TUGAS AKHIR – SF 184801

PENGARUH JARAK *X-RAY IMAGE INTENSIFIER* DENGAN MEJA PASIEN TERHADAP SEBARAN DOSIS RADIASI PADA RUANG *CATH LAB* RUMAH SAKIT UNIVERSITAS AIRLANGGA

HILMY YAFI' ZUHAIR
NRP 01111640000010

Dosen Pembimbing
Endarko, M.Si., Ph.D.

Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2020

TUGAS AKHIR – SF 184801

PENGARUH JARAK *X-RAY IMAGE INTENSIFIER* DENGAN MEJA PASIEN TERHADAP SEBARAN DOSIS RADIASI PADA RUANG *CATH LAB* RUMAH SAKIT UNIVERSITAS AIRLANGGA

HILMY YAFI' ZUHAIR
NRP 01111640000010

Dosen Pembimbing
Endarko, M.Si., Ph.D.

Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2020

FINAL PROJECT - SF 184801

THE EFFECT OF DISTANCE BETWEEN X-RAY IMAGE INTENSIFIER WITH PATIENT TABLE ON RADIATION DOSE DISTRIBUTION IN CATH LAB OF AIRLANGGA UNIVERSITY HOSPITAL

Hilmy Yafi' Zuhair
NRP 01111640000010

Supervisor
Endarko, M.Si., Ph.D.

Department of Physics
Faculty of Science and Data Analytics
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2020

LEMBAR PENGESAHAN

PENGARUH JARAK *X-RAY IMAGE INTENSIFIER* DENGAN MEJA PASIEN TERHADAP SEBARAN DOSIS RADIASI PADA RUANG *CATH LAB* RUMAH SAKIT UNIVERSITAS AIRLANGGA

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh
Gelar Sarjana Sains (S.Si)
pada
Bidang Studi Fisika Medis dan Biofisika
Program Studi S-1 Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

HILMY YAFI' ZUHAIR
NRP. 01111640000010

Mengetahui dan Menyetujui

Dosen Pembimbing

Endarko, M.Si., Ph.D
NIP. 19741117 199903 1 001

SURABAYA
JUNI 2020

KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
FAKULTAS SAINS DAN ANALITIKA DATA
DEPARTEMEN FISIKA

PENGARUH JARAK *X-RAY IMAGE INTENSIFIER* DENGAN MEJA PASIEN TERHADAP SEBARAN DOSIS RADIASI PADA RUANG *CATH LAB* RUMAH SAKIT UNIVERSITAS AIRLANGGA

Nama	**: Hilmy Yafi' Zuhair**
NRP	**: 01111640000010**
Departemen	**: Fisika, FSAD – ITS**
Pembimbing	**: Endarko, M.Si., Ph.D.**

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh jarak dilakukan untuk mengetahui pengaruh jarak x-Ray image intensifier dengan meja pasien terhadap sebaran dosis radiasi pada ruang cath lab Rumah Sakit Universitas Airlangga. Penelitian ini dilakukan dengan mengatur variasi ketinggian Pengukuran dilakukan dengan menggunakan variasi X-ray image intensifier terhadap X-ray tube, sedangkan ketinggian meja pasien ditetapkan pada satu nilai saja, sehingga selisih ketinggian antara X-ray image intensifier dengan meja pasien didapat. Kemudian, titik ukur ditetapkan dan dilakukan penyinaran selama tiga detik dan dibiarkan hingga dua puluh detik ke depan. Hasil pengukuran yang didapat adalah laju dosis dalam µSv/h, kemudian dikonversi ke µSv/s. Laju dosis yang didapat pada setiap titik kemudian ditentukan besaran akumulasinya dengan metode aturan trapezoid. Pada penelitian ini didapatkan bahwa jarak antara X-ray image intensifier dengan meja pasien yang lebih jauh, dosis radiasi akumulasi yang dihasilkan lebih kecil.

Kata kunci: dosis, radiasi, X-ray image intensifier

THE EFFECT OF DISTANCE BETWEEN X RAY IMAGE INTENSIFIER WITH PATIENT TABLE ON RADIATION DOSE DISTRIBUTION IN CATH LAB OF AIRLANGGA UNIVERSITY HOSPITAL

Name	**: Hilmy Yafi' Zuhair**
NRP	**: 01111640000010**
Department	**: Physics, SCIENTICS – ITS**
Supervisor	**: Endarko, M.Si., Ph.D.**

Abstract

This study was conducted to determine the effect of the distance between X-ray image intensifier and patient table on radiation dose distribution in Cath Lab at Airlangga University Hospital. This study is done by adjusting the position of an X-ray image intensifier and the patient table that had been set in a specific position. From that, the value of difference can both be known. The plot measurements are then determined and irradiated each of the plots for three seconds, and measurement is done up to twenty seconds. The measurement that taken is dose rate (µSv/h), and then, they are converted to µSv/s. Next, the dose accumulation on each plot is processed by trapezoid rule. The result of this study is the smaller value of dose accumulate on each plot for the further distance between X-ray image intensifier and patient table.

Keywords: dose, radiation, X-ray image intensifier

KATA PENGANTAR

Puja dan puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas rahmat dan hidayah Nya, serta tak lupa sholawat dan Rasulullah Muhammad SAW, sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir yang berjudul **"PENGARUH JARAK *X-RAY IMAGE INTENSIFIER* DENGAN MEJA PASIEN TERHADAP SEBARAN DOSIS RADIASI PADA RUANG *CATH LAB* RUMAH SAKIT UNIVERSITAS AIRLANGGA"**. Tugas Akhir (TA) ini penulis susun untuk memenuhi persyaratan menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) di Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Analitika Data, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Tersusunnya Tugas Akhir ini tidak terlepas dari dukungan, bantuan dan kerja sama yang baik dari semua pihak yang secara langsung maupun tidak langsung terlibat di dalam Tugas Akhir ini. Oleh karena itu pada kesempatan ini, penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Wibi Ismanu dan Endang Prasetyowati selaku orang tua penulis atas kasih sayang, doa, dan dukungannya berupa moril maupun materiil yang tak henti-hentinya diberikan kepada penulis.
2. Endarko, M.Si, Ph.D. selaku dosen di Bidang Fisika Medis dan Biofisika sekaligus pembimbing Tugas Akhir yang senantiasa memberikan bimbingan, wawasan, pemantauan, dan masukan untuk hasil yang lebih baik lagi.
3. Dr. Gatut Yudoyono, M.T., selaku Kepala Departemen Fisika FSAD-ITS.
4. Bapak/Ibu dosen dan karyawan Departemen Fisika FSAD-ITS yang telah memberikan ilmunya dan membantu selama duduk di bangku kuliah.
5. Dr. Mochmad Yusuf,Sp.JP.,PhD.FIHA.FESC dan Aang Kunaifi,S.Kep.Ns.,M.Kep. yang telah memberikan kepercayaan kepada saya untuk melakukan riset serta memberikan pengajaran kepada saya tidak hanya sebatas

pemakaian alat, namun juga berupa ilmu seputar rumah sakit.

6. Chyntia Destasya Widianti dan Aulia Azarine Rizqy selaku rekan kerja praktik di RS Unair, yang telah memberikan dukungan satu sama lain secara material maupun moriil.
7. Teman-teman Laboratorium Fisika Medis dan Biofisika yang selalu membagi ilmu dan saling menyemangati satu sama lain.
8. Semua pihak yang telah membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Penulis menyadari bahwa penelitian dan penulisan tugas akhir ini masih memiliki kekurangan, oleh karena itu penulis akan menerima kritik dan saran yang bersifat membangun demi kesempurnaan penulisan Tugas Akhir ini. Semoga Tugas Akhir ini bermanfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan yang lebih baik.

Surabaya, Juni 2020

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN..... **Error! Bookmark not defined.**
Abstrak vi
Abstract vii
KATA PENGANTAR..... ix
DAFTAR ISI xi
DAFTAR GAMBAR xiii
DAFTAR TABEL xiv
DAFTAR LAMPIRAN xv
BAB I 2
PENDAHULUAN..... 2
1.1. Latar Belakang 2
1.2. Rumusan Masalah 4
1.3. Tujuan Penelitian..... 4
1.4. Manfaat Penelitian..... 4
1.5. Batasan Penelitian 4
1.6. Sistematika Penelitian 5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA 6
2.1. Radiasi 6
2.2. Interaksi radiasi dengan materi..... 7
2.3. Sinar-X 8
2.4. Besaran dan satuan dalam dosimetri 10
2.5. Proteksi radiasi 12
2.6. Detektor Radiasi 15
2.7. Surveimeter 22

2.8. *Cath Lab* 25
2.9. Aturan *Trapezoid* 28
BAB III METODOLOGI PENELITIAN 30
3.1. Waktu dan Tempat Penelitian 30
3.2. Alat dan Bahan Penelitian 30
3.3. Teknis Penelitian 32
3.4. Teknis Analisis Data 35
3.5. Rumus yang Digunakan 35
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN 36
4.1. Analisis Data dan Perhitungan 36
4.2. Pembahasan 39
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN 47
5.1 Kesimpulan 48
5.2 Saran 48
DAFTAR PUSTAKA 50
LAMPIRAN 52
BIODATA PENULIS 83

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Efek Fotolistrik..... **Error! Bookmark not defined.**
Gambar 2. 2 Efek Compton..... **Error! Bookmark not defined.**
Gambar 2. 3 *Pairing Production*.....8
Gambar 2. 4 Skema Kerja Sinar-X .....**Error! Bookmark not defined.**
Gambar 2. 5 Proses Ionisasi Detektor Isian Gas .....**Error! Bookmark not defined.**
Gambar 2. 6 Proses Sintilasi Sintilator Cair.....20
Gambar 2. 7 Detektor Semikonduktor 22
Gambar 2. 8 Model Pengukuran Surveimeter 23
Gambar 2. 9 Surveimeter Digital 25
Gambar 2. 10 Sistem Kerja *Cath Lab* 27
Gambar 3. 1 Cath Lab RS Unair 30
Gambar 3.2. Surveimeter.....31
Gambar 3.3 Denah Pengukuran.....33
Gambar 4.1 Grafik Pergerakan Laju Dosis Radiasi Terhadap Waktu dengan Beda Ketinggian 14 cm.....37
Gambar 4.2 Grafik Pergerakan Laju Dosis Radiasi Terhadap Waktu dengan Beda Ketinggian 14 cm.....37
Gambar 4.3 Besaran Akumulasi Dosis Radiasi Pada Seluruh Titik Dengan Beda Ketinggian 14 cm (dalam 10-5 µSv).....39
Gambar 4.4 Besaran Akumulasi Dosis Radiasi Pada Seluruh Titik Dengan Beda Ketinggian 24 cm (dalam 10-5 µSv) 40

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1. Faktor Bobot Radiasi 11
Tabel 2. 2. Faktor Bobot Jaringan 12
Tabel 3. 1. Koordinta Titik Pengukuran 33

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A. Laju Dosis Radiasi Setiap Titik 50
Lampiran B. Contoh Perhitungan Dosis Radiasi Akumulasi.....79

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB I
PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Sepanjang zaman, perkembangan teknologi pengobatan telah menjadi suatu dinamika tersendiri dalam meningkatkan taraf kesehatan dan keberhasilan dalam penyembuhan, dari yang awalnya hanya mengandalkan sumber daya alam, kini telah berkembang dengan menggunakan teknologi yang lebih modern, baik untuk mengamati hingga mengobati. Seringkali, dalam beberapa kasus, untuk mengetahui apa yang terjadi atau mengobati penyakit pada organ dalam tubuh, hal tersebut pada awalnya bukanlah perkara mudah, mengingat satu-satunya cara pada masa itu adalah pembedahan. Tindakan tersebut tentu saja memiliki kelemahan yaitu mahal, memakan waktu lebih lama, rumit, dan adanya risiko infeksi atau penyakit susulan akibat kontak terbuka antara organ dalam dengan lingkungan sekitar, sehingga diperlukan suatu teknologi lain yang dapat melakukan kedua hal tersebut tanpa harus membuka tubuh manusia, dan teknologi yang paling banyak digunakan dewasa ini adalah sinar-X.

