

**PENENTUAN DAN PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI
SINAR X PADA PERMUKAAN PANTOM KEPALA (SKULL
PHANTOM) MENGGUNAKAN METODE ENTRANCE SKIN
EXPOSURE (ESE)**

SKRIPSI

Sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang Fisika

Oleh :

KURNIA NUR WIDYANTI

0610930036 - 93



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2013**

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

**PENENTUAN DAN PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI
SINAR X PADA PERMUKAAN PANTOM KEPALA (*SKULL
PHANTOM*) MENGGUNAKAN METODE ENTRANCE SKIN
EXPOSURE (*ESE*)**

Oleh :
KURNIA NUR WIDYANTI
0610930036

Setelah dipertahankan di depan Majelis Penguji
pada tanggal
dan dinyatakan memenuhi syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang Fisika

Pembimbing I

Drs. Johan A.E. Noor, Ph.D
NIP. 196503251990021004

Pembimbing II

Drs. Unggul Punjung Juswono, M.Sc
NIP. 196501111990021002

Mengetahui,

**Ketua Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Brawijaya**

Drs. Adi Susilo, M.Si, Ph.D
NIP. 196312271991031002

LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : KURNIA NUR WIDYANTI
NIM : 0610930036-93
Jurusan : Fisika
Penulis Tugas Akhir Berjudul :

PENENTUAN DAN PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI SINAR X PADA PERMUKAAN PANTOM KEPALA (*SKULL PHANTOM*) MENGGUNAKAN METODE ENTRANCE SKIN EXPOSURE (*ESE*)

Dengan ini menyatakan bahwa :

1. Isi dari Skripsi yang saya buat adalah benar-benar karya sendiri dan tidak menjiplak karya orang lain, nama-nama dan karya-karya yang ada dalam daftar pustaka digunakan semata-mata untuk acuan.
2. Apabila di kemudian hari ternyata Skripsi yang saya tulis terbukti hasil jiplakan, maka saya akan bersedia menanggung segala resiko yang akan saya terima.

Demikian pernyataan ini dibuat dengan segala kesadaran.

Malang,Juli 2013

Yang menyatakan,

(Kurnia Nur Widyanti)

NIM. 0610930036

PENENTUAN DAN PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI SINAR X PADA PERMUKAAN PANTOM KEPALA (SKULL PHANTOM) MENGGUNAKAN METODE ENTRANCE SKIN EXPOSURE (ESE)

ABSTRAK

Entrance Skin Exposure (ESE) adalah sebuah metode pengukuran penentuan dosis serap permukaan yang sering digunakan dalam studi proteksi radiasi. Pengukuran ESE menggunakan phantom terbuat dari bahan akrilik dan aluminium yang dirancang sendiri dengan susunan yang disesuaikan dengan laporan *American Association of Physics in Medicine 31* (AAPM 31).

Metode ESE ini bertujuan untuk menguji sejauh mana bahan pembuat phantom yang beredar dipasaran memiliki tingkat kesamaan dengan bahan yang telah teruji pada laporan AAPM 31, dilihat dari dosis serap radiasi sinar X. Pengukuran ESE menggunakan sumber radiasi sinar X jenis Trophy Omnic N60 dan detektor radiasi Ionisation Chamber. Paparan radiasi difokuskan pada satu titik di permukaan phantom dengan mengubah besaran arus dan tegangan yang diberikan untuk memvariasi data. Pengukuran radiasi dilakukan sebanyak dua kali yakni pada saat *primary radiation* dan *exit radiation*.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai ESE hasil pengukuran diperoleh $43,29 \times 10^{-6}$ C/kg, terdapat selisih yang tidak begitu jauh dari phantom yang dibuat ANSI sebesar $54,44 \times 10^{-6}$ C/kg. Nilai ESE menunjukkan nilai yang dekat dengan nilai atenuasi pada teori. Sehingga dapat disimpulkan bahwa akrilik yang dijual bebas dipasaran dapat dijadikan alternatif bahan pengganti phantom yang lebih murah dan mudah diperoleh.

Kata kunci : Sinar X, paparan radiasi, ESE

DETERMINING AND MEASURING X-RAY ABSORPTION DOSE ON THE SKULL PHANTOM SURFACE USING ENTRANCE SKIN EXPOSURE (ESE) METHOD

Abstract

Entrance Skin Exposure (ESE) is a method of determining surface absorption dose in radiation protection. To measure the ESE, we used a phantom that was made from acrylic and aluminium designed by home made with instruction of American Association of Physics in Medicine 31 (AAPM 31).

This work was aimed to study how far the home phantom comply the AAPM 31 standart. ESE measurements employed x-ray radiaton source of Trophy Omnis N60 and radiaton detector of Ionisation chamber type. X-ray radiaton was focused on one point on the surface phantom thin varying the current and voltage of the tube. Measurements of radiation were carried out, they were on primary radiation and exit radiation.

The result showed that ESE value from the measurement was $43,55 \times 10^{-6}$ c/kg. There was not much different from the ANSI's phantom as $54,44 \times 10^{-6}$ c/kg. ESE's value shows an equivalence with value of the theory. There fore, it could be concluded that ordinary acrylic could be used as alternative material for a phantom that be more efisien.

Key words : X-ray, radiation, ESE

KATA PENGANTAR

Puji syukur kami panjatkan kepada Allah S.W.T, atas segala rahmat dan karuniaNya sehingga penulis mampu menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul "Penentuan dan Pengukuran Dosis Serap Radiasi dari Sinar X pada permukaan Pantom Kepala (Skull Phantom) menggunakan metode *Entrance Skin Exposure (ESE)*" di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan, BPFK Surabaya dengan sebaik-baiknya.

Skripsi ini merupakan sebuah tugas akhir sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains dalam bidang Fisika di Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang.

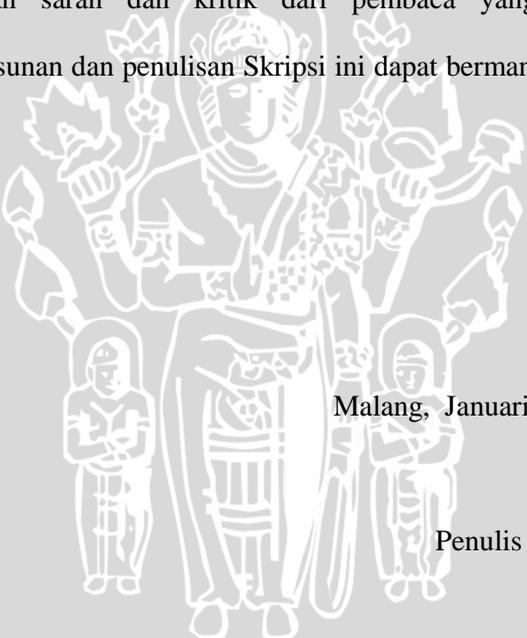
Dalam penulisan Skripsi ini, penulis banyak mendapatkan bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua ku, Bapak Samijan dan Ibu Purwanti yang selama ini telah memberi bimbingan, arahan dan doanya, serta adidku Didit Kurniawan yang telah memberi kasih sayangnya.
2. Bapak Drs. Adi Susilo, M.Si, PhD. selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang.
3. Bapak Drs. Johan A.E. Noor, Ph.D selaku pembimbing I yang telah banyak memberikan pengarahan dan bimbingan dalam penyelesaian skripsi ini serta atas segala bentuk bantuan dan saran yang membangun.
4. Bapak Drs. Unggul Punjung Juswono, M.Sc selaku pembimbing II yang telah banyak memberikan saran, motivasi dan pengarahan dalam penyusunan skripsi ini.
5. Ibu Bety, Ibu Rikyan, Bapak Teguh selaku pegawai BPFK Surabaya terimakasih atas saran, motivasi, dan bimbingannya selama ini.
6. Bapak dan Ibu Dosen, Laboran, dan Karyawan Jurusan Fisika baik secara langsung maupun tidak langsung yang telah banyak membantu dalam menyelesaikan skripsi ini.
7. Teman seperjuanganku Dewanti Nofiana terima kasih atas saran, kritik, dan motivasi buatku selama kita berjuang karena perjalanan kita belum berakhir.
8. Mas Muhammad Rizky A. yang telah banyak membantu, mendukung, dan selalu mengingatkan untuk banyak belajar dan berdoa.

9. Orang-orang terdekatku Farida Wahyuni, Mukmin, Liska Ulva, Ika, Yuli Nur Reny, Yeni Cahyati, Surayatun Muchoyimah, Setya Ari, Ayu Novita dan anak-anak angkatan 2006 yang tidak bisa disebutkan terima kasih atas kesabaran, bantuan, dan doa kalian.
10. Teman-teman Kertorahayu 56 terutama Ndut, Tun, Ami, Hani yang selalu jadi tempat curhat, bersama dalam sedih dan senang. Terima kasih atas segala keceriaan yang diberikan selama ini.
11. Semua pihak yang telah memberikan bantuan serta dukungan baik secara langsung maupun tidak langsung atas penyusunan skripsi ini

Penulis menyadari bahwa dalam penyelesaian Skripsi ini masih terdapat banyak kekurangan dan jauh dari kesempurnaan, untuk itu dengan segala kerendahan hati penulis mohon kiranya dapat dimaklumi dan penulis sangat mengharapkan saran dan kritik dari pembaca yang sangat membangun.

Semoga penyusunan dan penulisan Skripsi ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.



Malang, Januari 2013

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	ii
HALAMAN PERNYATAAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
DAFTAR ISTILAH/LAMBANG	xv
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Gelombang Elektromagnetik.....	5
2.2 Radiasi Dan Proses Ionisasi.....	7
2.3 Sinar X.....	8
2.4 Interaksi Radiasi Elektromagnetik Dengan Bahan.....	10
2.4.1 Efek Fotolistrik.....	10
2.4.2 Proses Produksi Pasangan.....	11
2.4.3 Efek Compton.....	12
2.5 Dosimetri Radiasi.....	13
2.5.1 Dosis Serap.....	14
2.5.2 Dosis Ekuivalen (Taradosis).....	14
2.5.3 Dosis Efektif.....	15
2.6 <i>Entrance Skin Exposure</i> (ESE).....	16

2.7 Dosimeter Ionisasi Chamber.....	17
2.8 Phantom Kepala (<i>Skull Phantom</i>).....	18
2.9 Komposisi Bahan Penyusun <i>Skull Phantom</i>	20
2.10 Kesesuaian Pembuatan <i>Skull Phantom</i> dengan Standar Ukuran untuk Manusia Dewasa.....	21
2.11 Faktor yang Memengaruhi Penyinaran Radiasi pada Phantom.....	22
2.11.1 Pengaturan Arus Berkas Elektron x Waktu (mAs).....	22
2.11.2 Pengaturan Tegangan Diantara Anoda dan Katoda (kV)	22
2.11.3 Pengaruh Jarak dan Waktu	23
2.11.4 Pengaruh Ketebalan dari Objek.....	23
2.12 Pengaruh Radiasi Pengion	24
2.13 Efek Biologi yang Timbul Akibat Radiasi Pengion.....	24
2.14 Proses Pelemahan Intensitas Radiasi.....	25
2.15 Koefisien Atenuasi Linier.....	26

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian.....	27
3.1.1 Waktu	27
3.1.2 Tempat Penelitian	27
3.2 Alat dan Bahan Penelitian.....	27
3.3 Tahapan Penelitian	28
3.4 Langkah-Langkah Penelitian.....	29
3.4.1 Rancangan <i>Skull Phantom</i>	29
3.4.2 Uji Kelayakan <i>Skull Phantom</i>	30
3.5 Analisa Data.....	31
3.5.1 Analisis nilai ESE <i>Skull Phantom</i> terhadap Pengaturan mAs.....	32
3.5.2 Analisis Koefisien Atenuasi Linier dari <i>Skull Phantom</i>	32
3.5.3 Analisis ESE <i>skull phantom</i> dibandingkan dengan hasil uji phantom buatan ANSI.....	32
3.5.4 Analisis dosis serap <i>Skull Phantom</i>	32

3.5.5 Identifikasi Tegangan, Kualitas Radiasi Sinar X Hasil Penelitian dengan Energi <i>Mass Attenuation Coeffisient</i> (μ/ρ) yang dipublikasikan NIST dari Literatur.....	33
--	----

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Penelitian	35
4.1.1 Hasil pengukuran ESE <i>primary radiation skull phantom</i>	35
4.2 Analisis nilai ESE <i>skull phantom</i> atau <i>Primary Radiation</i> terhadap pengaturan mAs	37
4.3 Analisis Koefisien Atenuasi Linier dari <i>Skull Phantom</i>	38
4.4 Identifikasi Tegangan, Kualitas Radiasi Sinar X Hasil Penelitian dengan Energi <i>Mass Attenuation Coeffisient</i> (μ/ρ) yang dipublikasikan NIST dari Literatur.....	41

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan.....	47
5.2 Saran	47

DAFTAR PUSTAKA	49
LAMPIRAN	52

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1	Gelombang Elektromagnetik..... 5
Gambar 2.2	Spektrum Gelombang Elektromagnetik..... 6
Gambar 2.3	Peristiwa Terlepasnya Elektron saat Radiasi mengenai Atom 8
Gambar 2.4	Skema Pesawat Tabung Sinar X..... 10
Gambar 2.5	Proses Interaksi Pada Efek Fotolitik..... 11
Gambar 2.6	Proses Produksi Pasangan Disekitar Medan Inti 12
Gambar 2.7	Proses Interaksi pada Hamburan Compton.... 13
Gambar 2.8	Detektor Ionisasi Chamber..... 18
Gambar 2.9	Rancangan <i>Skull Phantom</i> (AAPM 31)..... 19
Gambar 2.10	Akrilik (PMMA) 20
Gambar 2.11	Proses Penyerapan Intensitas Radiasi Elektromagnetik oleh Perisai..... 25
Gambar 3.1	Diagram Alir Tahap Penelitian..... 28
Gambar 3.2	Rancangan <i>Skull Phantom</i> 29
Gambar 3.3	Letak <i>Phantom</i> , Detektor dan Sumber Radiasi Pengukuran <i>Skull Phantom</i> 30
Gambar 4.1	Grafik Pengaruh Pengaturan mAs Terhadap Hasil ESE <i>Skull Phantom</i> 35
Gambar 4.2	Grafik Pengaruh Pengaturan mAs Terhadap Intensitas Radiasi yang Terukur pada Permukaan Bawah <i>Phantom</i> 38
Gambar 4.3	Acuan Perbandingan Energi Foton (MeV), <i>X-ray Mass Attenuation Coefficient</i> (μ/ρ) dan <i>Mass Energy Absorpsi Coefficient</i> (μ_{en}/ρ) dari NIST 41
Gambar 4.5	Perbandingan Energi Foton (MeV), <i>X-ray Mass Attenuation Coefficient</i> (μ/ρ) dan <i>Mass Energy Absorpsi Coefficient</i> (μ_{en}/ρ) dari NIST serta hasil penelitian 42

Gambar 4.6 Perbesaran titik perbandingan Energi Foton (MeV), dan *X-ray Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) dari NIST serta hasil penelitian.....

