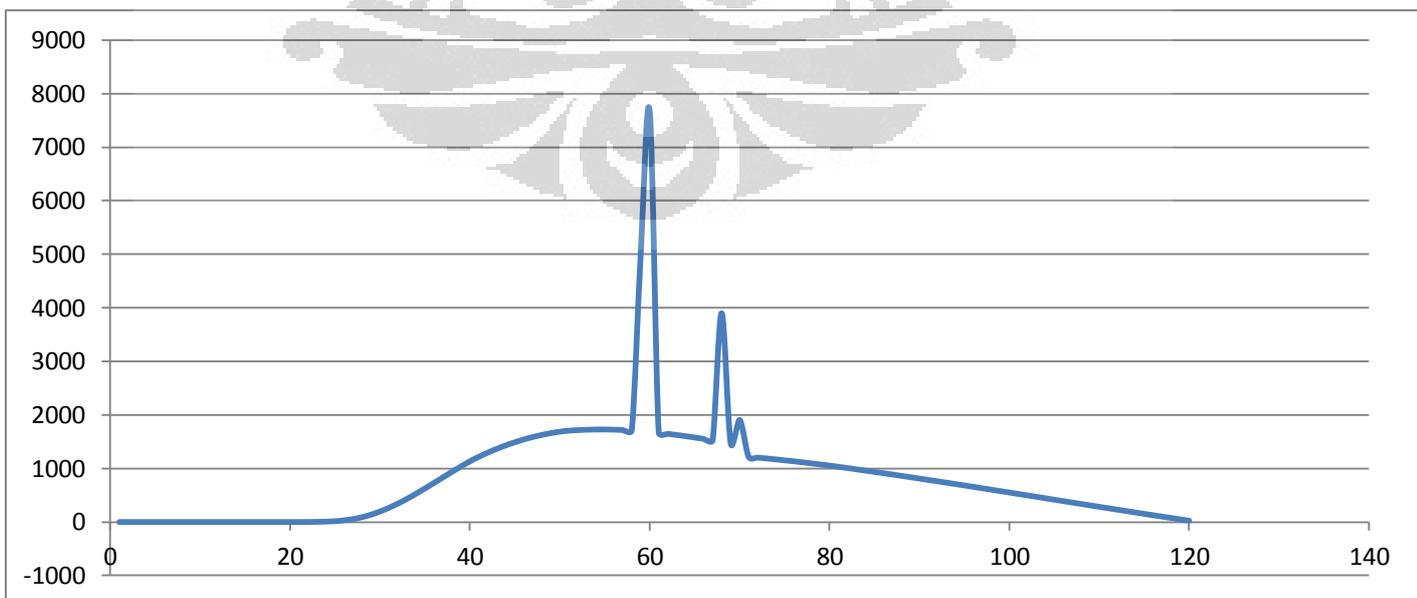
Half-value layers (Al):

1.HVL = 8.40 mmAl  
2.HVL = 9.79 mmAl

Half-value layers (Cu):

1.HVL = 0.474 mmCu  
2.HVL = 0.737 mmCu

Kerma in air: 5.920E+0001  $\mu$ Gy/(mA.s) = 3.552E+0000 mGy/(mA.min)



Calculation of X-ray spectra - v. 3.5 \*\*\*\*\*

Spectrum #3:

kVp = 150.0 kV  
Anode angle = 20.0 deg  
Distance = 100.0 cm

Absorber thickness:

Beryllium : 3.00 mm  
Aluminium : 4.80 mm  
Copper : 0.30 mm  
Tin : 0.00 mm  
Lead : 0.00 mm  
Water : 0.00 mm  
PMMA : 0.00 mm  
Tr.oil : 0.00 mm

Calculated data:

Photon flux:

total : 2.659E+0006 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
K-X rays : 3.850E+0005 photons/(mA.s.mm<sup>2</sup>)  
L-X rays not calc.

Mean photon energy:

Spectrum : 73.8 keV  
Kerma distr. : 76.0 keV

Half-value layers (Al):

1.HVL = 10.11 mmAl  
2.HVL = 11.49 mmAl

Half-value layers (Cu):

1.HVL = 0.698 mmCu  
2.HVL = 1.108 mmCu

Kerma in air: 9.199E+0001  $\mu$ Gy/(mA.s) = 5.519E+0000 mGy/(mA.min)