Sinar-X sendiri hingga saat ini tetap menjadi dasar utama dalam perkembangan teknologi peralatan atau sistem kerja yang memanfaatkannya. Sinar-X dewasa ini banyak dibutuhkan dalam berbagai lini kehidupan, salah satu di antaranya adalah pada bidang medis/kesehatan. Sinar-X memiliki kemampuan untuk membaca suatu informasi yang tertutup oleh kulit luar tanpa harus memaksa membuka kulit luar itu sendiri, atau dengan kata lain banyak hal dalam tubuh manusia dapat diketahui keadaannya baik secara anataomi maupun fisiologi tanpa harus melakukan pembedahan. Informasi tersebut dapat menjadi panduan para tenaga kesehatan dalam merencanakan hingga melaksanakan tindakan

selanjutnya. Sinar-X juga memiliki kemampuan untuk mengubah bentuk atau karakter suatu materi sehingga dapat digunakan sebagai sarana menyembuhkan berbagai penyakit.

Perkembangan sinar-X dalam dunia medis dimulai dari perangkat berupa mesin Rontgen hingga kemunculan berbagai perangkat radiologi dengan teknologi yang lebih mutakhir, fungsi yang lebih kompleks, dan hasil *treatment*/pembacaan informasi yang lebih baik. Bahkan, beberapa perlatan rumah sakit telah memadukan perangkat radiologi dengan perangkat-perangkat non radiatif yang biasa digunakan. Salah satunya adalah laboratorium kateterisasi. Sekilas, tindakan yang dilakukan dalam laboratorium tersebut lebih banyak pada tindakan opeartif yang berhubungan dengan jantung, paru-paru, pembuluh darah, dan otak. Namun, sebelum memulai tindakan para pekerja di dalam ruangan tersebut tentunya membutuhkan informasi terkait keadaan bagian tubuh terkait pada pasien. Tentunya, pengunaan teknologi radiasi sinar-X akan sangat membantu dalam upaya identifikasi kondisi bagian tubuh yang akan dilakukan tindakan klinis.

Laboratorium kateterisasi (selanjutnya disebut *cath lab*) banyak dijumpai pada beberapa rumah sakit besar, salah satunya adalah Rumah Sakit Universitas Airlangga (selanjutnya disebut RS Unair). Dalam mengoperasikan perangkat *cath lab*, setiap tindakan telah diatur standar yang digunakan, salah satunya adalah pada pengambilan gambar. Ada dua jenis pengambilan citra, yaitu *fluoro* (satu gambar) dan *cine* (gambar bergerak). Setiap jenis citra yang diambil tentu sudah ditetapkan *input* dengan mempertimbangkan kondisi fisik pasien. Standar yang selalu diterapkan pada laboratorium tersebut adalah pengambilan citra untuk setiap jenis gambar hanya diperbolehkan maksimal tiga detik untuk menghindari

paparan radiasi yang berlebihan. Selain itu, jarak antara *X-ray image intensifier* dengan bagian tubuh yang akan diteliti harus sedekat mungkin untuk mengurangi hamburan radiasi ke seluruh ruangan.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan paparan latar belakang sebelumnya, maka permasalahan yang akan diteliti oleh penulis adalah, bagaimanakah pengaruh antara jarak *X-ray image intensifier* dengan meja pasien terhadap sebaran dosis radiasi pada *cath lab* RS Unair?

1.3. Tujuan Penelitian

Untuk mengetahui pengaruh antara jarak *X-ray image intensifier* dengan meja pasien terhadap sebaran dosis radiasi pada *cath lab* RS Unair.

1.4. Manfaat Penelitian

a) Dapat menjadi bahan evaluasi untuk mengurangi banyaknya radiasi yang terbuang selama proses pengambilan citra refrensi tindakan, sehingga paparan dosis yang diterima pekerja dalam ruangan dapat berkurang
b) Sebagai refrensi untuk peningkatan standar keselamatan kerja pada laboratorium.
c) Sebaagai refrensi untuk tenaga kesehatan yang bertugas di dalam ruangan tersebut agar dapat memperhatikan akumulasi besaran dosis radiasi potensial yang diterima dalam jangka waktu tertentu.

1.5. Batasan Penelitian

Batasan yang diterapkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Tindakan pengambilan citra yang dilakukan adalah *fluoro*
2. *Input* yang digunakan untuk penelitian ini ditetapkan sesuai standar kerja rungan laboratorium kateterisasi

RS Unair, yaitu tegangan 65,0 kVp; arus 22,3 mA, dan waktu penyinaran tiga detik

1.6. Sistematika Penelitian

Secara keseluruhan isi dari penelitian ini meliputi bagian-bagian berikut

1. Pendahuluan

   Bagian pendahuluan berisi tentang latar belakang penelitian, rumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan penelitian, dan sistematika penulisan.

2. Kajian Pustaka

   Bagian kajian pustaka berisi tentang sejumlah landasan teori yang menunjang penelitian.

3. Metodologi Penelitian

   Bagian metodologi penelitian berkaitan dengan serangkaian proses penelitian. Bagian ini berisi tentang waktu dan tanggal penelitian, alat dan bahan penelitian, teknis penelitian, teknis analisis data, serta rumus perhitungan yang digunakan.

4. Analisis dan Pembahasan

   Bagian ini berisi tentang hasil data penelitian yang selanjutnya akan diolah menjadi data yang diinginkan, serta dipaparkan dalam pembahasan.

5. Kesimpulan dan Saran

   Bagian ini berisi tentang jawaban atas perumusan masalah pada bagian pendahuluan, serta terdapat saran-saran sebagai implifikasi hasil penelitian.

BAB II
TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Radiasi

2.1.1. Pengertian Radiasi

Radiasi merupakan gelombang elektromagnetik dari parikel yang memiliki kemampuan perambatan energi tanpa perantara. Radiasi memiliki kemampuan memengaruhi struktur dan temperatur materi yang dilaluinya. Radiasi dapat digolongkan berdasarkan proses terjadinya, kemampuan mengionisasi, dan karakteristiknya (Suryaningsih 2014)

2.1.2. Jenis-Jenis Radiasi

Berdasarkan proses terjadinya, radiasi dapat dibagi menjadi dua yaitu radiasi alam dan radiasi buatan. Radiasi alam merupakan radiasi yang berasal dari alam sekitar seperti sinar kosmik, bahan radioaktif, dan sinar gamma dari kulit bumi.Sedangkan, radiasi buatan adalah radiasi yang timbul terkait dengan aktivitas manusia seperti penggunaan sinar-X dalam dunia medis dan teknologi nuklir dalam pengawetan dan peningkatan mutu bahan pangan (Seminar IKIP Bandung 1996).

Berdasarkan kemampuan mengionisasi, radiasi dapat dibagi menjadi dua yaitu radiasi non pengion dan radiasi pengion. Radiasi non pengion adalah jenis radiasi yang tidak akan mengionkan bahan yang dilewatinya, seperti cahaya matahari, gelombang TV, radio, radar, sinar infra merah, dan sinar ultraviolet. Sedangkan, radiasi pengion adalah jenis radiasi yang dapar mengionisasi atom-atom atau materi dan membangkitkan partikel-partikel bermuatan listrik, contohnya adalah sinar kosmik, sinar-x, partikel alpha, partikel beta, gamma, dan neutron. Radiasi pengion masih dapat dibagi lagi menjadi dua bagian yaitu radiasi eksterna dan radiasi interna. Radiasi eksterna adalah radiasi yang diterima di luar tubuh manusia,

sedangkan radiasi interna adalah radiasi yang dimasukkan ke dalam tubuh manusia (Seminar IKIP Bandung 1996).

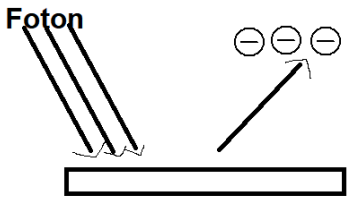
2.2. Interaksi radiasi dengan materi

2.2.1. Efek fotolistrik

Efek fotolistrik merupakan peristiwa lepasnya elektron dari suatu materi apabila materi disinari foton dengan energi lebih besar dari kerja maksimum bahan. Efek tersebut hanya dipengaruhi oleh frekuensi sinar foton dan tidak dipengaruhi oleh intensitas karena pada dasarnya peningkatan intensitas hanya akan menambah jumlah foton yang masuk pada materi namun energi rata-rata yang dimiliki sama saja dengan energi rata-rata foton dengan jumlah foton lebih rendah (Shortt, K. R. et al 2006). Efek fotolistrik dinyatakan dalam perumusan berikut.

$$E_k = hf - W_0 \qquad (2.1)$$

Dengan E_k menunjukkan energi kinetik yang dilepaskan oleh bahan, h adalah konstanta Planck, f adalah frekuensi energi foton, dan W_0 adalah fungsi kerja bahan.



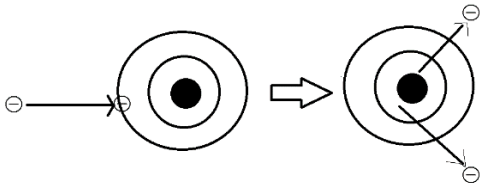
Gambar 2.1 Efek Fotolistrik (Kartika 2011)

2.2.2. Efek Compton

Efek Compton merupakan peristiwa pembelokan arah elektron saat mengenai elektron pada orbital

sehingga energi yang dimiliki oleh elektron eksternal hanya sebagian saja yang hilang sebagai pembelok elektron target dalam orbital (Shortt, K. R. et al 2006).