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1	Faktor bobot radiasi (w_R) untuk beberapa jenis dan energi radiasi..... 15
Tabel 2.2	Faktor bobot jaringan (w_T) untuk bagian organ tubuh 16
Tabel 2.3	Acuan Pemeriksaan Radiologi untuk ESE dengan N/A menyatakan tidak ada Phantom 17
Tabel 2.4	Acuan Pemeriksaan Radiologi berdasarkan <i>Entrance Skin Exposure</i> (ESE) sesuai standarisasi yang dibuat ANSI..... 17
Tabel 2.5	Acuan standar ketebalan pasien yang biasa digunakan dalam pembuatan phantom 21
Tabel 4.1	Hasil pengukuran <i>Primary Radiation</i> (ESE) <i>Skull Phantom</i> (phantom kepala)..... 33
Tabel 4.2	Koefisien atenuasi hasil perhitungan pada <i>Skull Phantom</i> 37
Tabel 4.3	Nilai Tegangan dan Kualitas Radiasi Sinar X milik BPFK Surabaya 40
Tabel 4.4	Energi foton, Nilai Massa Koefisien Atenuasi Akrilik (PMMA) (μ/ρ), Massa Energi Koefisien Absorpsi berdasarkan Literatur 41

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran 1	Data Hasil Pengukuran 51
Lampiran 2	Grafik dan Nilai Perbandingan Energi Foton (MeV), X-ray Mass Attenuation Coefficient (μ/ρ) dan <i>Mass Energy Absorpsi Coefficient</i> (μ_{en}/ρ) dari NIST..... 53
Lampiran 3	Perhitungan Koefisien Atenuasi Linear 55
Lampiran 4	Tempat Penelitian 56
Lampiran 5	Alat-alat Yang Digunakan Dalam Penelitian 57



ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN

<u>Simbol/singkat</u>	<u>Keterangan</u>
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ANSI	<i>American National Standard Institute</i>
Al	Aluminium
Ar	Atom Relatif
ESE	<i>Entrance Skin Exposure</i>
PMMA	<i>Polymethyl Methacrylate</i>
SDD	<i>Source Detector Distance</i> (Jarak antara sumber radiasi dengan detektor)
SID	<i>Source Image Distance</i> (Jarak antara sumber radiasi dengan meja)
SSD	<i>Source Skin Distance</i> (Jarak antara sumber radiasi dengan permukaan phantom)
SI	Standar Internasional

<u>Simbol/singkatan</u>	<u>Keterangan</u>
C/kg	Sentimeter per kilogram
g/cm^3	Gram per centimeter kubik
Gy	Gray
kV	kiloVolt (tegangan)
mAs	MiliAmper sekon (kuat arus)
mR	Milirontgen
rad	Radian
I	Intensitas radiasi setelah menembus bahan
I_0	Intensitas radiasi yang jatuh dipermukaan material
μ	Koefisien atenuasi linear
μ/ρ	<i>Mass Attenuation Coefficient</i>
μ_{en}/ρ	<i>Mass Energy Absorption Coefficient</i>
ρ	Densitas
w_R	Faktor bobot radiasi
w_T	Faktor bobot jaringan
Sv	Sievert (satuan dosis ekuivalen)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi (IPTEK) dalam dunia kesehatan memberikan manfaat yang cukup besar dalam diagnosis dan terapi berbagai penyakit. Aplikasi radiasi di bidang medis salah satunya adalah radiodiagnostik dengan memanfaatkan sinar X sebagai sumber radiasi. Penggunaan sinar X merupakan metode yang paling sederhana, namun paling sering digunakan untuk mendeteksi penyakit atau sebagai terapi (Milvita dkk., 2010).

Sinar X yang berperan penting dalam dunia medis ternyata juga memiliki resiko dalam penggunaannya. Bila sinar X mengenai sebuah jaringan maka secara tidak langsung akan menimbulkan kerusakan pada jaringan tersebut. Kerusakan jaringan ini dapat berupa kerusakan permanen yang menyebabkan kecacatan pada organ tubuh. Kerusakan jaringan terjadi karena dosis radiasi yang dipancarkan tidak sesuai dengan kebutuhan energi yang diserap oleh tubuh.

Semenjak ditemukannya sinar X oleh Wilhelm Roentgen tahun 1895, pemakaian pesawat sinar X di bidang kedokteran semakin meningkat. Tetapi dunia kesehatan saat itu tidak mengenal adanya proteksi radiasi sehingga banyak kasus yang membahayakan petugas radiasi akibat efek yang ditimbulkan. Sejak saat itu orang mulai memikirkan dampak radiasi dan batas aman dosis radiasi yang boleh diterima manusia. Dari sinilah teknik radiologi mulai dikembangkan.

Orang berpikir bagaimana menciptakan media untuk mengukur dosis radiasi pada sinar X tanpa melukai pasien. Pengukuran dosis radiasi bertujuan untuk menguji sejauh mana radiasi bisa diukur tanpa harus menggunakan media manusia tetapi bisa menggunakan media lain seperti phantom (objek yang mempunyai komposisi penyusun mirip tubuh manusia).

Secara khusus phantom mungkin telah banyak diproduksi untuk keperluan medis, tetapi harga yang harus dikeluarkan cukup mahal. Padahal, penyusun utama dari phantom yaitu akrilik dan aluminium yang dijual di pasaran tidak terlalu mahal. Maka dari itu,

sebagai alternatif bahan digunakan phantom yang memiliki sifat hampir sama dengan tubuh manusia untuk menguji sejauh mana kelayakan bahan phantom yang dibuat dan sesuai dengan standar acuan Internasional dari *American Assosiation of Physicist in Medicine No. 31* (AAPM, 1991), sehingga diperoleh pengganti phantom yang lebih murah dan berkualitas serta bisa dimanfaatkan di dunia medis.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, permasalahan yang akan dikaji dalam penelitian kali ini, apakah bahan akrilik dan aluminium yang digunakan sebagai bahan pengganti phantom kepala sesuai dengan standar AAPM No. 31 (*American Association of Entrance Physicists in Medicine*), bagaimana pengaruh pengaturan mAs terhadap *Entrance Skin Exposure* (ESE) yang diterima *skull phantom*, kemudian seberapa besar koefisien atenuasi linier (μ) atau pelemahan radiasi dari *skull phantom*.

1.3 Batasan Masalah

Berdasarkan permasalahan yang telah disebutkan diatas, maka penelitian ini dibatasi oleh :

1. Pengukuran ESE menggunakan detektor *Ionisation Chamber*.
2. Pengukuran radiasi sinar X dilakukan pada bagian pusat dari permukaan *phantom* menggunakan tegangan 83 kV dan 90 kV baik *primary* maupun *exit*.
3. Koefisien atenuasi linier (μ) *skull phantom* tidak dibandingkan dengan koefisien atenuasi linier (μ) kepala.

1.4 Tujuan Penelitian

Dalam penelitian ini tujuan yang akan diperoleh yaitu :

1. Menentukan dan menganalisis pengukuran dosis serap radiasi sinar X pada phantom terhadap kelayakan komposisi bahan akrilik dan aluminium yang digunakan sebagai bahan pengganti phantom kepala sesuai standar AAPM 31.
2. Menentukan dan menganalisis pengaruh perbedaan pengukuran mAs terhadap ESE dari *skull phantom*.
3. Menentukan koefisien atenuasi linier (μ) dari phantom kepala.

1.5 Manfaat Penelitian

Mendapatkan bahan pengganti alternatif yang lebih murah dalam pembuatan phantom dengan merujuk standar yang ditentukan oleh AAPM 31.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(halaman ini sengaja dikosongkan)

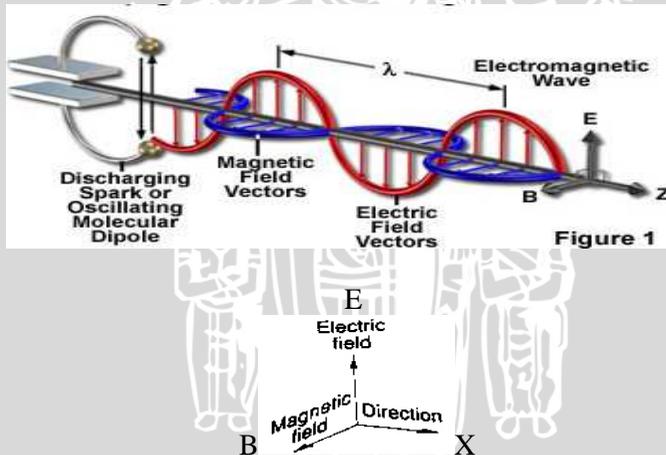


BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Gelombang Elektromagnetik

Berdasarkan mediumnya, gelombang dibedakan menjadi dua yaitu gelombang mekanik dan gelombang elektromagnetik (EM). Gelombang mekanik merupakan gelombang yang penjarannya memerlukan medium. Sedang gelombang elektromagnetik adalah gelombang yang dapat merambat tanpa memerlukan medium, sehingga gelombang ini dapat merambat melalui ruang hampa.

Radiasi elektromagnetik merupakan penjaran atau perambatan medan magnet dan medan listrik antara satu dengan yang lainnya saling tegak lurus. Arah medan listrik dan medan magnet juga tegak lurus terhadap arah penjaran radiasi elektromagnetik (Akhadi, 2000), seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1



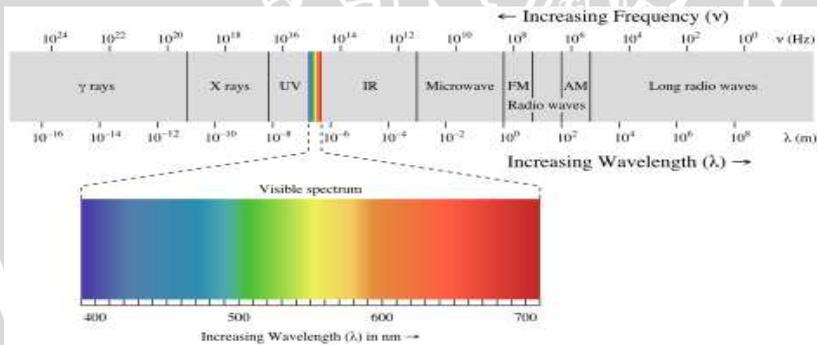
Gambar 2.1 Gelombang Radiasi Elektromagnetik (Anonimous, 2010³).

Berdasarkan teori kuantum, radiasi elektromagnetik merupakan paket-paket atau partikel-partikel dari energi yang bergerak dengan kecepatan. Seperti yang dikemukakan oleh James Clark Maxwell pada tahun 1864 seorang fisikawan berkebangsaan

Inggris mengenai hipotesisnya yakni perubahan medan listrik dapat menimbulkan medan magnet, begitu juga sebaliknya.

Medan listrik dapat diproduksi oleh muatan listrik statis sehingga menyebabkan aliran arus listrik dalam konduktor. Arus listrik dalam konduktor menghasilkan medan magnet disekitarnya bila di dekatkan pada kawat yang dialiri arus listrik. Sedangkan medan magnetik dapat diproduksi oleh muatan listrik yang bergerak, seperti arus listrik yang mengalir pada kabel dan memberikan gaya magnetik bila dihubungkan dengan magnet. Sehingga medan magnet atau medan listrik yang muncul akibat perubahan medan magnet atau medan listrik sebelumnya akan bergerak menjauhi tempat awal mula kejadian.

Jenis radiasi elektromagnetik sangat beragam. Kumpulan berbagai jenis radiasi membentuk spektrum elektromagnetik. Spektrum elektromagnetik meliputi kisaran panjang gelombang yang sangat lebar dan mencakup daerah sinar gamma, daerah sinar X, daerah ultraviolet, cahaya tampak, daerah gelombang mikro dan daerah gelombang radio. Pada Gambar 2.2 menunjukkan spektrum radiasi elektromagnetik (Akhadi, 2000).



Gambar 2.2 Spektrum Gelombang Elektromagnetik (Anonymous, 2008^b).

Berdasarkan teori kuantum, radiasi elektromagnetik merupakan paket-paket atau partikel-partikel dari energi yang bergerak dengan kecepatan. Besaran energi elektromagnetik yang dimiliki oleh masing-masing partikel bersifat diskrit. Energi yang dimiliki sebanding dengan frekuensinya, jika energi tersebut bersifat sebagai gelombang (Akhadi, 2000).

Sebagaimana yang dirumuskan oleh Max Planck mengenai radiasi elektromagnetik memiliki energi yang besarnya sebagai berikut:

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

dimana:

E = energi radiasi elektromagnetik (joule)

h = konstanta Planck = $6,626 \times 10^{-34}$ joule detik (Js)

ν = frekuensi gelombang elektromagnetik (Hz atau s^{-1})

karena $\nu = \frac{c}{\lambda}$, maka persamaan 2.1 ditulis

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.2)$$

dengan c = cepat rambat cahaya dalam vakum = 3×10^8 m/s

λ = panjang gelombang radiasi elektromagnetik (m)

Untuk radiasi elektromagnetik, satuan joule (Satuan Internasional) merupakan satuan yang terlalu besar, sehingga satuan yang biasa digunakan adalah elektron volt yang disingkat dengan eV.

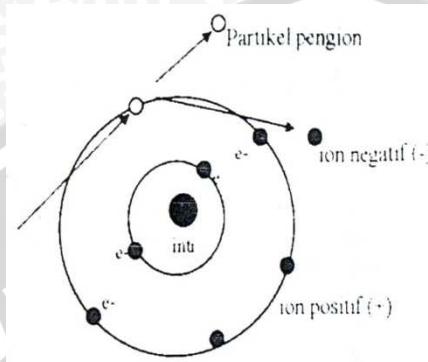
$$1eV = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2.3)$$

2.2 Radiasi Dan Proses Ionisasi

Radiasi dapat berupa pancaran yang memancarkan energi radiasi dalam bentuk gelombang atau partikel. Pancaran radiasi dapat menembus ruang akibat energi yang dikeluarkan sangat besar (Dowd dan Tilson, 1999). Sehingga perambatan energi radiasi dari suatu sumber kelingkungannya tidak membutuhkan medium dan sifatnya tidak dapat dirasakan sama sekali oleh panca indra.

Sedangkan ionisasi adalah peristiwa terlepasnya elektron dari ikatannya di dalam atom. Pada peristiwa ini atom yang semula tidak bermuatan listrik dipaksa menjadi bermuatan listrik. Dengan begitu atom menjadi reaktif. Ketika proses ionisasi berlangsung partikel berupa elektron dari suatu atom bergerak bebas dan tidak sengaja menumbuk atom lain yang berada dikulit paling luar sehingga elektron terpental keluar. Elektron yang terpental keluar disebut ion negatif, sedangkan atom yang kehilangan elektronnya berubah menjadi ion positif. Sehingga peristiwa terlepasnya elektron yang keluar dari atom akan menghasilkan pasangan ion positif maupun

negatif (Wardhana, 2007). Peristiwa ionisasi dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 2.3 Peristiwa terlepasnya elektron saat radiasi mengenai atom (Wardhana, 2007)

Jumlah pasangan ion, elektron yang bermuatan negatif dan sisa atomnya yang bermuatan positif sebanding dengan jumlah energi yang terserap.

$$N = \frac{\sum E}{w} \quad (2.4)$$

Yang mana N adalah jumlah pasangan ion, E adalah energi radiasi yang terserap dan w adalah daya ionisasi bahan penyerap yaitu energi yang dibutuhkan untuk menghasilkan sebuah proses ionisasi. Sehingga dalam proses ionisasi ini, energi radiasi diubah menjadi pelepasan sejumlah elektron (energi listrik).

Bila diberi medan listrik maka elektron yang dihasilkan dalam peristiwa ionisasi tersebut akan bergerak menuju ke kutub positif. Pergerakan elektron-elektron dapat menginduksikan arus atau tegangan listrik. Maka semakin banyak radiasi yang mengenai bahan penyerap atau semakin besar energi radiasinya akan dihasilkan arus atau tegangan listrik yang semakin besar pula (Anonimous, 2009^c).