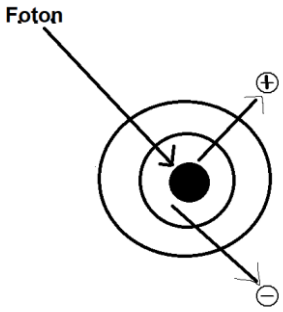
$$\lambda' - \lambda = h/mc\ (1 - \cos\theta) \qquad (2.2)$$



Gambar 2.2 Efek Compton (Kartika 2011)

2.2.3. *Pairing production*

Pairing production merupakan peristiwa tumbukan foton pada inti sehingga membentuk dua elemen baru, yaitu elektron (partikel beta) dan positron. Keduanya memiliki perbedaan hanya pada muatannya, yaitu positron adalah elektron yang bermuatan positif, namun sifat-sifat lainnya setara dengan elektron (Shortt, K. R. et al 2006).



Gambar 2.3 *Pairing Production* (Kartika 2011)

2.3. Sinar-X

2.3.1. Sejarah sinar-X

Sinar-X ditemukan secara tidak sengaja oleh Rontgen pada tahun 1895. Pada saat itu Rontgen mengamati adanya bekas berupa “cap” berbentuk telapak tangan pada medium alas tertentu. Ia menduga bahwa ada suatu sinar yang memiliki kekuatan untuk menembus telapak tangannya hingga membentuk gambar. Sifat-sifat mengenai sinar-X tidak banyak dikemukakan hingga pada tahun 1912 saat penemuan difraksi sinar-X oleh kristal. Sifat-sifat utama dari sinar-X adalah merupakan cahaya tak tampak, memiliki daya tembus yang lebih tinggi dibandingkan dengan cahaya tampak, dan memiliki panjang gelombang 0.5 - 2,5 Angstrom (Suryaningsih 2014).

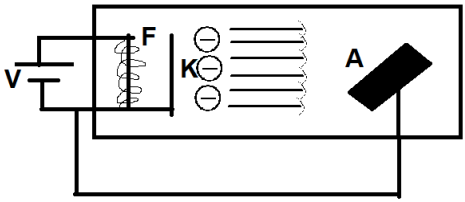
2.3.2. Perangkat sinar-X

Secara garis besar, perangkat sinar-X adalah satu unit anoda, satu unit katoda, filamen, sumber tegangan tinggi untuk anoda dan katoda, serta sumber tenaga rendah untuk filamen. Kelimanya berada dalam satu tabung sinar-X. Selain itu, sumber sinar-X juga memiliki beberapa komponen pendukung diantaranya adalah aliran air dingin untuk mengurangi panas yang ditimbulkan oleh anoda (Suryaningsih 2014).

2.3.3. Proses terbentuknya sinar-X

Filamen yang diberi tegangan dari sumber tegangan rendah menyebabkan elektron keluar secara termal. Elektron-elektron tersebut kemudia dipercepat dengan tegangan tinggi yang ditimbulkan antara anoda dengan katoda, sehingga elektron memiliki energi kinetik yang sangat besar. Elektron bergerak menumbuk anoda dan melepaskan energi kinetiknya. Sebagian besar energinya akan berubah menjadi panas pada anoda, dan sebgain kecil menghasilkan

gelombang elektromagnetik yang dikenal sebagai sinar-X. Ada dua jenis sinar-X, yaitu sinar-X polikromatik yang berasal dari tindakan pengereman elektron oleh anoda (dikenal sebagai efek *Bremsstrahlung*). Jenis kedua adalah sinar-X monokromatik yang berasal dari adanya transisi eksitasi di dalam anoda. Sinar-X monokromatik lebih dikenal sebagai sinar-X karakteristik (Suryaningsih 2014).



Gambar 2.4 Skema Kerja Sinar-X (Sinaga 2018)

2.4. Besaran dan satuan dalam dosimetri

Konsep dosimetri dikemukakan sejak penemuan sinar Rontgen (sinar-X). Konsep tersebut bertujuan untuk memastikan efektifitas penggunaan perlatan radiologi, serta menjamin keselamatan dari orang-orang yang berinteraksi dengannya. Pada awalnya, konsep dalam menentukan dosis radiasi menggunakan istilah paparan, yaitu banyaknya muatan/ion yang diterima oleh setiap satu satuan massa bahan. Paparan dinyatakan dalam satuan Rontgen (R) yang ekuivalen dengan 2.58 x 10^{-4} C/kg (Shortt, K. R. et al 2006).

Dalam perkembangan selanjutnya, mengingat yang dipancarkan oleh sumber sinar-X adalah partikel yang membawa energi, maka diperkenalkan istilah dosis serap, yang menyatakan besaran energi yang diserap setiap satu satuan massa bahan. Pada umumnya dosis serap dinyatakan

dalam satuan Grey (Gy), bahwa 1 Gy ekuivalen dengan J/kg (Shortt, K. R. et al 2006).

Mengingat setiap radiasi memiliki kemampuan dan karakteristik yang berbeda-beda, maka diperkenalkan istilah yang lebih spesifik, yaitu dosis serap ekuivalen. Besaran tersebut didapat dengan memperhatikan faktor bobot radiasi. Faktor bobot radiasi dinyatakan antara satu hingga tak terbatas, bahkan dapat berupa fungsi. Satuan Standar Internasional untuk dosis serap ekuivalen adalah *Sievert* (Sv). Satuan lama yang digunakan sebelumnya adalah rem dengan 1 Sv = 100 rem. Perlu diketahui bahwa 1 Sv tetap ekuivalen dengan 1 J/kg. Berikut ini adalah tabel yang menyatakan faktor bobot dari beberapa jenis radiasi (Sinaga 2018).

Tabel 2.1 Faktor Bobot Radiasi (Hiswara 2015)

Jenis Radiasi	Faktor Bobot
Foton, Elektron, Muon	1
Proton	2
Alfa, ion berat	20
Neutron	Fungsi energi neutron

Sinar radiasi yang mengenai objek khususnya bagian tubuh manusia bukan tanpa memberikan efek samping. Setiap bagian tubuh memiliki ketahanan dan kemampuan yang berbeda dalam mengakomodasi paparan radiasi, serta efek samping yang ditimbulkan juga berbeda-beda, sehingga diperkenalkan lagi istilah dosis efektif, yaitu dosis ekuivalen yang memperhatikan faktor bobot setiap bagian tubuh, yang dapat bernilai nol hingga satu. Dosis efektif bertujuan untuk memastikan bahwa sinar radiasi yang diberikan tidak memberikan efek buruk bagi anggota tubuh tertentu, serta memastikan bahwa radiasi dapat bekerja dengan efektif pada bagian tubuh yang dituju. Satuan yang digunakan tidaklah berbeda dengan dosis serap ekuivalen (Hiswara 2015).

Tabel 2.2 Faktor Bobot Jaringan (Hiswara 2015)

Jenis Radiasi	Faktor Bobot
Gonad	0.08
Sumsum tulang, kolon, paru-paru, lambung	0.12
Payudara	0.12
Esofagus, hati, tiroid	0.04
Permukaan tulang, kulit	0.01
Otot, kelenjar ludah	0.01
Jaringan sisa	0.12
Total	**1.00**

2.5. Proteksi radiasi

2.5.1. Latar belakang proteksi radiasi

Setelah ditemukannya sinar-X, maka perkerjaan dalam mengamati bagian dalam tubuh menjadi lebih mudah karena tidak perlu harus melakukan pembedahan tubuh manusia. Namun, permasalahan mulai muncul sebagai akibat dari paparan radiasi yang berlebihan, yaitu inflamasi, iritasi, bahkan hingga penyakit kanker. Oleh sebab itu, konsep pengendalian penggunaan radiasi mulai dikemukakan (Hiswara 2015).

Konsep proteksi radiasi pertama kali dikemukakan oleh *International Commission Radiological Protection* (ICRP), yaitu komisi yang didirikan pada tahun 1928. ICRP berwenang memberikan rekomendasi dan pedoman mengenai proteksi radiasi. ICRP memperluas cakupan proteksi radiasi dari ranag kegiatan medis hingga ke berbagai kegiatan nuklir lainnya pada tahun yang sama melalui publikasi pertamanya (Hiswara 2015).

2.5.2. Asas proteksi radiasi

Berdasarkan publikasi ICRP No. 60 tahun 1990, ada tiga asas utama yang menjadi landasan dalam proteksi radiasi, yatiu asas justifikasi, asas limitasi, dan asas optimasi. Asas justifikasi menyatakan bahwa setiap

tindakan pemberian radiasi kepada objek harus memastikan bahwa manfaat yang didapat lebih besar dibanding risiko yang ditimbulkan. Asas limitasi menyatakan bahwa setiap objek yang berinteraksi dengan radiasi harus berada dalam batasan-batasan tertentu melalui kebijakan nilai batas dosis. Sedangkan asas optimasi menyatakan bahwa tindakan pemberian radiasi pada objek sebaiknya pada nilai yang serendah mungkin namun tetap dapat memberikan hasil yang diinginkan, serta tetap memperhatikan faktor-faktor eksternal terutama dari segi ekonomis dan sosial, sesuai dengan prinsip ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*) (Hiswara 2015).

2.5.3. Perlengkapan dan peralatan proteksi radiasi

Secara garis besar, perlengkapan dan peralatan proteksi radiasi dapat dibagi menjadi tiga parameter, yaitu desain ruang, pakaian pekerja, dan alat ukur radiasi. Ruangan kerja peralatan radiologi harus menggunakan dinding berbahan dasar timbal untuk mencegah kebocoran radiasi ke luar ruangan. Selain itu, pakaian yang digunakan oleh pekerja radiasi haruslah berbahan dasar timbal untuk menahan radiasi yang menimpanya. Pakaian yang wajib digunakan adalah apron, kacamata timbal, dan perlengkapan pendukung seperti sarung tangan dan pelindung khusus lainnya. Para pekerja disarankan untuk bekerja di balik *shielding* (perisai timbal) untuk meminimalisir paparan radiasi. Dalam rangka mengontrol dan menjaga dosis radiasi yang diperbolehkan, setiap pekerja harus dibekali dengan alat ukur dosis radiasi. Alat ukur yang biasa digunaka adalah dosimeter personal, TLD, dan surveimeter (Hiswara 2015).

2.5.4. Nilai Batas Dosis (NBD)

Nilai Batas Dosis (NBD) merupakan batas maksimum dosis radiasi yang dapat diterima oleh manusia dalam

kegiatan yang terkait dengan pengunaan radiasi. ICRP mendefinisikan NBD sebagai dosis maksimum yang diizinkan untuk dapat diterima oleh manusia dalam setiap jangka waktu tertentu. Konsep terbaru mengenai NBD diperkenalkan dalam publikasi ICRP No. 60 tahun 1990 dan terjadi penurunan NBD efektif tahunan, yang bermanfaat untuk menjauhkan individu dari risiko yang lebih besar sebagai akibat paparan radiasi. Dosis radiasi sebesar 1 mSv/tahun saja dapat meningkatkan peluang terkena kanker hingga empat kali lipat. Perhitungan besar dosisi tersebut tidak termasuk radiasi alam yang memang selalu diterima oleh manusia. Adapun ketentuan NBD berdasarkan ICRP No.60 Tahun 1990 diantaranya adalah sebagai berikut (Hiswara 2015).

a. Pekerja radiasi hanya boleh menerima dosis serap efektif 20 mSv/tahun untuk rata-rata selama lima tahun berturut-turut. Sedangkan dosis efektif maksimum yang diperbolehkan adalah 50 mSv/tahun. Secara spesifik, bagian tubuh berupa kulit, tangan, dan kaki dapat menerima dosis ekuivalen maksimal 500 mSv/tahun, sedangkan pada mata hanya maksimum 150 mSv/tahun (Hiswara 2015).
b. Peserta magang yang bekerja pada peralatan radiologi hanya boleh menerima dosis serap efektif 6 mSv/tahun. Secara spesifik, bagian tubuh berupa kulit, tangan, dan kaki dapat menerima dosis ekuivalen maksimal 150 mSv/tahun, sedangkan pada mata hanya maksimum 50 mSv/tahun (Hiswara 2015).
c. Masyarakat umum hanya boleh menerima dosis serap efektif 1 mSv/tahun, dan dalam keadaan tertentu batas dosis serap efektif dapat dinaikkan menjadi 5 mSv/tahun tetapi rata-rata selama lima tahun berturut-turut tidak lebih dari 1 mSv/tahun. Secara spesifik, bagian tubuh berupa kulit, tangan, dan kaki dapat menerima dosis

ekuivalen maksimal 50 mSv/tahun, sedangkan pada mata hanya maksimum 15 mSv/tahun (Hiswara 2015).

d. Dalam keadaan khusus, nilai rata-rata dosis efektif pekerja sebesar 20 mSv/tahun dapat diperpanjang hingga sepuluh tahun berturut-turut. Perubahan sementara hanya boleh dilakukan oleh instansi berwenang dengan batas maksimum 50 mSv/tahun dan maksimal lima tahun (Hiswara 2015).

Apabila dirunut, terlihat NBD antara pekerja radiasi berbeda dengan masyarakat umum karena memperhatikan jumlah anggota masyarakat sekitar yang jauh lebih besar daripada pekerja radiasi, pengunaan s*afety equipment*, serta periode terpapar sinar radiasi (Hiswara 2015).

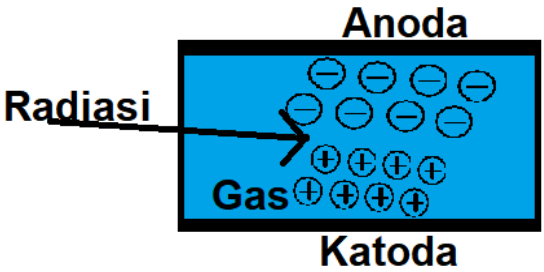
2.6. Detektor Radiasi

Partikel alfa, beta, gamma, neutron atau proton yang dilepas dari bahan radioaktif ataupun radiasi oleh alam dapat diukur nilai parameter fisisnya hanya bila terdapat instrumen yang dapat mendeteksi atau mengukur parameter radiasi itu. Instrumen itu disebut detektor radiasi. Berdasarkan bentuk, bahan, dan tingkat kepekaan, detector dibagi menjadi tiga jenis yaitu detektor isian gas, detektor sintilasi, dan detektor semikonduktor (Desrinofita Reni et al 2014).

a. Detektor Isian Gas

Detektor isian gas merupakan salah satu detektor yang paling banyak digunakan. Detektor isian gas memiliki komponen berupa tabung tertutup berisi gas dan terdapat dua buah elektroda, yaitu elektroda negatif (katode) yang merupakan dinding tabung serta elektroda positif (anode) yang merupakan bentangan kawat dalam tabung. Radiasi yang memasuki detektor akan mengionisasi gas sehingga menghasilkan ion positif dan ion negatif. Jumlah ion yang dihasilkan berbanding lurus dengan energi radiasi dan berbanding terbalik

dengan daya ionisasi gas. Ion-ion tersebut membentuk pulsa/arus listrik dan bergerak menuju elektroda yang sesuai apabila medan listrik antara dua elektroda memadai. Peningkatan medan listrik menyebabkan ion-ion primer melakukan ionisasi lain membentuk ion sekunder. (Desrinofita Reni et al 2014)



Gambar 2.5 Proses Ionisasi Detektor Isian Gas
(Desrinofita Reni et al 2014)

Detektor isian gas dapat digolongkan berdasarkan daerah kerja, yaitu detektor kamar ionisasi, detektor proporsional, dan detektor *Geiger Mueller* (GM) (Desrinofita Reni et al 2014).

1. Detektor Kamar Ionisasi

   Detektor kamar ionisasi merupakan detektor isian gas yang beroperasi pada tegangan paling rendah. Jumlah elektron yang terkumpul di anoda sama dengan jumlah yang dihasilkan oleh ionisasi primer, sehingga dimungkinkan untuk membedakan antara radiasi yang berbeda ionisasi spesifikasinya. Rendahnya tegangan berpengaruh pada keluaran arus yang relatif kecil (kira-kira 10-12 A) sehingga memerlukan penguat arus sangat besar dan sensitivitas alat baca yang tinggi (Desrinofita Reni et al 2014).
2. Detektor Proporsional

Detektor proporsional merupakan detektor dengan kemampuan membedakan jenis radiasi, sebagai bagian dari mengatasi kekurangan pada detektor kamar ionisasi. Daerah kerja detektor proporsional adalah pada tegangan yang lebih tinggi daripada detektor kamar ionisasi. Pada daerah ini, terjadi multiplikasi gas, yaitu percepatan elektron dari ionisasi primer sehingga memiliki energi yang cukup untuk melakukan ionisasi sekunder. Hal tersebut juga menyebabkan ukuran pulsa/arus listrik yang dihasilkan relatif besar. Meskipun terjadi multiplikasi, namun jumlah elektron yang dihasilkan tetap sebanding (proporsional) dengan ionisasi mula-mula. Keuntungan dari detektor proporsional adalah mampu mendeteksi radiasi dengan intensitas cukup rendah. Kelemahannya, detektor ini membutuhkan sumber tegangan yang sangat stabil mengingat pengaruh tegangan sangat besar terhadap multiplikasi gas dan arus keluaran (Desrinofita Reni et al 2014).

3. Detektor *Geiger Mueller* (GM)

   Detektor GM bermula dari penemuan detektor radiasi pengion oleh Hans Geiger pada tahun 1908 kemudian disempurnakan oleh Walther Mueller pada tahun 1918. Hal ini yang menjadi dasar penamaan detektor GM. Detektor Geiger-Mueller terdiri dari suatu tabung logam atau gelas dilapisi logam yang diisi gas inert (argon, neon, helium) atau lainnya (gas poliatomik) dengan perbandingan tertentu. Detektor GM tidak lain merupakan alat ukur cacah radiasi yang berdasarkan pada prinsip ionisasi atom-atom gas. Detektor ini berisi gas pada tekanan rendah, kawat halus yang berfungsi sebagai anode, dan selubung silinder sebagai katode. Apabila terdapat partikel dari radiasi bahan

radioaktif yang masuk melalui jendela detektor, maka partikel itu dipercepat oleh anode, sehingga dapat mengionisasi gas disekitar anode dan menghasilkan pulsa/arus listrik. Cacah pulsa listrik tersebut sebanding dengan jumlah partikel dari bahan radioaktif yang masuk detektor. Konstruksi detektor GM relatif lebih sederhana daripada detektor kamar ionisasi dan proporsional (Desrinofita Reni et al 2014).

b. Detektor sintilasi

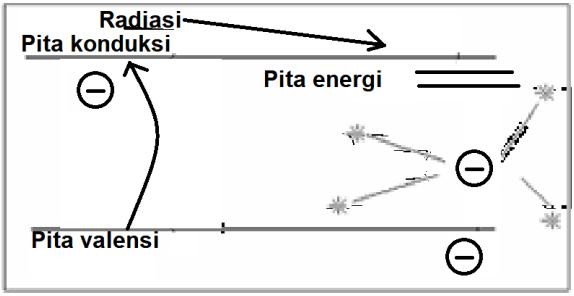
Detektor jenis ini merupakan detektor yang mengunakan bahan kristal sebagai medium utamanya. Sinar radiasi yang jatuh pada krisyal sintilator (misal NaI), maka elektron atau atom dari kristal akan tereksitasi. Kecenderungan kembalinya electron atau atom ke posisi semula menyebabkan emisi foton. Selanjutnya, radiasi foton mengenai katode sehingga katode melepas electron (radiasi fotokatode). Elektron kemudian dipercepat melalui beda potensial bertingkat sehingga beda potensial naik secara bertahap, serta diperkuat oleh tabung fotomultiplier. Detektor mampu memberi informasi tenaga dari partikel atau foton yang ditangkapnya (Desrinofita Reni et al 2014).

Detektor sintilasi terdiri dari dua bagian, yaitu bahan sintilator dan *photomultiplier*. Bahan sintilator harus mampu menghasilkan percikan cahaya bila dikenai radiasi pengion. *Photomultiplier* digunakan untuk mengubah percikan cahaya yang dihasilkan bahan sintilator menjadi pulsa listrik (Desrinofita Reni et al 2014).

Bahan sintilator dapat berwujud padat, cair, dan gas. Sintilator cair memiliki efisiensi pengukuran yang sempurna sebab semua radiasi yang dipancarkan ditangkap oleh bahan seperti pada gambar 7. Namun, sintilator cair yang menyerap radiasi dari luar

mengalami *quenching* (pengurangan nilai transparansi) akibat banyaknya radiasi yang diserap sehingga dikhawatirkan percikan cahaya yang dihasilkan sulit mencapai *photomultiplier* (Desrinofita Reni et al 2014).

Sehingga saat ini, bahan sintilator yang dipakai kebanyakan berwujud padat. Padatan sintilator bekerja dengan memandaatkan prinsip kerja semikonduktor. Dalam keadaan dasar, semua elektron hanya ada di pita valensi. Saat radiasi memasuki kristal, energi dari radiasi tersebut ada yang diserap oleh elektron untuk berpindah ke pita konduksi. Namun, beberapa saat kemudian elektron-elektron tersebut akan kembali ke pita valensi melalui pita energi bahan aktivator sambil memancarkan percikan cahaya. Jumlah percikan cahaya yang dihasilkan berbanding lurus dengan energi radiasi diserap dan dipengaruhi oleh jenis bahan sintilatornya. Bahan sintilator padatan yang digunakan pada umumnya adalah kristal NaI(Tl), kristal ZnS(Ag), kristal LiI(Au) atau dapat juga berupa bahan organic (Desrinofita Reni et al 2014).