2.3 Sinar X

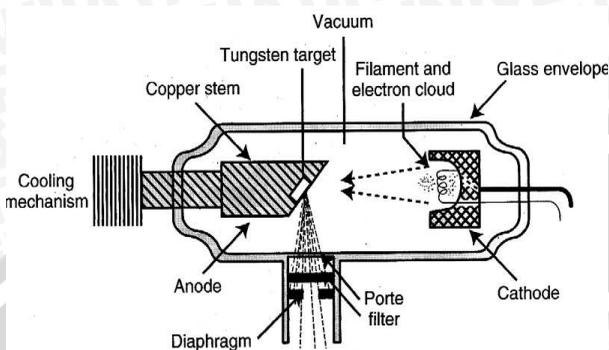
Menurut Suyatno (2008), sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik yang membawa energi dalam bentuk paket-paket yang disebut foton. Sinar X adalah gelombang elektromagnetik yang

dapat menembus suatu bahan, karena sinar X memiliki daya tembus yang sangat besar.

Bila sinar X masuk ke bahan, maka sinar X akan berinteraksi dengan atom-atom bahan tersebut atau melewati bahan tanpa berinteraksi dengan atom-atomnya. Bila sinar X berinteraksi dengan bahan tersebut, maka energi akan diteruskan dari sinar X ke atom bahan. Penerusan energi ini disebut dengan dosis absorpsi. Sehingga makin besar energi yang dipindahkan atau diserap oleh tubuh, makin besar pula kemungkinan terjadinya kerusakan biologi yang ditimbulkan.

Sebuah pesawat sinar X yang digunakan untuk memproduksi sinar X terdiri dari tabung sinar X dan rangkaian lainnya seperti sumber elektron (filamen) seperti yang terlihat pada Gambar 2.4 skematik pesawat tabung sinar X. Sinar X dapat diproduksi dengan cara menembaki target logam dengan elektron cepat dalam vakum sinar katoda. Elektron sebagai proyektil dihasilkan dari pemanasan filamen yang berfungsi sebagai katoda. Katoda berisi filamen yang terbuat dari kawat berbahan tungsten dan memiliki titik lebur tinggi. Semakin tinggi nomor atom katoda, maka makin tinggi kecepatan elektron, sehingga makin besar daya tembus sinar X. Filamen ini dipasang pada bidang cekung untuk memfokuskan elektron menuju daerah sempit pada target.

Elektron dari filamen dipercepat gerakannya menggunakan tegangan listrik berorde 10^2 - 10^6 volt. Elektron yang bergerak sangat cepat akhirnya ditumbukkan ke target logam bernomor atom tinggi. Ketika elektron berenergi tinggi menabrak target logam, maka sinar X akan terpancar dari permukaan logam tersebut. Sinar X yang terbentuk disebut dengan sinar X bremstrahlung (Akhadi, 2000).



Gambar 2.4 Skema pesawat tabung sinar X (Anonimous, 2009^c).

Sinar X dapat pula terbentuk melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Ketika berkas elektron menabrak target akan terjadi proses eksitasi pada atom-atom target. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat-tingkat energi elektron yang berbeda-beda maka sinar X yang terbentuk disebut dengan sinar X karakteristik. Menurut sifatnya sinar X karakteristik mempunyai spektrum energi diskrit, sedangkan spektrum energi dari sinar X bremstrahlung adalah kontinu (Akhadi, 2000).

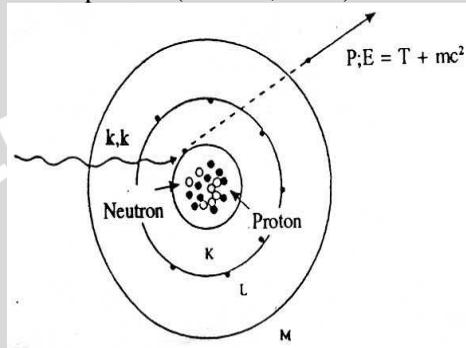
2.4 Interaksi Radiasi Elektromagnetik dengan Bahan

Ketika sinar X berinteraksi dengan bahan, maka sinar X tersebut dapat diteruskan, dihamburkan, dan diserap akibat penyerapan energi radiasi ke dalam tubuh yang terkena radiasi. Ada 3 proses utama radiasi elektromagnetik ketika melewati suatu bahan penyerap yaitu efek fotolistrik, hamburan compton dan produksi pasangan.

2.4.1 Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik terjadi karena adanya interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan. Pada peristiwa ini energi foton diserap seluruhnya oleh elektron yang terikat kuat di dalam atom sehingga elektron tersebut terlepas dari ikatan inti atom. Elektron yang terlepas disebut *fotoelektron*. Karena interaksinya dengan elektron yang terikat kuat, maka efek fotolistrik dianggap memiliki interaksi antara foton dengan atom secara

keseluruhan. Efek fotolistrik terjadi pada foton yang berenergi rendah yaitu berkisar antara 0,01 MeV sampai 0,5 MeV. Radiasi elektromagnetik dengan energi fotonnya kecil akan berinteraksi dengan elektron-elektron yang berada di orbit luar atom. Semakin besar energi foton maka elektron-elektron yang berada pada orbit lebih dalam akan dilepaskan (Akhadi, 2000).



Gambar 2.5 Proses interaksi pada efek fotolistrik (Akhadi, 2000).

Elektron yang terlempar keluar berasal dari elektron kulit K. Energi foton yang datang ($h\nu$) sebagian besar berpindah ke elektron fotolistrik dalam bentuk energi kinetik. Elektron yang terlempar inilah yang dapat melakukan proses ionisasi atom lain di dalam bahan. Besar energi kinetik fotoelektron (E_k) adalah:

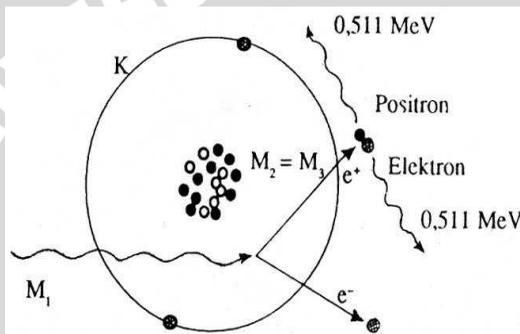
$$E_k = h\nu - B_e \quad (2.4)$$

Persamaan tersebut menjelaskan bahwa agar efek fotolistrik dapat berlangsung maka energi foton datang sekurang-kurangnya harus sama dengan energi ikat elektron yang berinteraksi.

2.4.2 Proses Produksi Pasangan

Produksi pasangan adalah suatu proses pembentukan positron dan elektron melalui energi radiasi gamma yang melebihi 1,02 MeV. Sebuah foton yang memiliki energi melebihi 1,02 MeV ini pada saat bergerak mendekati sebuah inti, secara spontan akan menghilang dan energinya akan muncul kembali sebagai suatu positron dan elektron (Cember, 1983).

Produksi pasangan terjadi karena adanya interaksi antara foton dengan medan listrik dari inti atom. Proses ini hanya dapat terjadi dalam medan listrik di sekitar medan yang bermuatan, terutama disekitar inti. Dalam proses produksi pasangan, foton berinteraksi dengan atom secara menyeluruh. Jika interaksi terjadi, maka foton akan lenyap sebagai gantinya timbul pasangan elektron positron. Karena massa diam elektron/positron ekuivalen dengan $0,51 \text{ MeV} (m_0c^2)$, maka produksi pasangan hanya dapat terjadi pada energi foton datang $\geq 1,02 \text{ MeV} (2m_0c^2)$ (Akhadi, 2000).



Gambar 2.6 Proses produksi pasangan disekitar medan inti (Akhadi, 2000).

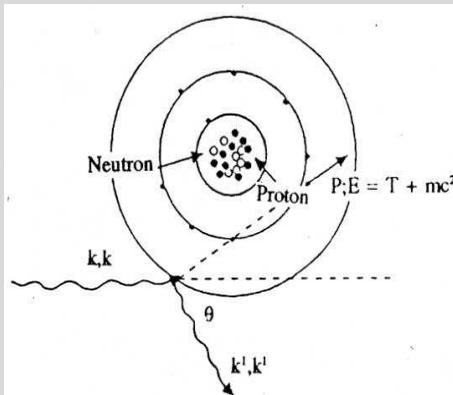
Positron yang terbentuk dapat berinteraksi dengan elektron dalam bahan melalui proses yang disebut *annihilasi*. Dalam proses ini, massa dari kedua partikel berubah menjadi dua buah foton dengan energi masing-masing $0,51 \text{ MeV}$, terpancar dengan arah yang saling berlawanan. Kedua foton tersebut selanjutnya dapat berinteraksi dengan bahan melalui proses fotolistrik maupun hamburan Compton.

Produksi pasangan banyak terjadi untuk radiasi elektromagnetik berenergi tinggi. Produksi pasangan meningkat dengan meningkatnya energi radiasi elektromagnetik yang datang (Akhadi, 2000).

2.4.3 Efek Compton

Hamburan Compton dapat terjadi pada saat foton dengan energi $h\nu$ berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat kuat oleh inti, yaitu elektron yang berada pada kulit yang terluar dari atom. Elektron dilepaskan dari ikatan inti atom dan

bergerak dengan energi kinetik tertentu disertai foton lain dengan energi lebih rendah dibandingkan energi foton datang. Foton lain disebut juga *foton hamburan* dengan energi $h\nu$ dan terhambur dengan sudut θ terhadap arah foton datang. Karena ada energi ikat elektron yang harus dilawan, meskipun sangat kecil, maka hamburan ini termasuk proses inelastik. Kemungkinan hamburan Compton akan berkurang bila energi foton datang bertambah dan bila nomor atom bahan bertambah. Dalam proses ini, setiap elektron bertindak sebagai pusat hamburan, karena itu sifat hamburan bahan bergantung pada kerapatan bahan persatuan luas. Hamburan Compton penting untuk radiasi elektromagnetik dengan energi antara 200 keV hingga 5 MeV (Akhadi, 2000).



Gambar 2.7 Proses interaksi pada hamburan Compton (Akhadi, 2000).

2.5 Dosimetri Radiasi

Dalam ilmu proteksi radiasi, dosimetri merupakan kegiatan pengukuran dosis serap radiasi. Sedang metode pengukurannya dikenal dengan sebutan dosimetri radiasi. Besaran yang digunakan dalam pengukuran radiasi didasarkan pada jumlah ion yang terbentuk akibat energi radiasi yang dipancarkan ke bahan. Radiasi memiliki satuan untuk menunjukkan besarnya pancaran radiasi dari sumber radiasi. Ada beberapa besaran dan satuan dasar yang berhubungan dengan radiasi yang disesuaikan dengan penggunaannya. Berikut penjelasan mengenai besaran dan satuan dasar dalam dosimetri.

2.5.1 Dosis Serap

Dosis serap merupakan besaran dosimetri yang secara langsung dikaitkan dengan efek biologi yang ditimbulkan yaitu besaran yang dibatasi oleh jumlah energi yang diserap dari radiasi oleh jaringan, atau radiasi yang diserahkan oleh radiasi pengion kepada bahan. Maka dari itu untuk mengetahui jumlah energi yang diserap oleh medium ketika radiasi dipancarkan dapat menggunakan besaran dosis serap. Untuk tujuan proteksi radiasi, dosis serap biasa digunakan untuk menyatakan dosis rata-rata pada suatu jaringan. Dosis serap dapat dituliskan sebagai berikut :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.5)$$

Dengan dE adalah energi yang diserap oleh bahan, sedang dm adalah massa bahan. Jika dE dalam satuan joule dan dm dalam kilogram, maka satuan dosis serap adalah joule per kilogram ($J.kg^{-1}$), sedangkan dalam standar internasional (SI) satuan dosis serap adalah Gray (Gy) sehingga

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1} \quad (2.6)$$

2.5.2 Dosis Ekuivalen (Taradosis)

Dosis ekuivalen merupakan dosis serap yang telah dibobot dan dikalikan dengan faktor bobot radiasi pada jaringan. Nilai faktor bobot radiasi berkaitan dengan seberapa besar kemampuan radiasi dalam membentuk pasangan ion persatuan panjang. Jika semakin banyak pasangan ion yang terbentuk, maka nilai bobot radiasi juga semakin besar (Akhadi, 2000).

Dosis ekuivalen dalam organ T ditentukan dalam persamaan penyinaran radiasi $R(H_{T,R})$, sehingga dapat ditentukan melalui persamaan:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.7)$$

dengan $D_{T,R}$ merupakan dosis serapan yang dirata-ratakan untuk daerah organ atau jaringan T yang disebabkan radiasi R. Karena faktor bobot tidak berdimensi, maka satuan dosis ekuivalen dalam SI sama dengan satuan dosis serap, yaitu $J.kg^{-1}$ (setara dengan 1 sievert). Untuk membedakan antara besaran dosis ekuivalen dan besaran dosis serap, dosis ekuivalen diberi satuan khusus yaitu Sievert (Sv), sedangkan dosis serap diberi satuan $J.kg^{-1}$.

Melalui Publikasi Komisi International Perlindungan Radiologi (IRCP) nomor 60 tahun 1990 telah menetapkan faktor

bobot radiasi (W_R) untuk berbagai jenis dan energi radiasi seperti yang disajikan pada Tabel 2.1

Tabel 2.1 Faktor Bobot Radiasi (w_R) untuk beberapa jenis dan energi radiasi (Akhadi, 2000).

Jenis dan rentang energi radiasi	W_R
Foton semua energi	1
Elektron dan muon, semua energi	2
Neutron, energi < 10 keV	5
10 keV < energi ≤ 100 keV	10
100 keV < energi ≤ 2 MeV	20
2 MeV < energi ≤ 20 MeV	10
energi > 20 MeV	5
Proton selain proton terpenyal, energi > 2 MeV	5
Partikel α hasil belah, inti berat	20

2.5.3 Dosis Efektif

Dosis efektif adalah peluang timbulnya efek biologi tertentu akibat penerimaan dosis ekuivalen pada suatu jaringan yang disinari. Dosis efektif ini diperlukan untuk menunjukkan seberapa besar keefektifan radiasi ketika menimbulkan efek tertentu pada suatu organ, sehingga persamaan dosis efektif dirumuskan sebagai berikut:

$$H_E = W_T \cdot H_T \quad (2.8)$$

Dosis efektif dalam organ disimbolkan H_E , sedangkan H_T adalah organ yang menerima penyinaran radiasi. Dosis ekuivalen disimbolkan H_T , sedangkan faktor pembobot dosis ekuivalen untuk organ T disebut faktor bobot jaringan (w_T). Nilai w_T dipilih agar setiap dosis ekuivalen yang diterima seragam di seluruh tubuh menghasilkan dosis efektif yang nilainya sama dengan dosis ekuivalen yang seragam itu. Keseluruhan dari faktor bobot di seluruh tubuh sama dengan satu.

Melalui publikasi ICRP Nomor 60 tahun 1990, penetapan nilai w_T (faktor bobot jaringan) masing-masing organ disajikan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Faktor Bobot Jaringan (w_T) untuk bagian organ tubuh (Akhadi, 2000).

Jenis Jaringan/Organ	w_T
Kelenjar Gonad	0,02
Sumsum merah tulang	0,12
Usus Besar	0,12
Paru-paru	0,12
Lambung	0,12
Pendarahan hidung (Bladder)	0,05
Payudara	0,05
Hati	0,05
Esophagus	0,05
Kelenjar Tiroid	0,05
Kulit	0,01
Permukaan Tulang	0,01
Organ sisa (adrenal, otak, usus besar atas, usus kecil, ginjal, pankreas)	0,05

2.6 Entrance Skin Exposure (ESE)

Entrance Skin Exposure (ESE) adalah ukuran besarnya paparan atau jumlah radiasi yang dipancarkan langsung dari sinar X ke permukaan tubuh. Organ yang pertama kali menerima paparan radiasi ini adalah kulit, karena kulit langsung berhadapan dengan sumber radiasi (Maalej, 2004). Paparan dari ESE diukur dengan satuan milirontgen pada pusat sumbu sinar X dimana titik tersebut merupakan daerah yang akan dikenai radiasi (Dhahryan dan Azam, 2009). Entrance Skin Exposure sering digunakan untuk mengetahui dosis pasien, keuntungan lain yaitu mudah mengukur dan akurat dalam mendeteksi dosis permukaan (Bushong, 2001).