Gambar 2.6 Proses Sintilasi (Desrinofita Reni et al 2014)

Setelah memasuki sintilator, sinar radiasi kemudian diteruskan menuju tabung *photomultiplier*. Tabung ini terbuat dari tabung hampa udara yang kedap cahaya dengan photokatoda yang berfungsi sebagai masukan pada salah satu ujungnya dan terdapat beberapa dinode

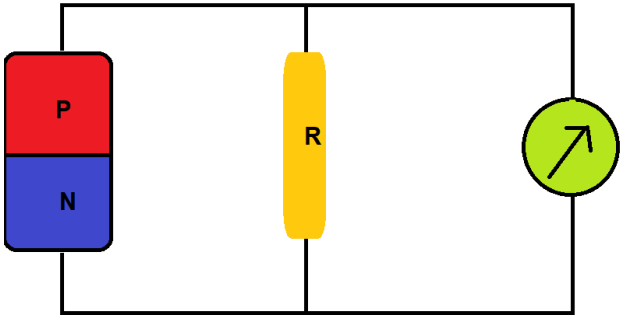
untuk menggandakan elektron seperti terdapat pada gambar 9. Photokatoda yang ditempelkan pada bahan sintilator akan memancarkan elektron bila dikenai cahaya dengan panjang gelombang yang sesuai. Elektron yang dihasilkannya akan diarahkan dengan perbedaan potensial menuju dinode pertama. Dinode tersebut akan memancarkan beberapa elektron sekunder bila dikenai oleh elektron. Hal itu terjadi hingga pada dinode urutan terakhir sehingga elektron yang terkumpul dapat berjumlah sangat banyak. Kumpulan elektron akan diubah menjadi pulsa/arus listrik oleh kapasitor (Desrinofita Reni et al 2014).

Detektor sintilasi memiliki kelebihan yaitu kerja yang relatif cepat (8-10 s), ukuran arus yang diberikan berbanding lurus dengan hilangnya energi radiasi dalam sintilator, dan efisiensi deteksi sinar gamma yang relatif lebih tinggi daripada detektor isian gas. Kelemahan dari detektor sintilasi adalah bahan sintilator yang harus diganti secara berkala karena ada kemungkinan proses *quenching* di atas (Desrinofita Reni et al 2014).

c. Detektor semikonduktor

Detektor semikonduktor merupakan detektor yang menggunakan bahan utama semikonduktor. Berdasarkan daya hantarnya, bahan dibagi menjadi: konduktor, semikonduktor, dan isolator. Detektor ini menggunakan bahan utama semikonduktor berupaka silicon atau germanium. Detektor ini memiliki cara kerja yang mirip dengan detektor sintilasi padat. Dalam keadaan normal, seluruh elektron berada di pita valensi, namun ketika ada radiasi yang masuk, maka elektron ada yang berpindah pada pita konduksi. Perbedaan tingkat energi antara pita konduksi dan valensi yang relatif kecil (kurang dari 3 eV) memudahkan proses tersebut. Adanya beda potensial menyebabkan muncul

aliran arus listrik yang berasal dari energi radiasi (Desrinofita Reni et al 2014).



Gambar 2.7 Detektor Semikonduktor (Desrinofita Reni et al 2014)

Sambungan semikonduktor dibuat dengan menyambungkan semikonduktor tipe N dengan tipe P. Kutub positif dari tegangan listrik eksternal dihubungkan ke tipe N sedangkan kutub negatifnya ke tipe P. Hal ini menyebabkan pembawa muatan positif akan tertarik ke kutub negatif sedangkan pembawa muatan negatif akan tertarik ke bawah kutub positif, sehingga terbentuk lapisan kosong muatan pada sambungan PN (area deplesi) .Area tersebut tidak menimbulkan arus listrik, namun apabila ada radiasi pengion yang memasuki lapisan ini, maka ion-ion baru terbentuk. Elektron dan *hole* bergerak ke kutub-kutub positif dan negatif, sehingga menimbulkan pulsa atau arus listrik (Desrinofita Reni et al 2014).

Kelebihan detektor semikonduktor yaitu sangat teliti dalam membedakan energi radiasi yang mengenainya (resolusi tinggi). Sedangkan, kelemahan dari detektor semikonduktor adalah harganya lebih mahal, pemakaiannya harus sangat hati-hati karena mudah rusak dan beberapa jenis detektor semikonduktor harus didinginkan pada temperatur nitrogen cair sehingga

menjadi kesulitan tersendiri (Desrinofita Reni et al 2014).

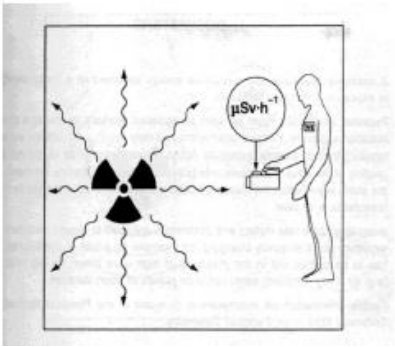
2.7. Surveimeter

2.7.1. Pengertian

Surveimeter merupakan alat ukur radiasi yang mengukur laju dosis dari radiasi yang masuk. Surveimeter biasanya digunakan untuk mengukur radiasi di lingkungan sekitar. Sebuah surveimeter harus memenuhi kriteria sebagai berikut (Podgorsak E. B. et al 2006).

a. Sensitivitas yang tinggi, yaitu mampu melakukan pencacahan radiasi dalam jumlah sangat banyak per detiknya
b. Rentang energi yang lebar, sehingga seluruh radiasi dapat terukur
c. Rentang sudut yang lebar, yaitu mampu menjangkau area ukur radiasi hingga 80°.
d. Rentang dosis ekuivalen yang lebar sehingga seluruh jenis radiasi dapat terukur
e. Respon waktu yang cepat
f. Stabilitas penyimpanan data yang baik
g. Deteksi spesifik, artinya radiasi tertentu saja yang dapat diukur

Dalam pengukuran menggunakan surveimeter, nilai yang didapat harus dilakukan konversi dengan mengalikan hasil pengukuran pada alat dengan faktor kalibrasi alat dan faktor bobot radiasi yang digunakan (Shortt, K. R. et al 2006).



Gambar 2.8 Model Pengukuran Surveimeter (Irwanto 2017)

Dalam melakukan pengukuran dengan surviemeter, hasil yang ditampilkan haruslah dikonversi dahulu dengan memperhatikan faktor kalibrasi alat dan faktor bobot radiasi. Perumusannya adalah sebagai berikut (Irwanto 2017).

$$H = hN_RM_R \tag{2.1}$$

Dengan H adalah besar dosis ekuivalen, h adalah dosis yang terukur pada alat, N_R adalah faktor kalibrasi alat, dan M_R adalah faktor bobot radiasi.

2.7.2. Jenis Surveimeter

Berdasarkan jenisnya, surveimeter dibagi menjadi tiga, yaitu surveimeter analog, surveimeter digital, dan surveimeter neutron (Irwanto 2017).

a. Surveimeter analog

Surveimeter analog digunakan untuk mengukur radiasi alfa, beta, maupun gamma. Surveymeter ini menggunakan detektor GM. Prinsip pengukuran dari surveimeter ini adalah adanya katup yang dapat mengontrol dan

memfokuskan radiasi tertentu saja yang diukur (Irwanto 2017).

b. Surveimeter digital

Surveimeter ini digunakan untuk mengukur laju dosis/paparan radiasi pada suatu lokasi secara langsung. Hasil pengukuran ditampilkan secara otomatis berupa angka dan satuan yang digunakan. Surveymeter digital ini menggunakan detektor proporsional dan jenis radiasi yang dapat diukur sama dengan surveimeter analog (Irwanto 2017).

Gambar 2.13 Surveimeter Digital (dokumentasi pribadi)

c. Surveymeter neutron

Surveimeter ini dikhususkan untuk mengukur radiasi netron. Surveimeter ini menggunakan detektor proporsional yang diisi

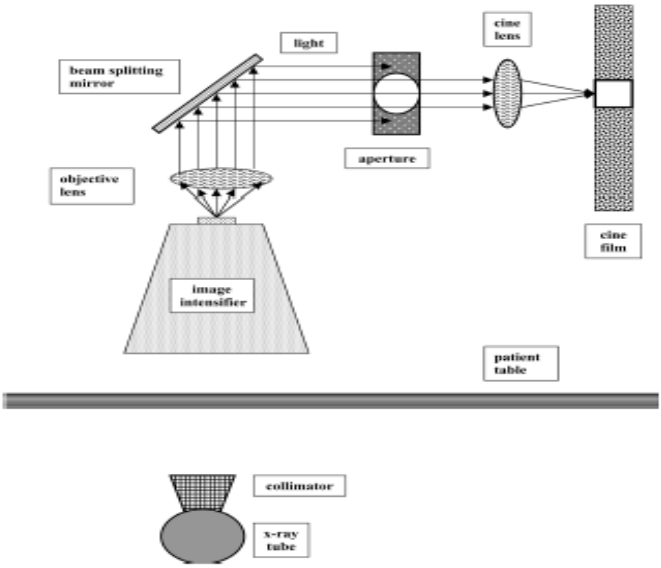
dengan gas BF_3. Surveimeter ini juga dilengkapi dengan bahan paraffin atau polietena sebagai bahan penahan radiasi sehingga dapat membedakan energi neutron (Irwanto 2017)..

2.8. *Cath Lab*

2.8.1. Pengertian

Cath Lab sebenarnya bukanlah sebuah alat, melainkan merujuk pada tindakan intervensi terhadap bagian tubuh khususnya jantung, pembuluh darah, dan otak, dalam rangka memperbaiki kerusakan yang ada. Untuk lokasi tindakanya lebih dikenal sebagai laboratorium kateterisasi. Pada beberapa rumah sakit, nama *cath lab* digunakan untuk mengidentifikasi tindakan khusus pada jantung dan paru-paru, sedangkan istilah spesifik yang digunakan adalah bergantung objek intervensi. Mengingat objek intervensi dapat berbeda, maka peralatan dalam laboratorium kateter dapat berbeda-beda. Pada *cath lab*, secara garis besar terdapat sistem radiografi, peralatan tindakan operasi, obat-obatan, elektrokardiografi, dan berbagai peralatan pendukung lainnya. Sistem radiografi yang digunakan oleh *cath lab* ada kemiripan dengan radiasi sinar-X konvensional, namun memiliki kemampuan mengambil citra dari berbagai variasi sudut pengamatan. Salah satu komponen penting dalam pengambilan citra *cath lab* adalah *cine camera*. Alat tersebut mampu melakukan pemgambilan gambar dalam jumlah relatif banyak dalam setiap detiknya (pada umumnya di RS Unair digunakan 10-15 *frame per second*. Jumlah pengambilan gambar oleh *cine camera* tentu memengaruhi operasional radiasi yang digunakan mengingat setiap gambar memerlukan energi radiasi sinar-X sendiri-sendiri. Gambar yang

relatif banyak tersebut kemudian diakuisisi sehingga seolah-olah seperti gambar yang sedang bergerak. Citra tersebut nantinya menjadi informasi bagi para pekerja kesehatan khususnya dokter untuk melakukan tindakan selanjutnya (Tabish S. A. 2016).