Berikut Tabel hasil Entrance Skin Exposure (ESE) untuk pemeriksaan radiologi diagnostik mengenai AAPM No.31.

Tabel 2.3 Acuan Pemeriksaan Radiologi untuk ESE dengan N/A menyatakan tidak ada phantom (AAPM, 1991).

Jenis Pemeriksaan	ESE (10^{-6} C/kg)	
	GRID	NON-GRID
Dada (chest) (P/A)	3,5	1,7
Kepala (skull)	39,2	N/A
Abdomen (A/P)	77,7	N/A
LS Spine (A/P)	85,9	N/A
Kaki (extremity)	37,7	N/A

Tabel 2.4 Acuan Pemeriksaan Radiologi berdasarkan *Entrance Skin Exposure* (ESE) sesuai standarisasi yang dibuat ANSI (AAPM, 1991).

Jenis Pemeriksaan	ESE (10^{-6} C/kg)
Dada (chest) (P/A)	8,26 ± 4,31
Abdomen (A/P)	81,72 ± 31,73
LS Spine (A/P)	96,23 ± 41,02
Lateral Skull	54,44 ± 20,90
Kaki (extremity)	5,42 ± 4,64

2.7 Dosimeter Ionisasi Chamber

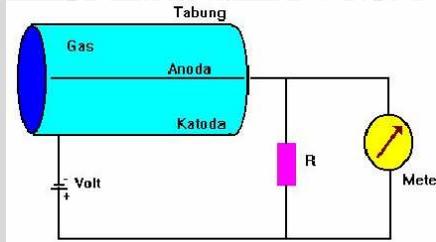
Ketika mengukur besarnya radiasi dari sumber, memerlukan instrumen atau alat yang dapat mendeteksi adanya radiasi karena radiasi bersifat membahayakan bila terkena secara langsung pada tubuh. Maka dari itu diperlukan instrumen yang biasa disebut detektor.

Instrumen pada penelitian ini menggunakan detektor Ionisasi Chamber. Detektor ionisasi chamber termasuk jenis detektor yang menggunakan isian gas selain detektor Proposional Counter dan Geiger Muller. Ketiga macam detektor prinsip kerjanya sama, perbedaannya ada pada tegangan yang diberikan masing-masing detektor. Ionisasi Chamber beroperasi pada tegangan yang lebih rendah dibandingkan detektor Proposional Counter, dan detektor Proposional Counter beroperasi pada tegangan yang lebih rendah dibandingkan Geiger Muller.

Detektor ionisasi chamber bekerja dengan memanfaatkan hasil interaksi antara radiasi pengion dengan atom atau molekul gas.

Tabung dari datektor ini diisi gas tertentu yang paling stabil seperti argon, helium, neon, dan sebagainya. Detektor ini terdiri dari sebuah tabung yang memiliki bilik udara yang terdapat 2 elektroda. Dinding tabung dihubungkan dengan kutub negatif sumber tegangan sehingga berfungsi sebagai katoda. Kawat ditengah tabung dihubungkan dengan kutub positif sehingga berfungsi sebagai elektroda positif atau anoda.

Jika radiasi ke dalam tabung detektor, maka radiasi akan berinteraksi dengan medium gas dan terjadi pembebasan elektron serta ion akibat ionisasi. Ion positif bergerak dengan kecepatan lebih lambat dibanding dengan elektron yang bergerak kearah anoda. Kecepatan ini bergantung pada tegangan, bila tegangan rendah maka gerakan elektron maupun ion melambat. Karena gerak lambat ini kemungkinan elektron dan ion akan bergabung kembali. Untuk menghindarinya maka tegangan harus relatif tinggi agar elektron dapat sampai ke anoda dan ion sampai ke katoda. Dengan begitu elektron maupun ion menyerahkan muatan listriknya, sehingga akan timbul pulsa arus listrik. Pulsa listrik inilah yang akan diubah menjadi respons berupa sinyal yang akan ditampilkan oleh detektor.



Gambar 2.8 Detektor Ionisasi Chamber (Anonymous, 2010^d).

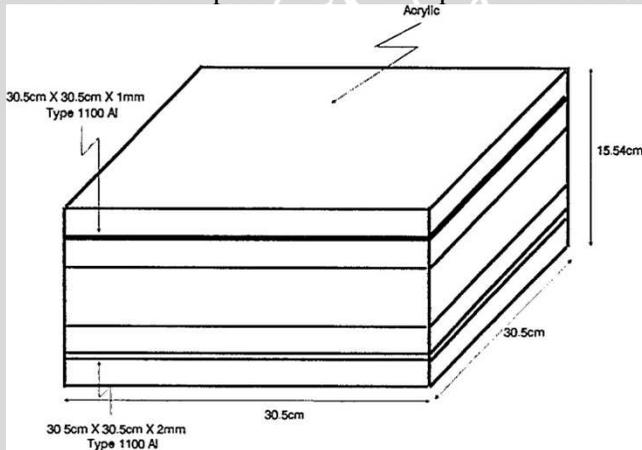
Keuntungan lain dari penggunaan detektor ini yakni dapat mengukur ketepatan intensitas radiasi sinar X, memiliki sensitifitas yang cukup tinggi, memiliki daya jangkau yang luas untuk level radiasi yang lebih besar dari 1 mR, dan menghasilkan data yang lebih akurat (Bushong, 2001).

2.8 Phantom Kepala (*Skull Phantom*)

Penggunaan phantom dalam ilmu radiologi sangat besar manfaatnya, disamping berfungsi sebagai objek pengganti material tubuh dalam studi proteksi radiasi, phantom juga dapat digunakan

untuk mengetahui besar dosis yang diterima tubuh ketika dilakukan pengujian terhadap radiasi sinar X untuk kalibrasi alat.

Phantom dalam penelitian ini dibuat berdasarkan panduan laporan dari *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) No.31 mengenai *Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposures* yang telah dibuat oleh asosiasi *American National Standards Institute* (ANSI). Mengacu pada laporan tersebut, penelitian ini menggunakan phantom kepala (*skull phantom*) untuk menguji kelayakan bahan terhadap dosis serap sinar X. Dalam AAPM tersebut memaparkan bahwa phantom terbuat dari bahan akrilik (PMMA) dan aluminium dengan ukuran 30,5cm x 30,5cm x 15,54 cm akrilik bening, 3 mm aluminium tipe 1100 yang memiliki ukuran 30,5cm x 30,5cm. Rancangan phantom yang akan dibuat menggunakan dimensi seperti diilustrasikan pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 Rancangan Skull Phantom (AAPM, 1991).

Ukuran dan potongan pantom untuk organ kepala disesuaikan dengan Gambar 2.9. Pantom yang digunakan terbuat dari akrilik jenis *Polymethyl Methacrylate* berbahan fiber sintetik yang terbuat dari polymer dan secara umum memiliki rumus kimia $C_5H_8O_2$ (Lide, 2004). Pemilihan bahan ini disesuaikan dengan kebutuhan studi proteksi radiasi dalam dunia kesehatan. Sehingga bahan akrilik dapat digunakan sebagai bahan pengganti objek yang komposisinya hampir sama dengan jaringan tubuh manusia.

2.9 Komposisi Bahan Penyusun *Skull Phantom*

Dalam pembuatan phantom, komposisi atau substansi penyusun material yang digunakan harus ekuivalen dengan jaringan yang akan digantikan, sehingga distribusi dosis serap pada permukaan pantom dapat diukur secara akurat dan pantom yang dibuat dapat mewakili jaringan yang sebenarnya (Szeto, 2003).

Merujuk kepada laporan AAPM No.31, dalam pembuatan phantom kepala ada beberapa material yang dapat digunakan yaitu akrilik dan aluminium. Penjelasan mengenai bahan-bahan tersebut yakni sebagai berikut:

1. Akrilik (PMMA)

Akrilik merupakan plastik bening yang memiliki kelenturan lebih tinggi dibandingkan dengan kaca. Bersifat thermoplastik yang berarti dapat dipanaskan dan mudah dibentuk sehingga bahan tersebut cocok digunakan untuk pengujian radiologi menggunakan sinar X.

Akrilik atau Polymethyl Methacrylate, memiliki nomor atom efektif sebesar $7,4 \times 10^{-3} \text{g/cm}^3$ dengan densitasnya sebesar $1,19 \times 10^{-3} \text{g/cm}^3$ (Hubbell dan Seltzer, 1989). Nomor atom efektif dan densitas akrilik jenis PMMA ekuivalen dengan jaringan lunak yang ada pada tubuh manusia. Nomor atom efektif jaringan lunak ini sebesar $7,51 \times 10^{-3} \text{g/cm}^3$ dan densitas sebesar $1,06 \times 10^{-3} \text{g/cm}^3$ (ICRU, 1989).



Gambar 2.10 Akrilik (PMMA) (Anonimous, 2009^e).

2. Aluminium

Aluminium adalah jenis logam yang lebih banyak digunakan untuk bahan dasar pembuatan pantom dibandingkan dengan

logam yang lain. Aluminium termasuk dalam logam golongan 13 dengan massa atom relatif (Ar) sebesar 26,98 yang merupakan logam terpending yang terdapat di kerak bumi (Pratiwi, 2006). Aluminium memiliki nomor atom efektif sebesar $12,7 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$ (Bushong, 2001), sedangkan densitasnya sebesar $2,69 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$ (Hubbell dan Seltzer, 1989).

Nomor atom efektif dan densitas aluminium ini ekuivalen dengan materi pembentuk tulang belakang yaitu kalsium. Kalsium memiliki nomor atom efektif sebesar $12,31 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$, sedangkan densitasnya sebesar $1,92 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$. Sehingga aluminium dapat digunakan sebagai bahan material pengganti tulang.

2.10 Kesesuaian Pembuatan *Skull Phantom* dengan Standar Ukuran untuk Manusia Dewasa

Dalam pembuatan sebuah phantom perlu adanya acuan standar untuk menentukan ukuran phantom yang akan dibuat. Acuan ini digunakan sebagai panduan radiografi dalam pengujian phantom dan dijadikan tolak ukur kesesuaian antara pembuatan phantom dengan ketebalan pasien. Dalam laporan yang dipublikasi oleh AAPM No. 31, ada beberapa standar ketebalan pasien yang biasa digunakan radiologi diagnostik dalam membuat sebuah phantom.

Tabel 2.5 Acuan standar ketebalan pasien yang biasa digunakan dalam pembuatan phantom (AAPM, 1991).

Bagian tubuh	Ketebalan phantom (cm)	Deskripsi
Dada (<i>Thorax</i>)	23	Posterior-anterior dada
Kepala (<i>Skull</i>)	15	Lateral Kepala
Perut (<i>Abdomen</i>)	23	Posterior-anterior perut
Leher (<i>Neck</i>)	13	Anterior-posterior servik tulang belakang
Kaki (<i>Extremity</i>)	8	Posterior-anterior kaki
Dada (<i>Thorax</i>)	23	Anterior-posterior dada tulang belakang

Ketebalan sebuah phantom harus disesuaikan dengan standar ukuran yang telah ditetapkan, seperti dalam Tabel 2.5 mengenai standar ketebalan pasien yang biasa digunakan dalam pembuatan phantom. Kesesuaian antara ketebalan pasien dan ketebalan bahan sangat berhubungan erat. Faktor ketebalan adalah faktor yang paling dominan mempengaruhi nilai *Entrance Skin Exposure* yang diperoleh. *Entrance Skin Exposure* yang diperoleh merupakan tolak ukur besar dosis radiasi yang diterima phantom sehingga intensitas maksimum yang mengenai jaringan manusia dapat terpantau karena masing-masing bagian tubuh memiliki standar ketebalan tersendiri dalam membuat phantom.

2.11 Faktor Yang Memengaruhi Penyinaran Radiasi Pada Phantom

Pada pesawat konvensional sinar X terdapat empat pengaturan yang sangat berperan dalam penentuan dosis serap radiasi pada bahan. Faktor yang mempengaruhi radiasi diantaranya sebagai berikut:

2.11.1 Pengaturan arus berkas elektron x waktu (mAs)

Miliamper sekon atau yang disebut mAs merupakan arus berkas elektron tabung dalam miliamper yang dikalikan dengan waktu penyinaran dalam satu detik (Bapeten, 2004). Miliamper sekon adalah satuan yang digunakan untuk mengukur jumlah elektron yang bergerak dari filamen panas (katode) ke target (anode) setiap detik. Panas dari filamen ini akan mengontrol jumlah elektron yang diproduksi. Semakin panas filamen, jumlah elektron yang terpancar ke bahan semakin besar (Dowd dan Tilson, 1999). Pengaturan arus berkas elektron (mA) dimaksudkan untuk mengatur arus filamen pada tabung sinar X. Pengaturan arus filamen menyebabkan perubahan jumlah elektron yang dihasilkan filamen sehingga mempengaruhi intensitas sinar X. Paparan sinar X yang terjadi sebanding dengan besarnya arus tabung.

2.11.2 Pengaturan tegangan diantara anoda dan katoda (kV)

Untuk menghasilkan sinar X dalam tabung dibutuhkan energi yang sangat besar. Energi yang diperlukan diperoleh dari tegangan tinggi (kV) untuk mendorong elektron dari katoda ke anoda

(sel target). Pada saat penarikan elektron menuju sel target diperlukan beda potensial yang tinggi, beda potensial ini yang dinamakan besaran kilovoltage (kV).

Tegangan tabung menentukan kualitas radiasi atau daya tembus sinar X yang dihasilkan. Semakin tinggi tegangan yang digunakan oleh suatu sumber, maka semakin tinggi daya tembus foton sinar X (Dahryan dan Azam, 2009).

2.11.3 Pengaruh jarak dan waktu

Di samping arus (mA) dan tegangan (kV), jarak dan waktu penyinaran juga berpengaruh pada intensitas radiasi yang diterima phantom. Jarak yang diambil untuk melakukan penyinaran didasarkan pada ketetapan radiographer, sedang waktu penyinaran tergantung pada mAs yang ditentukan. Waktu yang lama inilah yang akan menentukan kuantitas sinar X yang dihasilkan sehingga mempengaruhi dosis serap yang diterima bahan (Suyatno, 2008).

2.11.4 Pengaruh ketebalan dari objek

Kuantitas radiasi hambur mencapai titik jenuh seiring dengan kenaikan ketebalan material yang dilalui foton. Jumlah total dari radiasi hambur akan mengalami kenaikan dengan bertambahnya ketebalan material. Maka dari itu ketebalan dari objek akan berpengaruh terhadap dosis masuk (*entrance skin exposure*) dan dosis keluar (*exit*) (Pratiwi, 2006). Dosis masuk menggambarkan dosis yang diterima pasien, sedangkan dosis keluar merupakan dosis yang mengenai kaset atau film radiografi.

Bahan yang tebal akan lebih banyak menyerap sinar X dibanding dengan bahan yang tipis bila unsur penyusunnya sama. Jika dihubungkan dengan studi proteksi radiasi penyerapan sinar X oleh tubuh tidak sama, hal ini tergantung dari materi penyusun organ manusia seperti tulang, otot atau daging. Bila sinar X dikenai pada tulang maka tulang akan lebih banyak menyerap sinar X dibanding dengan otot atau daging. Begitu pula dengan bagian tulang yang sakit atau daging akan lebih besar menyerap sinar X lebih banyak dibanding kondisi normal. Sehingga tebal atau tidaknya sebuah phantom dapat disesuaikan dengan ukuran dari tubuh pasien.

2.12 Pengaruh Radiasi Pengan

Radiasi yang dipancarkan oleh sinar X dapat menimbulkan efek samping yang berbahaya bagi manusia terutama bagi pekerja radiasi. Maka dari itu tindakan pengamanan baik pekerja ataupun pasien sangat diperlukan untuk meminimalisasi dampak yang ditimbulkan.

Pengaruh radiasi yang terpancar ke tubuh secara langsung maupun tidak langsung memberikan dampak negatif dalam tubuh diantaranya terjadi mutasi gen, ataupun cacat permanen. Kerusakan akibat paparan sinar radiasi berbeda dengan kerusakan lainnya, karena efek radiasi dapat menimbulkan proses ionisasi di dalam sel. Akibat pengaruh radiasi inilah yang menyebabkan terhambatnya reproduksi sel mulai dari bentuk dan strukturnya.

2.13 Efek Biologis yang Timbul Akibat Radiasi Pengan

Efek biologis kerusakan sel tergantung pada tingkat kerusakan akibat proses sebelumnya. Kerusakan sel dapat mengakibatkan beberapa dampak langsung diantaranya kematian sel dan terjadi perubahan permanen pada sel anak setelah terjadi pembelahan sel induk, sehingga pembelahan sel menjadi terhambat (Wardhana, 2007).

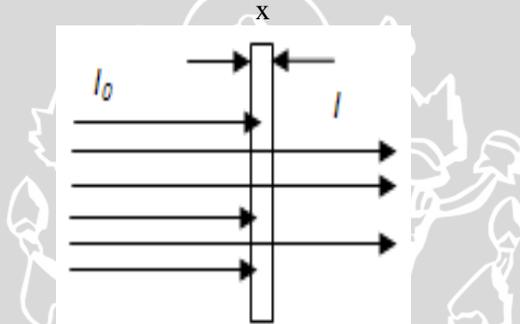
Berdasarkan efek biologis yang ditimbulkan ini, Komisi International Perlindungan Radiasi (ICRP) membagi efek radiasi pengan terhadap tubuh menjadi 2, yaitu efek stokastik dan efek deterministik.

- a. Efek stokastik adalah efek yang muncul dan tidak bisa dipastikan tetapi tingkat kemunculannya dipastikan menurut data yang ada. Efek ini tidak mengenal dosis ambang dan berkaitan dengan paparan dosis rendah. Kemunculan efek stokastik berlangsung lama setelah terjadinya penyinaran.
- b. Efek deterministik adalah efek yang muncul berkaitan dengan paparan radiasi dosis tinggi dan efeknya langsung dapat dirasakan oleh individu yang terkena radiasi. Efek ini muncul seketika sampai beberapa minggu setelah penyinaran. Efek ini mengenal dosis ambang, sehingga hanya radiasi dengan dosis ambang tertentu yang dapat menimbulkan efek, sedang radiasi yang berada di bawah dosis ambang tidak menimbulkan efek.

Selain efek radiasi yang telah dipaparkan oleh ICRP diatas, efek biologis dibagi menjadi 2 bagian yaitu efek somatis dan efek genetik. Efek Somatis adalah efek yang timbul secara langsung pada individu yang terpapar radiasi, sedang efek genetik adalah efek radiasi yang terjadi pada keturunan dari individu yang terkena radiasi.

2.14 Proses Pelemahan Intensitas Radiasi

Saat radiasi elektromagnetik masuk ke dalam bahan perisai, sebagian besar radiasi akan terserap atau teratenuasi oleh bahan, akibatnya intensitas radiasi setelah memasuki bahan penyerap lebih kecil dibandingkan intensitas semula. Proses penyerapan radiasi sinar X ditunjukkan pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Proses Penyerapan Intensitas Radiasi Elektromagnetik oleh Perisai

Intensitas radiasi elektromagnetik setelah mengenai bahan penyerap akan berkurang, tetapi energi radiasi elektromagnetik yang lolos dari bahan tidak berkurang, intensitas yang berkurang ini akibat foton-foton yang terhambur ke permukaan bahan (Akhadi, 2000). Hubungan antara intensitas radiasi yang datang (I_0) dan intensitas yang diteruskan (I) setelah melalui bahan penyerap setebal x adalah sebagai berikut

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.11)$$

dengan

- I = Intensitas radiasi setelah menembus bahan setebal x
- I_0 = Intensitas radiasi yang jatuh pada permukaan material
- μ = Koefisien atenuasi linear
- x = Ketebalan bahan

2.15 Koefisien Atenuasi Linear

Koefisien atenuasi linear (μ) merupakan parameter pengukuran kuantitas radiasi sinar X saat menembus ketebalan suatu material melalui proses absorpsi (penyerapan) atau deflasi (hamburan) foton dari berkas sinar X. Koefisien atenuasi linier untuk material bergantung pada energi foton sinar X dan nomor atomnya.

Koefisien atenuasi linier suatu material akan berubah bila energi foton sinar X berubah. Foton sinar X energi rendah akan teratenuasi lebih banyak dibandingkan foton sinar X energi tinggi. Penambahan energi sinar X akan meningkatkan jumlah foton yang ditransmisikan sehingga dapat mengurangi kuantitas radiasi yang teratenuasi. Hal ini mengakibatkan terjadinya perubahan besarnya intensitas sinar X yang menembus materi.

Koefisien atenuasi linier adalah fraksi sebenarnya foton yang berinteraksi per unit ketebalan satu material. Nilai koefisien atenuasi linier menunjukkan tingkat dimana foton berinteraksi ketika radiasi bergerak melalui pancaran dan nomor materi. Tingkat dimana foton berinteraksi (nilai koefisien atenuasi) ditentukan oleh energi dari foton individu dan nomor atom serta densitas material (Sprawls, 2006).

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

3.1.1 Waktu

Perancangan *skull phantom* dimulai pada tanggal 28 September 2010-4 Oktober 2010. Perakitan objek penelitian ini berlokasi di pasar besar malang dengan mengacu pada ukuran standarisasi dari AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) No. 31.

3.1.2 Tempat Penelitian

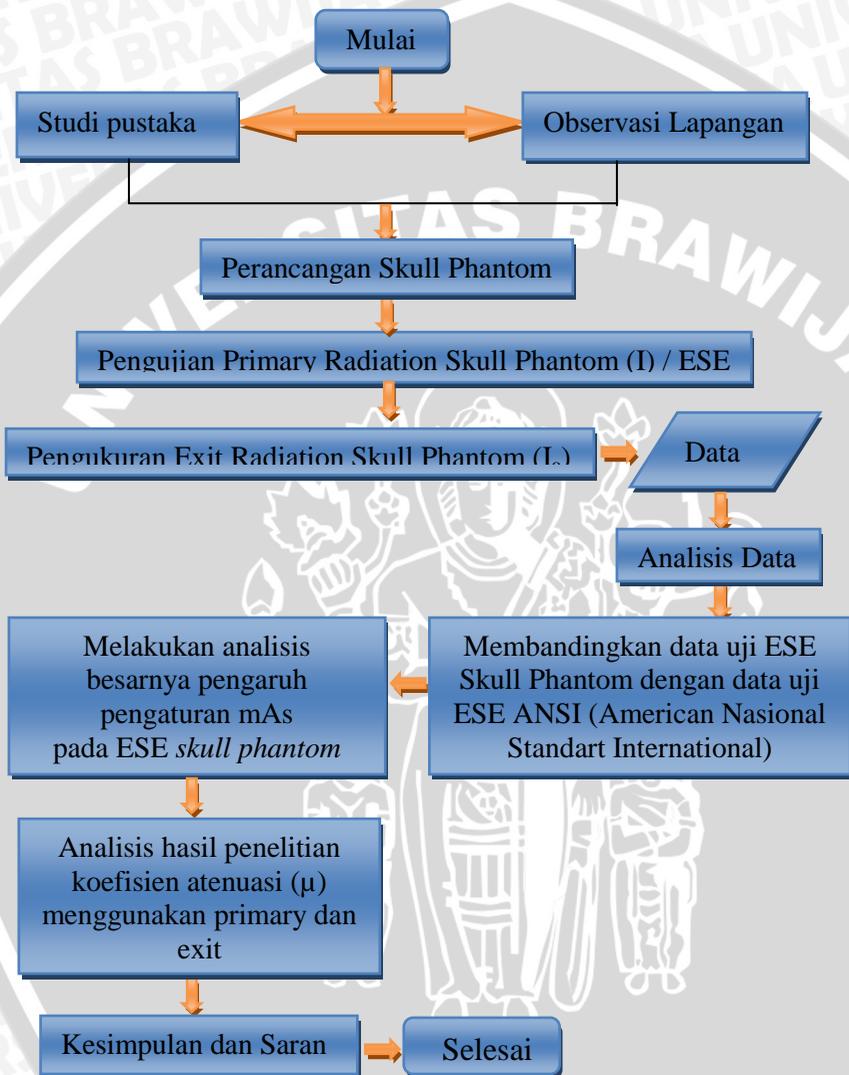
Pengujian phantom dilakukan di Laboratorium Radiasi, Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya, dimulai pada tanggal 10 Maret 2011 untuk tahap pertama pengambilan data, dan tahap kedua pada tanggal 21 Maret 2011.

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

Dalam penelitian kali ini bahan yang diperlukan untuk membuat *skull phantom* yaitu akrilik atau Polymetyl methacrylate (PMMA) dan aluminium tipe 1100. Pembuatan phantom disesuaikan dengan standar AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) No. 31. Perincian bahan yang digunakan dalam susunan phantom yaitu 6 buah akrilik ukuran 30cmx30cmx15,54cm, 3 lembar aluminium tipe 1100 berukuran 30cmx30cmx15cm dengan ketebalan masing-masing 1 mm.

Sumber radiasi yang digunakan adalah pesawat sinar X jenis Trophy Omnic N60 dan untuk pengujian dosis serap *skull phantom* menggunakan detektor radiasi *Ionisation Chamber*.

3.3 Tahapan Penelitian



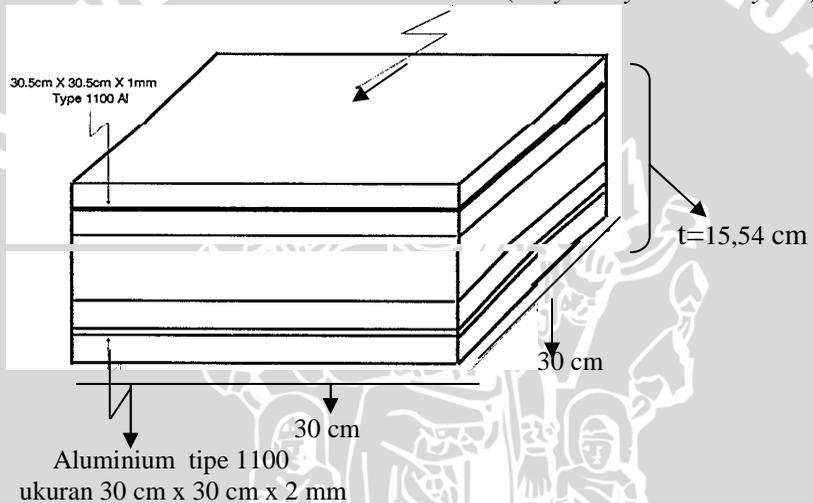
Gambar 3.1 Diagram Alir Tahap Penelitian.

3.4 Langkah-langkah Penelitian

3.4.1 Rancangan *Skull Phantom*

Dalam perancangan *skull phantom*, bahan yang akan dipergunakan yaitu akrilik (*Polymethyl Methacrylate*) dan aluminium. Bahan ini disesuaikan dengan komposisi kepala yang sebagian besar terdiri dari tulang tengkorak sehingga sebagai pengganti tulang digunakan aluminium. Sedangkan akrilik digunakan sebagai bahan pengganti jaringan lunak pada kepala. Ukuran perancangan *skull phantom* disesuaikan dengan standar AAPM No. 31 seperti yang dirancang pada Gambar 3.2.

Akrilik (*Polymethyl Methacrylate*)



Gambar 3.2 Rancangan Skull Phantom (AAPM, 1991).

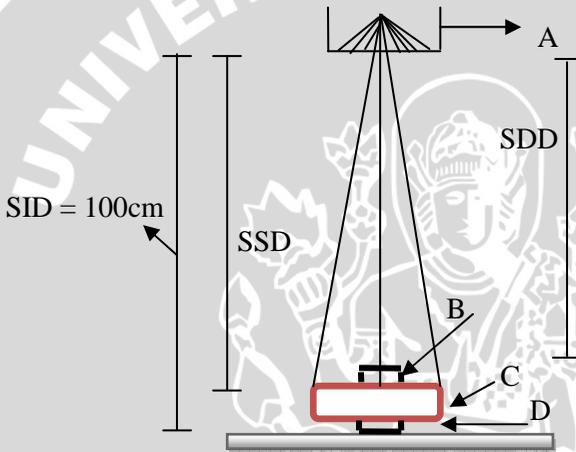
3.4.2 Uji Kelayakan *Skull Phantom*

A. Persiapan pengukuran *Entrance Skin Exposure (ESE) skull phantom*.

Sebelum melakukan pengukuran, sebuah alat harus dilakukan kalibrasi terlebih dahulu agar hasil yang diperoleh sesuai dengan standart pengukuran yang benar dan mengurangi tingkat kesalahan dari alat sehingga hasil yang diperoleh valid. Penelitian ini menggunakan sumber radiasi berupa sinar X dan alat detektor

ionisasi chamber. Kedua alat ini telah dikalibrasi manual oleh BPFK sendiri.

Pada pengukuran ini, langkah pertama yang harus dilakukan yaitu mengukur *primary radiation* (ESE). Pengukuran ini bertujuan untuk mencari dosis serap yang diterima tubuh saat radiasi mengenai kulit. Sumber radiasi sinar X dan meja pasien diatur dengan jarak 100 cm sebagai SID (Source Image Distance). Standar jarak SID adalah standar minimum yang digunakan radiographer pada *skull phantom* dengan kondisi badan pasien berukuran sedang. Susunan pengukuran *skull phantom* terlihat pada Gambar 3.3



Gambar 3.3 Letak Phantom, Detektor dan Sumber Radiasi Pengukuran *Skull Phantom*. Dengan A adalah sumber radiasi sinar X, B adalah detektor radiasi *Ionisation Chamber* untuk penyinaran *Entrance Skin Exposure* (ESE), C adalah *skull phantom*, dan D adalah detektor radiasi *Ionisation Chamber* untuk *exit radiation*.

Phantom kepala diletakkan dimeja pasien pada posisi tegak lurus dengan sumber radiasi. Jarak antara sumber radiasi dengan permukaan phantom dicatat sebagai *Source Skin Distance* (SSD). Sedangkan antara sumber radiasi dengan detektor dicatat sebagai SDD (*Source Detector Distance*). Sebelum sumber radiasi dihidupkan, kolimator terlebih dahulu diatur untuk lapangan radiasinya. Lapangan radiasi sinar X diatur 25cmx25cm. Pengaturan ini bertujuan agar sinar X yang dipancarkan tidak melebar kemana-mana. Sedangkan jarak antara sumber radiasi dengan detektor

Ionisation Chamber dicatat sebagai SDD yakni jarak ketika detektor berada diatas phantom, dan ketika detektor berada dibawah phantom.

B. Pengukuran *Entrance Skin Exposure* (ESE) atau *Primary Radiation Skull Phantom*.

Pengukuran ESE menggunakan generator sinar X diatur pada tegangan 83 kV dengan 10 mAs. Dosis yang tertera pada detektor Ionisasi Chamber dicatat sebagai dosis ESE atau dosis permukaan, selanjutnya dilakukan penyinaran untuk mAs yang berbeda-beda, yaitu 12 mAs, 15 mAs, 20 mAs, dan 25 mAs. Tiap kali penyinaran dilakukan pengulangan sebanyak 4 kali. Begitu juga dengan tegangan 90 kV menggunakan mAs yang sama seperti tegangan 83 kV beserta pengulangannya.