Gambar 2.15 Sistem Kerja *Cath Lab (*Nickoloff, Edward L et al 2014)

2.8.2. Komponen *Cath Lab*

a. Generator sinar X

Generator sinar X yang digunakan pada *cath lab* haruslah memiliki tiga tingkatan dalam pengaturan nilai arus, tegangan puncak, dan frekuensi *inverter.* Generator yang digunakan pada umumnya berdaya 80-100 kW. Sedangkan, tegangan puncak, dan frekuensi yang ideal masing-masing 60-80 kVp (*kilovolt peak)* dan 7,5-30 fps (*frames per second) (*Nickoloff, Edward L et al 2014).

b. *X-ray Tube Assembly*

Biasanya *aperture* yang dibutuhkan untuk paparan tunggal sebesar 0,5-0,6 untuk paparan tunggal 40-50 kW dan paparan yang lebih luas membutuhkan 0,9-1,2 mm dengan nilai paparan 80-110 kW *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

c. Meja pasien

Bagian ini merupakan tempat penanagan pasien yang dapat diatur posisinya menurut kebutuhan *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

d. Kontroler

Bagian ini berfungsi untuk mengendalikan c*ath lab* itu sendiri *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

e. *Image intensifier*

Bagian ini berfungsi untuk menangkap radiasi yang telah melewati jaringan tubuh manusia yang akan diamati. Bagian ini juga sekaligus mencegah terbuangnya radiasi begitu saja *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

f. Sistem televisi

Bagian ini berfungsi untuk menampilkan hasil kerja dari *cath lab* itu sendiri *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

g. Kamera *cine*

Bagian ini merupakan alat penangkap citra yang akan diamati. Kamera ini memiliki kemampuan mengambil gambar dalam jumlah relatif banyak per detiknya, sehingga kumpulan gambar yang didapat dapat membentuk seolah-olah satu citra yang bergerak *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

h. Perangkat komputer

Bagian ini untuk mengolah hasil citra dan data yang didapat *(*Nickoloff, Edward L et al 2014).

2.9. Aturan *Trapezoid*

Aturan *Trapezoid* merupakan perumusan pertama dari integral tertutup Newton-Cotes. Aturan ini merupakan pengembangan dari konsep integral dan berguna untuk mengetahui luasan dari suatu area yang bersifat diskrit. Pada konsep integral, luas suatu area yang tertutup kurva dapat dinyatakan sebagai berikut (Canale Raymond P et al 2015).

$$I = \int_{x1}^{x2} f(x)dx \qquad (2.3)$$

Aturan *Trapezoid* menyatakan perhitungan luasan sebagai berikut (Canale Raymond P et al 2015).

$$I = (x_2 - x_1)\left(\frac{f(x1)+f(x2)}{2}\right) \qquad (2.4)$$

Mengingat I dapat bernilai lebih dari satu, maka aturan di atas dapat dikembangkan dengan konsep seperti jumlahan Riemann (konsep awal dari integral) sebagai berikut (Canale Raymond P et al 2015).

$$I = \sum_{i=1}^{n}\left[\left(\frac{f(x\{n\})+f(x\{n+1\})}{2}\right)(x_{n+1} - x_n)\right] \qquad (2.5)$$

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB III
METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada tanggal 3 Februari 2020 – 7 Februari 2020 di ruang *Cath Lab* Instalasi Jantung Rumah Sakit Universitas Airlangga Surabaya.

3.2. Alat dan Bahan Penelitian

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

3.2.1. Satu set perangkat *cath lab*, dengan bagian-bagian seperti berikut

a. Pesawat sinar-X fluoroskopi
b. Perangkat akuisisi data
c. Perangkat pendukung lainnya seperti meja pasien untuk tempat pemeriksaan pasien dan *Pb shielding* sebagai proteksi radiasi operator dalam ruangan.

Gambar 3.1. *Cath Lab* RS Unair (dokumentasi pribadi)

3.2.2. Surveimeter

Surveimeter berfungsi untuk mengukur besaran dosis radiasi di lingkungan kerja. Penelitian ini menggunakan surveimeter Cesium-137 Ranger Sn. 05783. Surveimeter ini dikeluarkan oleh S.E. International, Inc. dan dapat disambungkan ke perangkat komputer dengan kabel USB.Surveimeter ini terakhir dikalibrasi oleh Badan Tenaga Nuklir Nasional Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi pada tanggal 12 April 2019. Faktor kalibrasi yang dimiliki oleh surveimeter ini adalah 0,96.

Gambar 3.2. Surveimeter (dokumentasi pribadi)

3.2.3. Rol meter

Alat tersebut berfungsi untuk mengukur dan menetapkan posisi titik pengukuran sebaran dosis radiasi.

3.2.4. Laptop

Alat tersebut berfungsi untuk mengolah data yang didapat dari hasil penelitian

3.3. Teknis Penelitian

3.3.1. Pengaturan skema perangkat penelitian

Langkah pertama sebelum penelitian dilaksanakan adalah persiapan, yaitu perangkat penelitian disusun sedemikian rupa sesuai standar yang ditetapkan RS Unair. Selanjutnya, surveimeter dipersiapkan dengan skala pengukuran awal sebesar nol. *Software* yang terhubung dengan surveimeter juga dikondisikan dalam keadaan *idle*, sehingga data akan langsung masuk ke perangkat komputer

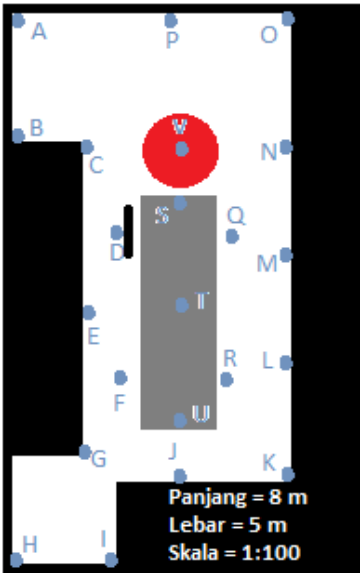
3.3.2. Pengaturan faktor ekspoksi

Faktor ekspoksi adalah kombinasi dari beberapa faktor yang memengaruhi tindakan penyinaran. Faktor tersebut adalah tegangan *kilovoltpeak* (kVp), arus listrik (mA), dan waktu penyinaran (s). Dalam tindakan *fluoro* di RSP Unair, standar eksposi yang digunakan adalah 65.0 kVp dan 22.3 mA. Nilai eksposi tersebut sudah disesuaikan dengan standar operasional RS Unair. Waktu penyinaran yang ditetapkan pada penelitian ini selama tiga detik

3.3.3. Penentuan titik pengukuran

Komponen penting dalam pengukuran sebaran dosis radiasi adalah posisi-posisi dalam ruangan. Penetapan titik-titik koordinat pengukuran berfungsi untuk mengetahui tingkat fluktuasi dosis radiasi pada posisi masing-masing lalu

dibandingkan secara keseluruhan. Dalam penelitian ini, titik pengukuran ditentukan sesuai pada gambar 3.3 tabel 3.1. berikut. (Catatan: Koordinat (0,0,0) ditetapkan dari titik sumber radiasi).



Gambar 3.3 Denah Pengukuran (ilustrasi pribadi)

Tabel 3.1. Koordinat Pengukuran

Titik	Posisi (cm)		
	x	y	z
A	-208.3	41.7	76.0
B	-208.3	241.6	76.0
C	-150.0	0.0	76.0
D	-83.3	-133.3	76.0
E	-150.0	-233.3	76.0
F	-100.0	-333.3	76.0
G	-150.0	-425.0	76.0
H	-241.7	-583.3	76.0
I	-91.7	-583.3	76.0
J	0.0	-466.7	76.0

K	150.0	-466.7	76.0
L	150.0	166.7	76.0
M	150.0	316.6	76.0
N	150.0	0.0	76.0
O	166.7	241.6	76.0
P	0.0	241.6	76.0
Q	83.3	-133.3	76.0
R	-66.7	-333.3	76.0
S	0.0	-83.3	76.0
T	0.0	-225.0	76.0
U	0.0	-391.7	76.0
V	**0.0**	**0.0**	**76.0**

3.3.4. Penentuan beda jarak antara *X-ray image intensifier* dengan meja pasien.

Beda jarak antara *X-ray image intensifier* dengan meja pasien diukur dengan mengatur ketinggian salah satu atau keduanya, dalam penelitian ini hanya bagian *X-ray image intensifier* yang diubah-ubah posisinya. Nantinya, hasil pengukuran jarak didapat dari perhitungan selisih antara jarak *X-ray tube* dan *X-ray image intensifier* dengan *X-ray tube* dan meja pasien.

3.3.5. Tindakan pengukuran

Sebelum melakukan tindakan penyinaran, dosis latar perlu diukur terlebih dahulu dengan surveimeter. Kemudian untuk memulai pengukuran inti, pedal untuk tindakan *fluoro* diinjak selama tiga detik. Setelah selesai, untuk memastikan fluktuasi dosis radiasi, hendaknya data yang terekam pada *software* surveimeter disimpan untuk pengukuran dua puluh detik ke depan setelah penyinaran pertama kali. Selanjutnya pengukuran dilakukan pula pada satu nilai lain dari beda ketinggian *X-ray image intensifier* dengan meja pasien.

3.4. Teknis Analisis Data

3.4.1. Membuat tabel

Alat ukur surveimeter yang terhubung langsung dengan *software* akuisatornya dapat langsung mentabulasi data yang didapat dari tindakan pengukuran. Namun, bagian terpenting untuk diambil sebagai data dalam tabel per titik koordinat pengukuran adalah posisi waktu dan laju dosis radiasi dalam satuan mikroSivert per jam (µSv/h).

3.4.2. Konversi nilai dan akumulasi dosis

Satuan laju dosis pada tabel dikonversi menjadi mikroSivert/detik (µSv/s). Konversi ini kemudian dikalikan dengan faktor kalibrasi alat dan faktor bobt radiasi. Setelah itu, pada setiap titik pengukuran dilakukan perhitungan dosis akumulasi yang didapat.

3.4.3. Membuat grafik

Data dalam tabel selanjutnya diolah untuk ditampilkan dalam bentuk grafik yang menunjukkan hubungan antara posisi waktu dengan laju dosis. Grafik dibedakan berdasarkan jarak antara *X-ray image intensifier* dengan meja pasien.

3.5. Rumus yang Digunakan

Konversi satuan dosis dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut (Irwanto 2017).

$$H\ (\mu Sv/s) = h\ (\mu Sv/h) \times N_R \times M_R \times 3600^{-1}$$

Nilai akumulasi dosis di setiap titik pada tabel dinyatakan sebagai berikut (Canale, Raymond P et al 2015).

$$D_{total}\ (\mu Sv) = \sum_{i=1}^{n} [(\frac{D(t\{n\}) + f(D\{n+1\})}{2})\ (t_{n+1} - t_n)]$$

BAB IV
HASIL DAN PEMBAHASAN

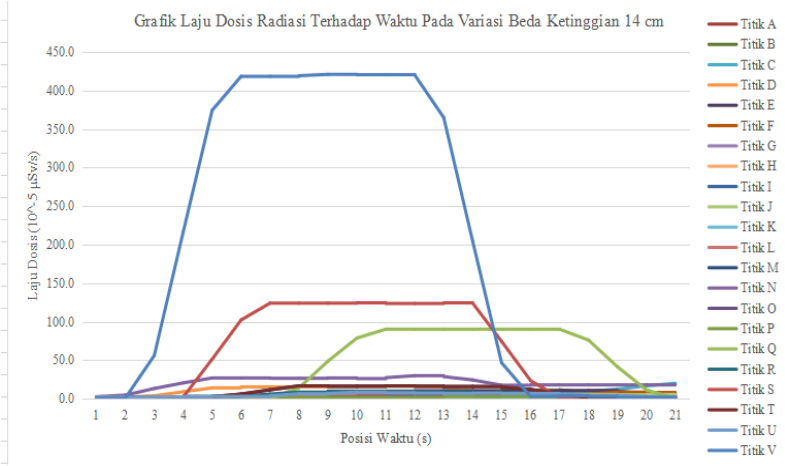
4.1. Analisis Data dan Perhitungan

Penelitian ini menggunakan variasi berupa beda ketinggian antara *X-ray image intensifier* dengan meja pasien. Nilai tersebut diperoleh dari selisih ketinggian X-ray image intensifier dan meja pasien terhadap X-ray tube. Diketahui bahwa ketinggian X-ray image intensifier diatur pada 90 cm dan 100 cm sedangkan ketinggian meja pasien ditetapkan sebesar 76 cm, sehingga didapatkan selisih masing-masing 14 cm dan 24 cm.

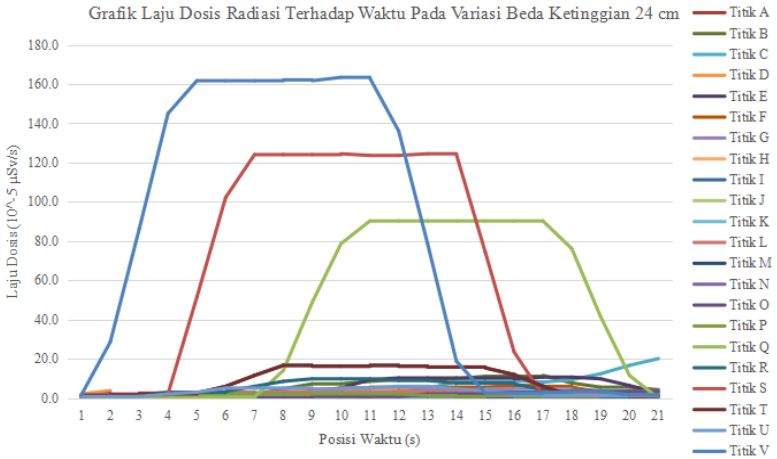
Nilai laju dosis yang didapat selanjunya perlu dikonversi dalam satuan mikroSivert/sekon (µSv/s**)**. Sebagai contoh, diketahui pada titk pengamatan V, nilai laju dosis pada posisi waktu 14:09:18 adalah 2.1 µSv/h. Nilai konversi laju dosis tersebut dinyatakan sebagai berikut (Irwanto 2017).

$$H\ (\mu Sv/s) = H\ (\mu Sv/h) \times N_R \times M_R \times 3600^{-1}$$
$$= 2.1\ \mu Sv/h \times 1 \times 0.96 \times 3600^{-1}$$
$$= 56.0 \times 10^{-5}\ \mu Sv/s$$

Nilai konversi laju dosis pada seluruh titik dinyatakan dalam lampiran, sedangkan pergerakan laju dosis untuk seluruh variasi dan titik ukur dinyatakan pada Gambar 4.1 dan 4.2



Gambar 4.1 Grafik Pergerakan Laju Dosis Radiasi Terhadap Waktu dengan Beda Ketinggian 14 cm

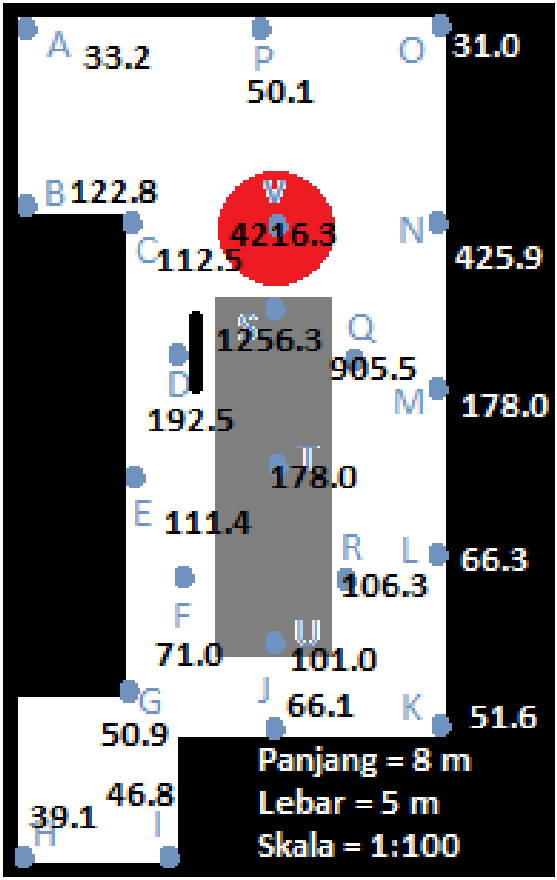


Gambar 4.2 Grafik Pergerakan Laju Dosis Radiasi Terhadap Waktu dengan Beda Ketinggian 14 cm

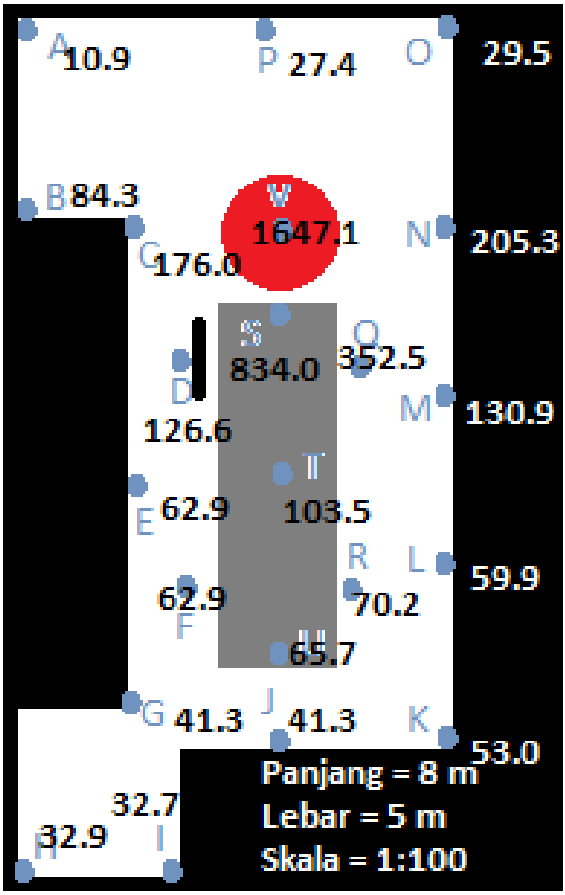
Untuk mengetahui besaran akumulasi dosis pada titik pengamatan tertentu, rumus nomor (2.4) digunakan.

Misalkan titik yang ditentukan dosis akumulasinya adalah V pada beda ketinggian 14 cm, hasil yang didapat dinyatakan pada Tabel 45 (terlampir).

Dengan cara yang sama seperti pada paragraf sebelumnya, besaran akumulasi dosis radiasi yang didapat untuk seluruh data dinyatakan pada Gambar 4.3 dan 4.4



Gambar 4.3 Besaran Akumulasi Dosis Radiasi Pada Seluruh Titik Dengan Beda Ketinggian 14 cm (dalam 10^{-5} µSv)



Gambar 4.4 Besaran Akumulasi Dosis Radiasi Pada Seluruh Titik Dengan Beda Ketinggian 24 cm (dalam 10^{-5} µSv)

4.2. Pembahasan

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh jarak antara *X-ray image intensifier* dan meja pasien terhadap sebaran dosis radiasi dalam ruang *cath lab.* Jarak tersebut didapatkan dengan mengatur ketinggian masing-masing *X-ray image intensifier* dan meja pasien dengan *X-*

ray tube. Untuk membuat variasi jarak tersebut, ketinggian yang diatur hanya pada *X-ray image intensifier* saja. Sebaran dosis radiasi didapat dengan menetapkan titik-titik yang menjadi titik uji pengukuran. Pada titik uji tersebut, pengukuran laju dosis dilakukan dengan variasi beda ketinggian antara *X-ray image intensifier* dan meja pasien. Penyinaran dengan radiasi dilakukan selama tiga detik, kemudian data diambil untuk pengukuran hingga detik ke dua puluh satu sejak pertama kali penyinaran.

Laju dosis tersebut diukur dengan surveimeter, yang dihubungkan dengan laptop secara langsung, sehingga data hasil pengukuran langsung terakuisisi. Data yang terakuisis ada beragam, namun data terpenting yang diperlukan adalah posisi waktu dan laju dosis. Surveimeter tersebut memiliki ketelitian pengukuran hingga satu tempat desimal, sedangkan pada hasil akuisisi data laju dosis dapat dinyatakan hasilnya hingga delapan desimal. Dengan menggunakan konsep angka penting, maka nilai laju dosis yang didapat dibulatkan menjadi satu angka saja di belakang koma.Surveimeter tersebut mengukur laju dosis dalam satuan mikroSivert/jam, mengingat durasi pengukuran dinyatakan dalam satuan detik, maka konversi satuan perlu dilakukan, yaitu menjadi mikroSivert/detik.

Data laju dosis hasil konversi pada setiap titik kemudian diolah untuk ditentukan besarnya dosis akumulasi yang didapat. Masing-masing titik uji tersebut menggunakan dua puluh satu posisi waktu pengukuran yang terhitung dari waktu awal penyinaran, sehingga durasi waktu pengukuran adalah dua puluh detik. Metode yang digunakan dalam menentukan dosis akumulasi yang diterima adalah aturan trapezoid. Aturan ini tidak lain adalah penjumlahan luasan pada data-data diskrit, sesuai dengan karakteristik data yang didapat pada penelitian ini. Dosis akumulasi dihitung melalui perkalian jumlahan laju

dosis dengan durasi waktu yang terdata, kemudian dijumlahkan seluruhnya.