C. Pengukuran *Exit Radiation Skull Phantom*.

Selain pengukuran ESE, uji *exit radiation* juga perlu dilakukan untuk mengetahui dosis yang terdeteksi di bawah phantom. Letak phantom maupun sumber radiasi sama dengan uji *primary radiation*, yang berbeda adalah peletakan detektor radiasi yang diletakkan dibawah phantom. Dengan begitu akan diperoleh dosis *exit* radiasi. Besar tegangan dan mAs yang digunakan sama dengan pengukuran sebelumnya yaitu menggunakan tegangan 83 kV dan 90 kV dengan mAs mulai dari 10 mAs, 12 mAs, 15 mAs, 20 mAs, dan 25 mAs. Kemudian dilakukan pengulangan untuk pengambilan data sebanyak 4 kali untuk masing-masing mAs.

3.5 Analisis Data

Jika pada saat pengukuran, diperoleh satuan dosis serap yang belum sesuai dengan standar internasional (SI), maka satuan tersebut terlebih dahulu harus dikonversi agar sesuai dengan standarnya. Analisis data dilakukan dengan membandingkan nilai ESE dari penelitian dengan ESE dari laporan AAPM 31.

3.5.1 Analisis nilai ESE *Skull Phantom* terhadap pengaturan mAs

Hubungan nilai ESE *Skull Phantom* terhadap pengaturan mAs akan dibandingkan melalui grafik untuk mengetahui seberapa besar pengaruh intensitas radiasi terhadap ESE yang diperoleh.

3.5.2 Analisis Koefisien Atenuasi Linier dari *Skull Phantom*

Untuk mencari koefisien atenuasi linier (μ) dari *skull phantom*, ESE dari hasil *primary radiation* dan *exit radiation* yang diperoleh dimasukkan ke persamaan

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.1)$$

Dengan memperoleh *primary radiation* (I_0) dan *exit radiation* (I) serta ketebalan dari bahan (x), koefisien atenuasi (μ) dapat dicari melalui penurunan rumus tersebut. Koefisien atenuasi linier yang di peroleh akan dibandingkan dengan koefisien atenuasi linier dari bahan akrilik.

3.5.3 Analisis ESE *Skull Phantom* dibandingkan dengan hasil uji phantom buatan ANSI

Dalam mengukur dosis radiasi yang terbaca langsung pada detektor, baik yang berada pada permukaan phantom (*primary radiation*) maupun yang di bawah phantom (*exit radiation*) diperoleh dosis ESE dalam satuan *milirontgen*. Satuan *milirontgen* akan dikonversi ke dalam satuan C/kg, dengan mengalikan besar ESE yang terukur dengan $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg, karena $1R=2,58 \times 10^{-4}$ C/kg. Besar ESE yang telah dikonversi dibandingkan dengan ESE dari AAPM No.31 sesuai Tabel 2.4 (pada bab II), kemudian dibandingkan pula dengan hasil uji phantom yang dibuat oleh ANSI.

3.5.4 Analisis dosis serap *Skull Phantom*

Besarnya dosis serap yang diterima bahan baik *primary radiation* ataupun *exit radiation* dapat diketahui dengan mengalikan dosis yang teratenuasi dengan faktor kalibrasi dari suatu alat yaitu sebesar 1,00 J/kg. Alat yang digunakan untuk mengukur dosis serap menggunakan detektor *ionisasi chamber*.

3.5.5 Identifikasi Tegangan, Kualitas Radiasi Sinar X Hasil Penelitian dengan Energi *Mass Atenuation Coeffisient* (μ/p) yang dipublikasikan NIST dari Literatur

Setelah mengetahui nilai tegangan, kualitas radiasi sinar X dari hasil penelitian kemudian hasilnya dihubungkan dengan grafik acuan Energi *X-ray Mass Atenuation Coeffisient* (μ/p) NIST dari literatur untuk mengetahui sejauh mana tingkat kelayakan sebuah phantom.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Penelitian

4.1.1 Hasil pengukuran ESE *primary radiation skull phantom*

Saat penyinaran sinar X terhadap tubuh manusia, organ yang menerima radiasi pertama kali adalah bagian kulit paling luar yang berhadapan langsung dengan sumber radiasi, sehingga penerimaan maksimum yang diterima oleh tubuh adalah dosis yang berada dipermukaan tubuh (*primary radiation*) atau dikenal dengan *Entrance Skin Exposure (ESE)*.

Pengukuran *primary radiation* atau ESE pada phantom kepala didapat dengan mengukur besar intensitas radiasi yang diterima dipermukaan phantom, sehingga radiasi yang diukur tidak hanya besar intensitas radiasi yang datang langsung dari pesawat sinar-X tapi juga intensitas radiasi yang terhambur di permukaan phantom. Hal ini dikarenakan kemampuan detektor yang dapat mendeteksi intensitas radiasi pada bahan. Berikut data hasil pengukuran *primary radiation* dari *skull phantom*, dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil pengukuran *primary radiation skull phantom* (pantom kepala).

Tegangan Tabung (kV)	Kuat Arus (mAs)	Dosis Serap (Gy)	ESE	
			mR(konversi dari Gray)	10 ⁻⁶ C/kg
83	10	559,8 μ	64,34	16,60
	12	652,8 μ	75,03	19,35
	15	831,2 μ	95,54	24,64
	20	1,081 mili	124,25	32,05
	25	1,374 mili	157,93	40,74
90	10	601,4 μ	69,12	17,83
	12	694,4 μ	79,81	20,59
	15	903,7 μ	103,87	26,79
	20	1,222 mili	140,11	36,14
	25	1,469 mili	167,81	43,29

Sebagai bahan dasar pembuat phantom, akrilik dan aluminium adalah jenis bahan yang dipilih sebagai salah satu bahan penyusun phantom karena memiliki densitas yang hampir sama dengan organ tubuh manusia sesuai dengan laporan AAPM no. 31 yang telah dipublikasikan oleh *American Institute of Physics*.

Pengukuran ESE pada *skull phantom* ini menggunakan tegangan input, yakni 83 kV dan 90 kV. Pada setiap tegangan digunakan kuat arus dan waktu (mAs) yang berbeda-beda, yaitu 10, 12, 15, 20 dan 25 mAs. Pengaturan tegangan dan mAs bertujuan untuk mengukur perbedaan ESE yang dikontrol melalui pesawat sinar X. Pengaturan ini disesuaikan dengan standar yang ditetapkan oleh instansi untuk *Skull Phantom*. Menurut Jenkins (1988), teknik standar yang digunakan dalam pengukuran radiografi *skull phantom* ada 2 yaitu teknik standar rendah dan teknik standar tinggi. Teknik standar rendah menggunakan tegangan berkisar antara 60 kV - 140 kV, sedangkan teknik standar tinggi menggunakan tegangan antara 150 kV - 250 kV. Dapat dikatakan bahwa penelitian ini menggunakan teknik standar rendah, hal ini didasarkan pada rentang tegangan yang digunakan.

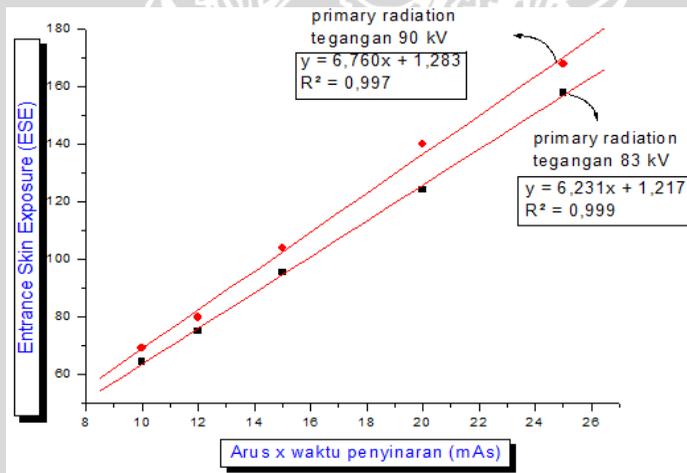
Besar ESE yang ditunjukkan pada Tabel 4.1 memiliki kedekatan dengan phantom yang dibuat oleh ANSI. Hasil ESE *skull phantom* dilihat dari tegangan paling tinggi dan kuat arus paling besar berdasarkan penelitian adalah sebesar $43,29 \times 10^{-6}$ C/kg, sedangkan ESE yang dibuat ANSI yakni sebesar $54,44 \times 10^{-6}$ C/kg dengan ralat sebesar $20,90 \times 10^{-6}$ C/kg. Terdapat selisih yang cukup signifikan pada data tersebut. Perbedaan ini disebabkan karena densitas pada bahan akrilik (PMMA). Akrilik yang digunakan dalam penelitian adalah akrilik yang dijual bebas dipasaran sehingga tidak diketahui struktur penyusunnya, sedangkan bahan akrilik yang dibuat oleh ANSI sudah dilakukan uji standar. Sehingga nilai ESE berbeda dengan hasil yang diperoleh pada uji standar ANSI.

Perbedaan densitas mempengaruhi interaksi sinar X dengan bahan. Semakin tinggi nilai densitas suatu bahan semakin tinggi pula interaksi atom yang ditimbulkan akibat pengaruh sinar X yang diserap bahan maupun yang dihamburkan dipermukaan bahan (Wahyuni, 2010). Karena densitas bahan yang besar akan membuat atom yang berinteraksi dengan foton lebih banyak, sehingga meningkatkan foton hambur di permukaan bahan.

Selain perbedaan densitas, pengukuran ESE pada *skull phantom* juga berpengaruh. Dalam panduan AAPM no. 31, jarak antara sumber radiasi ke phantom (SID), tegangan (kV), kuat arus (mAs) dan waktu tidak diketahui secara pasti, yang diketahui hanya ketebalan. Sehingga SID, kV, dan mAs yang digunakan disesuaikan dengan standar yang digunakan di instansi tempat penelitian. Jarak antara sumber radiasi ke phantom (SID) menggunakan 100 cm, tegangan berkisar pada rentang antara 60 kV-140 kV, mAs diantara rentang 10 mAs-30 mAs. Sedangkan ketebalan yang digunakan untuk *skull phantom* yakni 15,4 cm.

4.2 Analisis nilai ESE *Skull Phantom* atau *Primary Radiation* terhadap pengaturan mAs

Bagian paling utama pada tabung sinar X yakni sumber tegangan dan tombol pengatur untuk mengatur kuat arus dan waktu yang digunakan. Penentuan kuat arus dan waktu ini mempengaruhi nilai ESE *skull phantom* pada hasil pengukuran. Hubungan antara ESE dan kuat arus (mAs) ditunjukkan pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Grafik pengaruh pengaturan mAs terhadap hasil ESE *Skull Phantom*.

Pada Gambar 4.3 dapat dilihat bagaimana ketergantungan antara pengaturan kuat arus dan waktu terhadap ESE menunjukkan

bahwa semakin besar mAs yang diberikan akan berpengaruh pada nilai ESE. Besaran mAs merupakan parameter penting dalam penentuan ESE karena berpengaruh pada pengukuran dosis radiasi yang diterima oleh tubuh. Perubahan mAs mempunyai efek yang lebih besar dibandingkan dengan tegangan.

Pada tegangan 83 kV, nilai ESE yang terukur lebih kecil dibandingkan dengan tegangan 90 kV, akibat adanya beda potensial kecepatan muatan menarik elektron lebih rendah sehingga energi maksimum yang terbentuk juga lebih rendah. Semakin besar mAs yang digunakan, semakin besar pula kecepatan muatan elektron yang ditembakkan ke objek, begitu pula sebaliknya. Hal ini terlihat pada hasil regresi dari grafik fungsi linier, pada tegangan 83 kV menunjukkan regresi 0,999 dan tegangan 90 kV menunjukkan regresi 0,997.

Jika dilihat dari bentuk grafik fungsi linier antara tegangan 83 kV dan 90 kV hampir berdekatan, yang membedakan adalah titik persebaran dari masing-masing data. Sehingga garis rerata yang diperoleh dari ESE *skull phantom* dan mAs sangat teratur. Kenaikan garis pada sumbu X (mAs) selalu diikuti dengan kenaikan sumbu Y (ESE). Hal tersebut sesuai dengan referensi yang menyatakan bahwa variabel tetap (mAs) akan selalu mempengaruhi variabel tak tetap (ESE).

4.3 Analisis Koefisien Atenuasi Linier dari Skull Phantom

Nilai koefisien atenuasi linier (μ) phantom secara langsung dipengaruhi oleh besarnya radiasi sinar X yang masuk maupun radiasi yang keluar. Untuk mencari koefisien atenuasi linier perlu pendekatan matematis menggunakan persamaan 3.1, yakni dengan memasukkan nilai *primary radiation* (I_0) sebagai radiasi masuk dan *exit radiation* (I) sebagai radiasi keluar, serta X sebagai ketebalan, maka diperoleh nilai atenuasi (μ) seperti yang terlihat pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2 Koefisien atenuasi hasil perhitungan pada *Skull Phantom*

a. kV = 83

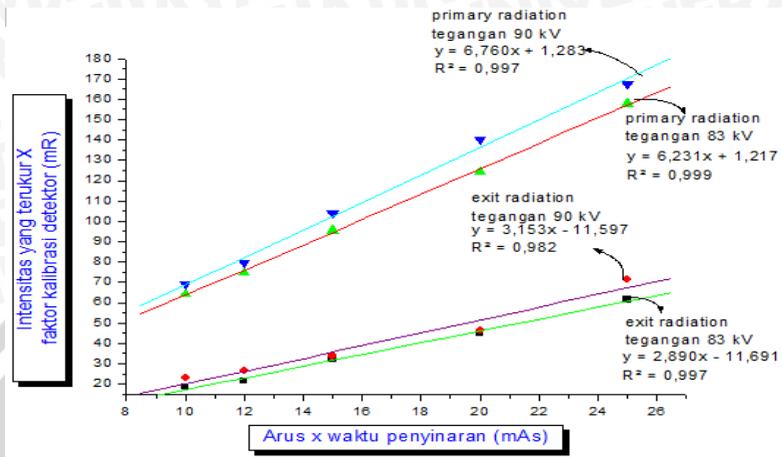
kV	mAs	Radiasi Masuk (I_0) dalam mR	Radiasi Keluar (I) dalam mR	Koefisien atenuasi linier (μ) <i>skull phantom</i> (cm^{-1})
83	10	64,34	2,13	0,21
	12	75,03	2,48	0,21
	15	95,54	3,67	0,20
	20	124,25	5,14	0,20
	25	157,93	7,06	0,19

b. kV = 90

kV	mAs	Radiasi Masuk (I_0) dalam mR	Radiasi Keluar (I) dalam mR	Koefisien atenuasi linier (μ) <i>skull phantom</i> (cm^{-1})
90	10	69,12	2,64	0,21
	12	79,81	3,05	0,21
	15	103,07	3,91	0,21
	20	140,11	5,37	0,21
	25	168,81	8,27	0,19

Setelah diperoleh intensitas radiasi yang masuk dan yang keluar, maka koefisien atenuasi *skull phantom* pun dapat diperoleh. Besar koefisien atenuasi (μ) *skull phantom* menunjukkan atenuasi rata-rata sebesar $0,202 \text{ cm}^{-1}$ untuk 83 kV dan atenuasi rata-rata sebesar $0,206 \text{ cm}^{-1}$ untuk 90 kV. Terdapat selisih yang tidak terlalu jauh dari kedua tegangan tersebut, hanya saja pada saat mAs 25 koefisien atenuasi mulai berkurang, hal ini disebabkan karena pemakaian sinar X yang terlalu lama pada saat pengukuran, sehingga menyebabkan daya tembus tidak hanya berkurang tetapi jg tidak stabil.

Koefisien atenuasi *skull phantom* dihitung melalui pengukuran intensitas radiasi yang diterima oleh bahan maupun intensitas radiasi yang teratenuasi atau terserap oleh bahan. Hubungan antara mAs dengan intensitas radiasi yang terukur ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Grafik pengaruh pengaturan mAs terhadap intensitas radiasi yang terukur pada permukaan atas dan permukaan bawah phantom.

Intensitas radiasi yang terukur pada permukaan atas phantom maupun permukaan bawah phantom berupa grafik diperoleh dengan mengalikan hasil pengukuran dengan faktor kalibrasi dari alat ukur yang digunakan. Faktor kalibrasi detektor *ionisasi chamber* sebesar 1,00 j/kg.

Berdasarkan grafik antara kuat arus (mAs) dengan intensitas radiasi yang terukur menunjukkan adanya hubungan linier. Artinya intensitas yang terukur baik diatas permukaan maupun dibawah phantom dipengaruhi oleh pengaturan mAs pada sinar X. Intensitas radiasi yang terukur diatas phantom (*primary radiation*), tegangan 83 kV dan 90 kV mengalami kenaikan secara signifikan dengan pola titik persebarannya merata berada pada garis regresi linier. Tetapi untuk dosis serap yang terukur dibawah phantom (*exit radiation*) pola titik persebaran ada yang saling berimpit, ada juga yang saling terpisah. Hal ini dikarenakan pengaruh pengaturan mAs dimana arus tabung dan waktu sangat berperan terhadap besar kecilnya peningkatan intensitas paparan radiasi. Semakin besar pengaturan mAs semakin besar pula peningkatan intensitas paparan radiasi.

Selain mAs, faktor ketebalan juga berpengaruh pada *primary radiation* dan *exit radiation*. Kuantitas radiasi hambur mencapai titik jenuh seiring dengan kenaikan ketebalan material yang dilalui foton.

Jumlah total hambur akan mengalami kenaikan dengan bertambahnya ketebalan material (Pratiwi, 2006). Maka dari itu ketebalan objek berpengaruh terhadap dosis masuk maupun keluar.

Exit Radiation yang terukur pada tegangan 83 kV lebih rendah dibandingkan tegangan 90 kV. Hal ini terjadi karena pengaturan tegangan mempengaruhi daya tembus sinar X. Semakin tinggi tegangan yang digunakan maka semakin tinggi pula muatan yang terbentuk. Foton sinar X yang diproduksi pada tegangan tinggi mempunyai energi yang dapat menembus material lebih mudah daripada foton yang berenergi lebih rendah. Sehingga fungsi dari tegangan sangat berpengaruh pula pada kelinearitas grafik yang semakin meningkat dalam penelitian.

4.4 Identifikasi Tegangan, Kualitas Radiasi Sinar X Hasil Penelitian dengan Energi *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) yang dipublikasikan NIST dari Literatur

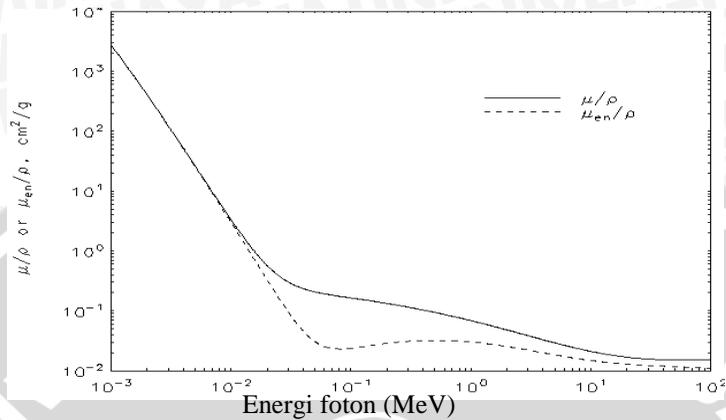
Pengukuran dosis radiasi sinar X pada phantom kepala menggunakan detektor *ionisasi chamber* yang diletakkan diatas maupun dibawah permukaan phantom untuk mendeteksi input maupun output radiasi sinar X. Radiasi menurut bahasa dapat diartikan sebuah pancaran energi melalui media materi dari sumber radiasi. Sehingga dalam pengukuran radiasi, faktor tegangan memiliki peranan penting, yang mana tegangan mempengaruhi hasil keluaran.

Pengaturan tegangan pada pengujian *skull phantom* mempengaruhi intensitas dan kualitas radiasi sinar X. Dalam pengujian ini, tegangan 83 kV dan 90 kV tidak diketahui secara pasti besar energi yang dikeluarkan. Sehingga untuk mengidentifikasi besar energi dilakukan pendekatan atau konversi yang dikaitkan dengan acuan nilai tegangan dan kualitas radiasi sinar X milik BPFK Surabaya pada Tabel 4.3, untuk mempermudah pembacaan Grafik 4.3 perbandingan energi dan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) publikasi NIST.

Tabel 4.3 Nilai faktor kalibrasi dan kualitas radiasi sinar X milik BPFK Surabaya.

Tube Voltage(kV)	Radiation Qualities (MeV)	Calibration Factor
60	0,047	1,02 ± 1,9%
100	0,084	0,72 ± 1,9%
150	0,121	0,80 ± 1,9%
200	0,171	0,94 ± 1,9%
250	0,218	1,02 ± 1,9%
¹³⁷ Cs	0,662	1,00 ± 14,9%
⁶⁰ Co	1,25	0,80 ± 1,7%

Pengukuran radiasi pada penelitian ini menggunakan tegangan 83 kV dan 90 kV, ini berarti tegangan tersebut berada pada kisaran tegangan antara 60 kV dan 100 kV. Karena selisih yang tidak terlalu jauh inilah rentang tegangan dijadikan acuan untuk menentukan kualitas pancaran radiasi sinar X pada penelitian. Kualitas radiasi yang dihasilkan tabung sinar X berkisar antara 0,047 MeV sampai 0,084 MeV. Rentang tegangan dan kualitas radiasi ini digunakan untuk mempermudah pembacaan gambar Grafik 4.3 acuan perbandingan energi dan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) yang dipublikasikan oleh NIST sebagai penentuan nilai akrilik dari literatur.



Gambar 4.3 Acuan Perbandingan Energi Foton (MeV), *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) dari NIST (Hubbell dan Seltzer, 1989)

Acuan perbandingan energi dan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) yang dipublikasikan oleh NIST pada Gambar 4.3 telah memiliki ketetapan nilai setiap energi fotonnya begitu pula dengan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ), masing-masing nilai terlampir dalam Tabel 4.4. Acuan ini kemudian dijadikan patokan untuk mengalisis hasil pengukuran dalam penelitian.

Tabel 4.4 Energi foton, Nilai Massa Koefisien Atenuasi Akrilik (PMMA) (μ/ρ), Massa Energi Koefisien Absorpsi berdasarkan Literatur (Hubbell dan Seltzer, 1989).

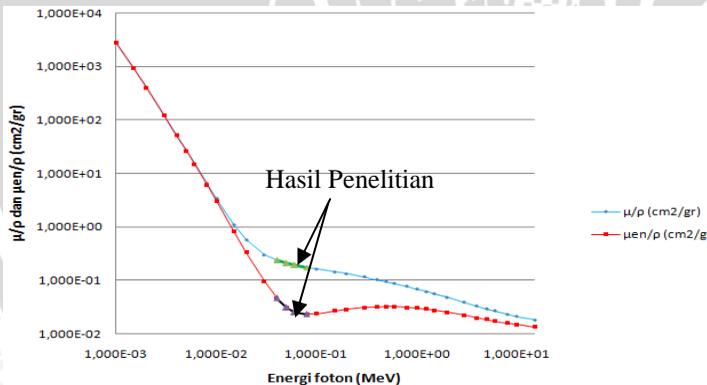
Energi (MeV)	Massa koefisien atenuasi akrilik (μ/ρ) (cm^2/gr)	Massa energi koefisien absorpsi (μ_{en}/ρ) (cm^2/gr)
$1,0 \times 10^{-3}$	$2,794 \times 10^{+3}$	$2,788 \times 10^{+3}$
$1,5 \times 10^{-3}$	$9,153 \times 10^{+2}$	$9,131 \times 10^{+2}$
$2,0 \times 10^{-3}$	$4,037 \times 10^{+2}$	$4,024 \times 10^{+2}$
$3,0 \times 10^{-3}$	$1,236 \times 10^{+2}$	$1,228 \times 10^{+2}$
$4,0 \times 10^{-3}$	$5,247 \times 10^{+1}$	$5,181 \times 10^{+1}$
$5,0 \times 10^{-3}$	$2,681 \times 10^{+1}$	$2,627 \times 10^{+1}$
$6,0 \times 10^{-3}$	$1,545 \times 10^{+1}$	$1,498 \times 10^{+1}$
$8,0 \times 10^{-3}$	$6,494 \times 10^{+0}$	$6,114 \times 10^{+0}$
$1,0 \times 10^{-2}$	$3,357 \times 10^{+0}$	$3,026 \times 10^{+0}$

Lanjutan Tabel 4.4

Energi (MeV)	Massa koefisien atenuasi akrilik (μ/ρ) (cm^2/gr)	Massa energi koefisien absorpsi (μ_{en}/ρ) (cm^2/gr)
$1,5 \times 10^{-2}$	$1,101 \times 10^{+0}$	$8,324 \times 10^{-1}$
$2,0 \times 10^{-2}$	$5,714 \times 10^{-1}$	$3,328 \times 10^{-1}$
$3,0 \times 10^{-2}$	$3,032 \times 10^{-1}$	$9,645 \times 10^{-2}$
$4,0 \times 10^{-2}$	$2,350 \times 10^{-1}$	$4,599 \times 10^{-2}$
$5,0 \times 10^{-2}$	$2,074 \times 10^{-1}$	$3,067 \times 10^{-2}$
$6,0 \times 10^{-2}$	$1,924 \times 10^{-1}$	$2,530 \times 10^{-2}$
$8,0 \times 10^{-2}$	$1,751 \times 10^{-1}$	$2,302 \times 10^{-2}$

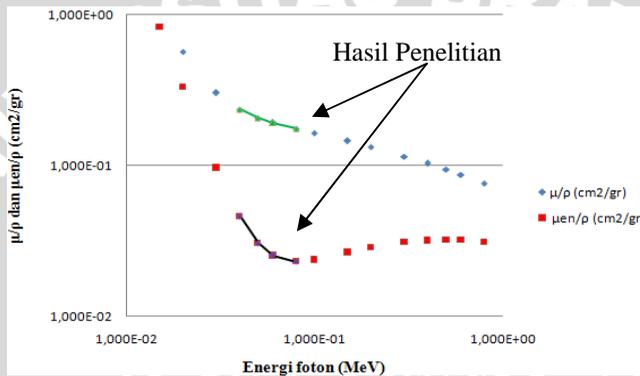
Telah teridentifikasi bahwa kualitas radiasi yang dihasilkan tabung sinar X pada tegangan 83 kV dan 90 kV saat penelitian berkisar antara 0,047 MeV sampai 0,084 MeV, ini berarti energi yang digunakan berkisar antara $4,0 \times 10^{-2}$ MeV sampai $8,0 \times 10^{-2}$ MeV. Dari energi inilah dapat diketahui nilai massa koefisien atenuasi akrilik (μ/ρ) berdasarkan literatur berada pada kisaran antara $2,350 \times 10^{-1}$ (cm^2/gr) sampai $1,751 \times 10^{-1}$ (cm^2/gr).

Merunut dari Gambar grafik 4.4, hasil penelitian yang telah diidentifikasi pada Tabel 4.5 kemudian digabungkan dengan hasil dari literatur seperti yang terlihat pada Gambar 4.5 berikut.



Gambar 4.5 Perbandingan Energi Foton (MeV), *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) dari NIST serta hasil penelitian.

Gambar grafik 4.5 menunjukkan hubungan antara energi foton (MeV) dengan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) (cm^2/gr) dan μ_{en}/ρ (cm^2/gr). Sumbu X menunjukkan energi foton dari sinar X, sedang sumbu Y menunjukkan massa koefisien atenuasi akrilik. Fungsi persamaan garis yang digunakan pada acuan merupakan fungsi logaritmik karena garis yang terbentuk melengkung ke bawah. Lebih jelasnya, gambaran energi foton pada Grafik 4.5 diatas serta hasil penelitian dapat dilihat perbesaran gambarnya pada Gambar 4.6

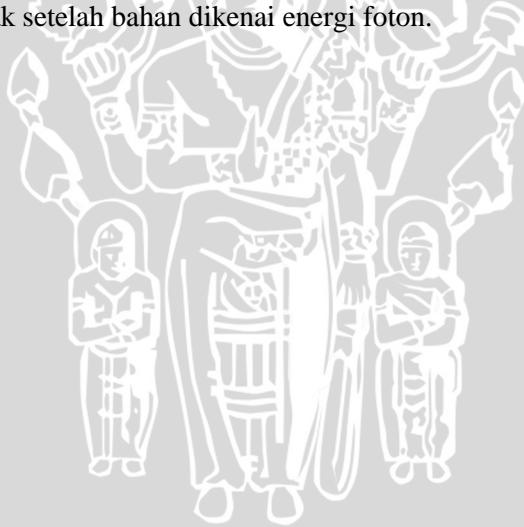


Gambar 4.6 Perbesaran titik perbandingan Energi Foton (MeV) dan *X-ray Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) dari NIST serta hasil penelitian.

Grafik perbandingan pada Gambar 4.6 menjelaskan adanya hubungan antara energi foton (MeV) dengan massa koefisien atenuasi dari bahan (μ/ρ) yang dihubungkan dengan hasil penelitian *skull phantom*. Nilai tertinggi hasil penelitian sebesar $4,0 \times 10^{-2}$ dan terendah sebesar $8,0 \times 10^{-2}$. Dari uji kelayakan dalam penelitian dapat diketahui bahwa bahan phantom telah mendekati nilai standar, hal ini diimbangi dengan penarikan garis lurus antara sumbu X dan Y yang berada di garis acuan standar *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ). Jika hasil yang diperoleh dari penelitian memiliki selisih garis yang cukup besar dari standar acuan, maka secara langsung akan berpengaruh pada kelayakan phantom yang dibuat. Hal ini dipengaruhi oleh sifat kehomogenitas bahan mendekati standar acuan.

Empat titik yang ditarik lurus menunjukkan hasil penelitian. Penarikan garis lurus tidak dimulai dari puncak tertinggi, karena dalam penelitian hanya mengambil 2 tegangan saja sehingga rentang energi yang dihasilkan dari penelitian hanya berada di tengah-tengah persebaran titik. Hal ini terlihat pada Gambar 4.6 perbesaran titik perbandingan energi foton (MeV) dan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dari NIST. Dalam penelitian ini hanya menggunakan dua tegangan sebagai input yaitu 83 kV dan 90 kV, sehingga data yang diperoleh dan dibandingkan hanya sedikit.

Sumbu X pada Grafik 4.6 merupakan *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) merupakan hasil interaksi foton sinar X dengan atom bahan dalam densitas areal atau masa persatuan luas (g/cm^2). Artinya penyerapan radiasi terjadi dalam setiap luasan bahan yang dikenai sinar X. *Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) mempengaruhi kualitas pancaran energi foton. Sedangkan sumbu Y merupakan *Mass Energy Absorpsi Coefficient Attenuation* (μ_{en}/ρ) berhubungan dengan energi yang ditransfer ke bahan yang menyebabkan partikel-partikel atom bergerak setelah bahan dikenai energi foton.



BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dapat disimpulkan bahwa nilai ESE phantom yang dibuat pada penelitian mempunyai nilai mendekati nilai ESE standar yang digunakan oleh AAPM no.31 yang menjadi acuan kelayakan phantom. Nilai ESE yang diperoleh pada penelitian sebesar $43,55 \times 10^{-6}$ C/kg, sedangkan nilai ESE yang dibuat ANSI sebesar $54,44 \times 10^{-6}$ C/kg dengan ralat sebesar $20,90 \times 10^{-6}$ C/kg. Penentuan nilai ESE didasarkan pada tegangan dan kuat arus paling besar.

Dalam pengukuran *primary radiation* dan *exit radiation* dapat ditentukan nilai atenuasi akrilik (μ) *skull phantom*. Nilai atenuasi menunjukkan nilai yang dekat dengan nilai atenuasi pada teori. Sehingga dapat disimpulkan bahwa akrilik yang dijual bebas dipasaran dapat dijadikan alternatif bahan pengganti phantom yang lebih murah dan mudah diperoleh, bila diimbangi dengan pengaturan tegangan dan mAs yang berbeda, karena semakin besar tegangan dan mAs yang diberikan pada bahan semakin besar pula ESE yang diperoleh.

5.2 Saran

Untuk penelitian selanjutnya, ada beberapa saran yang perlu dilakukan, antara lain:

1. Perlu dilakukan koreksi validasi bahan pembuat phantom dengan jaringan sebenarnya, untuk mengetahui kelayakan setiap material yang digunakan.
2. Nilai tegangan (kV) dan mAs pada *primary radiation* dan *exit radiation* hendaknya bervariasi sehingga terlihat jelas perbedaannya.
3. Perlu dilakukan identifikasi untuk mengetahui besarnya energi sinar X dan kualitas radiasi yang dihasilkan detektor serta jumlah energi yang diserap oleh medium.
4. Selain menggunakan aluminium dan akrilik perancangan phantom hendaknya menggunakan air sebagai bahan

perbandingan, karena tubuh manusia pada dasarnya memiliki komposisi sebesar 70% di bandingkan jaringan yang lain.

5. Untuk menguji kelayakan sebuah phantom, selain menguji bahan dengan dosis radiasi yang diberikan, ada pendekatan lain yang dapat digunakan yaitu dengan cara menebal tipiskan bahan sehingga diharapkan dapat mendekati nilai standar acuan.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR PUSTAKA

- AAPM. 1991. *Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures*. American Institute of Physics. New York.
- Akhadi, M. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. PT.Rineka Cipta. Jakarta.
- Anonimous. 2010^a. Gelombang Elektromagnetik. Diakses tanggal 1 Januari, 2011, dari <http://en.wikipedia.org/wiki/x-rays>.
- Anonimous. 2008^b. Prinsip Dasar Pengukuran Radiasi. Diakses tanggal 20 Juni 2011, dari <http://arifin.blog.mercubuana.ac.id/>.
- Anonimous. 2009^c. Dental Radiografi Prinsip dan Teknik. Diakses tanggal 18 Desember 2010, dari <http://www.usupress.html>.
- Anonimous. 2010^d. Prinsip Dasar Pengukuran Radiasi. Diakses tanggal 20 Juni, 2011, dari http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/PengukuranRadiasi/Dasar_00.htm.
- Anonimous. 2009^e. Material Akrilik Pantom. Diakses tanggal 6 Desember, 2010, dari <http://www.jrtassoc.com/index.html>.
- Bapeten. 2004. *Proteksi Radiasi dan Perkembangannya*. Jakarta, Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN).
- Bushong, S. C. 2001. *Radiologic Science For technology Physics, Biology, and Protection*. Mosby Inc. USA.
- Cember, H. 1983. *Pengantar Fisika Kesehatan*. IKIP Semarang Press. Semarang.
- Dhahryan dan M. Azam. 2009. Pengaruh Teknik Tegangan Tinggi Terhadap Entrance Skin Exposure (ESE) dan Laju Paparan Radiasi Hambur Pada Pemeriksaan Abdomen. *Jurnal Fisika*, **12**(1): 21-26.

- Dowd, S. B. dan E. R. Tison. 1999. *Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology-second edition*. Saunders. USA.
- Hubbell, J. H. dan S. M. Seltzer. 1989. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Element $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. *The National Institute Standards and Technology (NIST)*
- ICRU. 1989. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement Washington DC, USA, International Commission on Radiation Units and Measurement Report 44.
- Jenkins, D. 1988. *Radiographic Photographic and Imaging Process*. Mary Land Aspen Publication. New York.
- Lide, D. R. 2004. *Handbook Chemistry and Physics* CRC Press. New York.
- Maalej, N. 2004. Quality Control Procedures for Improving Diagnostic Imaging and Reducing Radiation Exposure to Patients. 113-121.
- Milvita, D., R. Mustika dan F. Nazir. 2010. *Analisis Korelasi Waktu Singgah terhadap Paparan Radiasi pada Pemeriksaan Renografi Pekerja Radiasi Di PTKMR Batan*. Badan Tenaga Atom Nuklir Nasional. Jakarta.
- Pratiwi, U. 2006. *Aplikasi Analisis Citra Detail Phantom Dengan Metode Konversi Data Digital Ke Data Matrik Untuk Meningkatkan Kontras Citra Menggunakan Film Image Plate.*, Fisika Universitas Sebelas Maret. Surakarta.
- Suyatno, F. 2008. *Aplikasi Radiasi Sinar X di Bidang Kedokteran Untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat*. Jakarta, Pusat Rekayasa Perangkat Nuklir-BATAN.
- Sprawls, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. Diakses tanggal 5 Maret 2011, dari <http://www.sprawls.org/ppmi2>.

Szeto, H. Y. 2003. *A Survey Of The Absorbed Dose Received By Patients Undergoing Diagnostic Axaminations at The Queen Mary Hospital*. Departemen of Physics And Material Science. City University of Hongkong.

Wahyuni, R. 2010. *Perancangan Chest Phantom Untuk Kalibrasi Dosis Serap Radiasi Sinar X Pada Chest PA Photo Diagnostic Dengan Metode Entrance Skin Exposure (ESE)*. Fisika Universitas Brawijaya. Malang.

Wardhana, W. A. 2007. *Teknologi Nuklir Proteksi Radiasi dan Aplikasinya*. ANDI. Yogyakarta.



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(halaman ini sengaja dikosongkan)



LAMPIRAN

Lampiran A.1. Data Hasil Pengukuran

A. Pengukuran *primary radiation skull phantom* (phantom kepala) menggunakan tegangan 83 kV

kV	mAs	Gy	Gy	Gy	Gy	Rata-rata (Gy)
83	10	559,8 μ	560,5 μ	550,3 μ	568,6 μ	559,8 μ
	12	640,1 μ	657,5 μ	652,8 μ	660,8 μ	652,8 μ
	15	811,7 μ	823,7 μ	831,2 μ	858,2 μ	831,2 μ
	20	1,081 mili	1,129 mili	1,001 mili	1,113 mili	1,081 mili
	25	1,313 mili	1,374 mili	1,455 mili	1,354 mili	1,374 mili

B. Pengukuran *primary radiation skull phantom* (phantom kepala) menggunakan tegangan 90 kV

kV	mAs	Gy	Gy	Gy	Gy	Rata-rata (Gy)
90	10	580,3 μ	601,4 μ	616,8 μ	607,1 μ	601,4 μ
	12	703,4 μ	680,3 μ	694,4 μ	699,5 μ	694,4 μ
	15	883,6 μ	900,1 μ	903,7 μ	927,4 μ	903,7 μ
	20	1,289 mili	1,128 mili	1,222 mili	1,249 mili	1,222 mili
	25	1,334 mili	1,469 mili	1,514 mili	1,559 mili	1,469 mili

C. Pengukuran *exit radiation skull phantom* (phantom kepala) menggunakan tegangan 83 kV

kV	mAs	Gy	Gy	Gy	Gy	Rata-rata (Gy)
83	10	18,9 μ	17,8 μ	18,8 μ	18,9 μ	18,6 μ
	12	20,9 μ	21,8 μ	21,0 μ	22,8 μ	21,6 μ
	15	30,8 μ	29,9 μ	32,4 μ	34,9 μ	32,0 μ
	20	44,8 μ	46,1 μ	43,1 μ	45,2 μ	44,8 μ
	25	61,5 μ	60,8 μ	61,8 μ	61,9 μ	61,5 μ

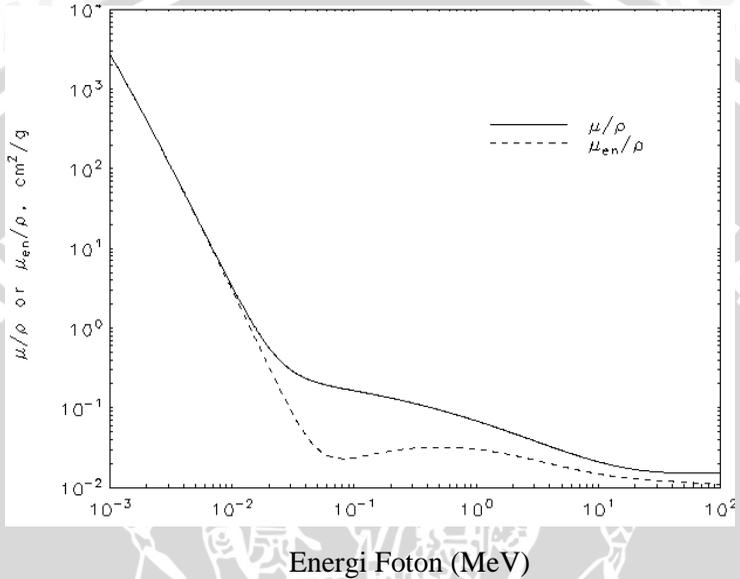
D. Pengukuran *exit radiation skull phantom* (phantom kepala) menggunakan tegangan 90 kV

kV	mAs	Gy	Gy	Gy	Gy	Rata-rata (Gy)
90	10	21,8 μ	22,5 μ	24,1 μ	23,7 μ	23,0 μ
	12	27,3 μ	26,0 μ	27,0 μ	26,4 μ	26,6 μ
	15	32,0 μ	33,2 μ	35,2 μ	36,0 μ	34,1 μ
	20	48,1 μ	47,3 μ	45,0 μ	46,8 μ	46,8 μ
	25	69,9 μ	72,0 μ	74,4 μ	71,7 μ	72,0 μ



Lampiran A. 2.

Grafik Energi Foton (MeV), *X-ray Mass Attenuation Coefficient* (μ/ρ) dan *Mass Energy Absorpsi Coefficient* (μ_{en}/ρ) dari NIST.



Tabel Nilai Energi Foton (MeV) dari NIST

Energi foton (MeV)	μ/ρ (cm ² /gr)	μ_{en}/ρ (cm ² /gr)
1,000E-03	2,794E+03	2,788E+03
1,500E-03	9,153E+02	9,131E+02
2,000E-03	4,037E+02	4,024E+02
3,000E-03	1,236E+02	1,228E+02
4,000E-03	5,247E+01	5,181E+01
5,000E-03	2,681E+01	2,627E+01
6,000E-03	1,545E+01	1,498E+01
8,000E-03	6,494E+00	6,114E+00

Energi foton (MeV)	μ/ρ (cm ² /gr)	μ_{en}/ρ (cm ² /gr)
1,000E-02	3,357E+00	3,026E-00
1,500E-02	1,101E+00	8,324E-01
2,000E-02	5,714E-01	3,328E-01
3,000E-02	3,032E-01	9,645E-02
4,000E-02	2,350E-01	4,599E-02
5,000E-02	2,074E-01	3,067E-02
6,000E-02	1,924E-01	2,530E-02
8,000E-02	1,751E-01	2,302E-02
1,000E-01	1,641E-01	2,368E-02
1,500E-01	1,456E-01	2,657E-02
2,000E-01	1,328E-01	2,872E-02
3,000E-01	1,152E-01	3,099E-02
4,000E-01	1,031E-01	3,185E-02
5,000E-01	9,410E-02	3,206E-02
6,000E-01	8,701E-02	3,191E-02
8,000E-01	7,641E-02	3,116E-02
1,000E+00	6,870E-02	3,015E-02
1,250E+00	6,143E-02	2,882E-02
1,500E+00	5,591E-02	2,755E-02
2,000E+00	4,796E-02	2,533E-02
3,000E+00	3,844E-02	2,210E-02
4,000E+00	3,286E-02	1,995E-02
5,000E+00	2,919E-02	1,843E-02
6,000E+00	2,659E-02	1,731E-02
8,000E+00	2,317E-02	1,579E-02
1,000E+01	2,105E-02	1,482E-02
1,500E+01	1,820E-02	1,348E-02
2,000E+01	1,684E-02	1,282E-02

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran A. 3. Perhitungan Koefisien Atenuasi linear

Penyinaran Sinar X misalnya dilakukan pada tegangan = 83 kV dan kuat arus = 10 mAs, besar radiasi yang masuk (I_0) dan terbaca di detektor sebesar 559,8 μGy . Kemudian dirubah ke mR (konversi dari Gray).

$$559,8 \mu\text{Gy} \longrightarrow 64,34 \text{ mR}$$

Sedangkan radiasi keluar (I) terbaca sebesar

$$18,6 \mu\text{Gy} \longrightarrow 2,13 \text{ mR}$$

Dari kedua hasil radiasi tersebut baik (I_0) maupun (I) dimasukkan ke dalam persamaan berikut:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Sehingga diperoleh

$$2,13 \text{ mR} = 64,34 \text{ mR} e^{-\mu (15,5 \text{ cm})}$$

Kemudian di dapatkan nilai atenuasi linier (μ) sebesar $0,21 \text{ cm}^{-1}$

Untuk data yang lain dihitung seperti pada perhitungan diatas, sehingga diperoleh nilai atenuasi linier (μ).

Lampiran A.5.

Alat-Alat Yang Digunakan Dalam Penelitian

- a. Sinar X tipe Trophy Omnex N 60



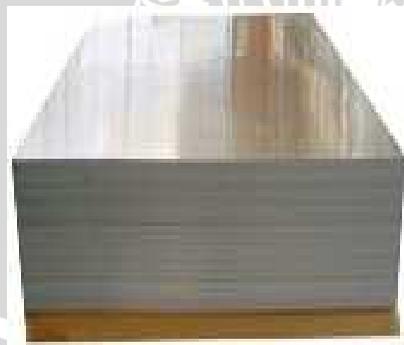
- b. Pengatur tegangan (kV) dan arus x waktu (mAs)



c. Monitor Ionisasi Chamber



d. Akrilik dan Aluminium sebagai bahan pembuat phantom



UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran A.4

Tempat Penelitian (BPFK Surabaya)



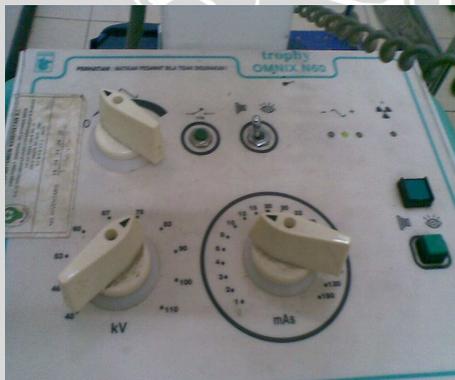
Lampiran A.5.

Alat-Alat Yang Digunakan Dalam Penelitian

- a. Sinar X tipe Trophy Omnex N 60



- b. Pengatur tegangan (kV) dan arus x waktu (mAs)



c. Monitor Ionisasi Chamber



d. Akrilik dan Aluminium sebagai bahan pembuat phantom



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