Penelitian ini menggunakan dua puluh dua titk ukur, yaitu diurutkan berdasarkan abjad dari A hingga V. Penamaan titik ukur dilakukan secara acak, dan titik V ditetapkan sebagai titik pusat yang tak lain berada tepat diantara *X-ray tube* dan *X-ray image intensifier*. Koordinat setiap titik ukur ditentukan berdasarkan patokan titik V yang ditetapkan pada posisi (0,0,76) cm. Nilai z ditentukan sama untuk setiap titik ukur mengikuti ketinggian meja pasien yang sudah ditetapkan sebelumnya. Penelitian ini juga menggunakan dua variasi beda ketinggian *X-ray image intensifier* dan meja pasien, sebesar 14 cm dan 24 cm. Penyinaran dilakukan dengan faktor ekspoksi yang sudah ditetapkan sebagai standar operasional *cath lab* RS Unair. Data laju dosis yang didapat pada setiap titik kemudian diolah untuk ditentukan besarnya dosis akumulasi, yang dinyatakan pada tabel 4.46. Masing-masing data setiap titk kemudian dinyatakan dalam grafik seperti pada Gambar 4.1 dan 4.2, yang dibedakan berdasarkan beda ketinggian yang digunakan.

Merujuk pada tabel 4.46, terlihat bahwa setiap titik ukur memberikan data dosis akumulasi yang berbeda, termasuk untuk titik ukur yang sama, variasi selisih ketinggian yang digunakan juga akan memngaruhi data yang didapat. Titik V sebagai titk pusat sumber radiasi secara konsisten memberikan nilai dosis akumulasi terbesar, kemudian disusl pada titik S dan Q. Pada umumnya, nilai dosis akumulasi akan mengecil seiring dengan bertambahnya jarak *X-ray image intensifier* dengan meja pasien, namun beberapa titik ukur justru memberikan hasil yang sebaliknya, yaitu pada titik C dan K. Pegerakan dosis radiasi pada setiap titik ukur pada umumnya membentuk kurva ke atas. Nilai puncak yang didapat maupun momen kejadiannya dapat berbeda-beda. Namun,

dengan patokan batas waktu sebesar dua puluh detik pengukuran, maka ada beberapa titik yang hasil ujungnya belum menurun, terutama pada titik ukur yang realtif jauh dari sumber radiasi. Selain itu, pada titik ukur yang relatif jauh dari sumber radiasi terdapat ketidakteraturan grafik, dalam hal ini laju dosis yang didapat bersifat fluktuatif.

Radiasi yang akan diterima oleh titik ukur sangat dipengaruhi oleh jaraknya terhadap sumber radiasi. Hal ini disebabkan karena radiasi akan melewati medium (dalam hal ini berupa udara), sehingga kadar radiasinya akan berkurang. Jarak yang semakin jauh membuat radiasi yang diserap oleh udara semakin banyak. Faktor ini dapat didukung oleh faktor tambahan, yaitu radiasi yang terpakai. Pada *cath lab*, sebagian energi radiasinya digunakan untuk menghasilkan citra, sehingga hanya sebagian yang akan terbuang dan tersebar di lingkungan sekitarnya. Adanya jarak antara *X-ray tube* dengan *X-ray image intensifier* dan meja pasien berpengaruh pada kadar radiasi yang diterima oleh *X-ray image intensifier* dan yang terbuang. Kemudian, radiasi yang diterima pada setiap titik dapat berubah-ubah terhadap waktu yang berjalan, dengan karakteristik yang pada dasarnya sama, yaitu memuncak pada suatu nilai kemudian menurun kembali.

Namun, pada penelitian ini terdapat titik yang memiliki penyimpangan besaran dosis akumulasi yang didapat, yaitu pada beda ketinggian yang lebih besar dosis radiasi yang diterima juga ikut meningkat. Selain itu, setiap titik yang diperbandingkan berdasarkan beda ketinggian tidak memberikan hasil yang perbandingannya konstan. Hal ini disebabkan oleh gerak partikel radiasi itu sendiri. Saat penyinaran dilakukan, maka partikel radiasi yang keluar akan bergerak secara bebas, sehingga ketidakteraturan akan muncul. Pada titik ukur yang berdekatan atau tepat di atas sumber radiasi, sebagian besar radiasi memiliki arah gerak yang sama menuju *X-ray image*

intensifier sehingga nilai yang didapat akan lebih teratur. Namun, pada titik yang semakin jauh, dapat dipastikan bahwa partikel radiasi telah bergerak sebarang dan smenyebar, bahkan seringkali terdapat jeda pada partikel radiasi dalam mengenai suatu titik ukur, sehingga kadang-kadang nilai dosis akumulasi yang didapat bisa lebih besar dibandingkan dengan jarak yang sedikit lebih dekat. Hal ini diperkuat dengan penelitian yang dilakukan oleh (Sinaga,2018) tentang paparan radiasi menggunakan pesawat sinar-X konvensional. Beliau menemukam ketidakteraturan dosis radiasi pada jarak kurang lebih 2,3 meter dari sumber. Namun, yang pasti besaran dosis akumulasi akan lebih besar diterima pada titik ukur yang lebih dekat dengan sumber, sehingga ketidakteraturan pada titik ukur yang lebih jauh tertutupi dengannya.

Mengacu pada asas proteksi radiasi, maka operator harus melakukan penyinaran relatif juah dari sumber radiasi, serta menggunakan pelindung. Namun, dalam ruang *cath lab*, hal tersebut tidak selalu dapat dilakukan pada beberapa tenaga kesehatan mengingat penyinaran dengan sinar-X pada ruang tersebut bersamaan dengan tindakan pada pasien, selain itu juga akibat keterbatasan alat pelindung diri (APD) radiasi. Sehingga, salah satu faktor yang dapat diperhatikan adalah besaran nilai batas dosis (NBD) potensial yang diterima oleh setiap titik kerja. Pada penelitian ini, titik terpenting yang perlu diperhatikan terkait dengan besaran batas dosis radiasi yang diterima adalah titik V,S,Q, dan D.

Titik V,S, dan Q merupakan titik ukur terdekat dengan sumber radiasi. Bahkan titik V terletak tepat di atas sumber radiasi. Biasanya titik V dan S merupakan tempat pasien, sedangkan titik Q merupakan titik kerja salah satu tenaga kesehatan. Dosis akumulasi pada setiap titik selama durasi dua puluh detik pengukuran memang realtif sangat kecil, bahkan hanya berorde 10^{-5}. Pada titik V dan S besaran dosis

akumulasi tertinggi masing-masing adalah 4216.3 x 10^{-5} µSv dan 1256.3 x 10^{-5} µSv. Jika mengacu pada NBD pasien adalah 1 mSv/tahun dan dosis yang diterima pada penelitian ini dianggap berlaku kelipatan, maka pasien tersebut berpotensi menoleransi penyinaran maksimum masing-masing sebesar 131 dan 442 jam per tahunnya. Jika dianggap pula dalam satu tahun bekerja sebesar 260 hari (1 tahun = 52 minggu, 1 minggu = 5 hari kerja), maka durasi maksimum yang mungkin dalam bekerja menggunakan radiasi per harinya sebesar 0.5 jam dan 1,7 jam. Nilai maksimum tersebut secara realita agak mustahil untuk dicapai karena faktor keperluan dan faktor durasi pengambilan citra yang hanya dalam hitungan detik..

Titik Q merupakan titik tempat salah satu tenaga kesehatan bekerja dengan potensi radiasi yang diterima paling tinggi. Pada penelitian ini, nilai dosis akumulasi tertinggi yang didapat adalah 905.5 x 10^{-5} µSv. Jika mengacu pada NBD pekerja radiasi (tenaga kesehatan yang bertugas dianggap demikian) adalah 20 mSv/tahun dan dosis yang diterima pada penelitian ini dianggap berlaku kelipatan, maka tenaga kesehatan tersebut berpotensi menoleransi penyinaran maksimum sebesar 613 jam per tahun. Jika dianggap pula dalam satu tahun bekerja sebesar 260 hari (1 tahun = 52 minggu, 1 minggu = 5 hari kerja), maka durasi maksimum yang mungkin dalam bekerja menggunakan radiasi per harinya sebesar 2.35 jam. Dalam praktiknya, meskipun durasi kerja rata-rata dalam ruang *cath lab* lebih besar daripada durasi maskimum terpapar radiasi (satu tindakan pasien membutuhkan waktu rata-rata 3 jam), namun perlu diketahui bahwa penggunaan radiasinya tidak akan mencapai waktu selama itu mengingat pengambilan citra dilakukan dalam skala detik. Selain itu, rata-rata tenaga kesehatan yang bertugas menangani pasien di dalamnya bersifat *seasonal* sehingga

pengunaan alat pelindung diri dapat difokuskan pada bagian paling sensitif (misalnya pada mata).

Titik D merupakan titik tempat operator bekerja. Pada titik ini, *shielding* berbahan dasar timbal dipasang sedemikian rupa untuk melindunginya. Perisai tersebut memang terdapat dalam jumlah terbatas dan difokuskan untuk melindungi operator yang memang secara harian bekerja di dalamnya. Pada penelitian ini, nilai dosis akumulasi tertinggi yang didapat adalah 112.5 x 10^{-5} µSv. Jika mengacu pada NBD pekerja radiasi (tenaga kesehatan yang bertugas dianggap demikian) adalah 20 mSv/tahun dan dosis yang diterima pada penelitian ini dianggap berlaku kelipatan, maka tenaga kesehatan tersebut berpotensi menoleransi penyinaran maksimum sebesar 4938 jam per tahun. Jika dianggap pula dalam satu tahun bekerja sebesar 260 hari (1 tahun = 52 minggu, 1 minggu = 5 hari kerja), maka durasi maksimum yang mungkin dalam bekerja menggunakan radiasi per harinya sebesar 19 jam. Nilai harian tersebut jelas melebihi durasi kerja dengan radiasi, sehingga operator harian dapat menolernasi paparan radiasi lebih besar bila dibandingkan dengan tenaga kesehatan lainnya.

Mengacu pada orde laju dosis yang didapat, serta batas toleransi paparan radiasi, bahwa system kerja pada *cath lab* pada RS Uniar sudah memenuhi konsep ALARA. Hal ini didukung pula dengan kebutuhan pengambilan citra yang tidak begitu rumit. Perlu diketahui, bahwa hasil citra yang ditangkap oleh pesawat sinar-X pada *cath lab* adalah warna hitam putih, serta hanya mengambil gambar secara dua dimensi sehingga besar radiasi yang diperlukan tidak perlu terlalu tinggi. Selain itu, pemberian kontras/warna dengan bahan kimia tertentu sebagai penjelas hasil citra dianggap sudah cukup dalam mengurangi penggunaan radiasi yang diperlukan.

Penelitan sejenis pernah dilakukan oleh (Kartika, 2011) dengan menguji sebaran dosis radiasi menggunakan mesin fluoroskopi konvensional. Variabel bebas yang digunakannya adalah variasi sudut. Penelitian tersebut dilakukan dengan menetapkan titik ukur serta setiap titik ukur ditempatkan TLD. Hasil pengukuran yang didapat adalah besaran dosis radiasi yang sudah terakumulasi dalam jangka waktu fluoroskopi tertentu. Namun, besaran fluktuasi laju dosis selama jangka waktu tertentu tidak dapat diukur karena kemampuan dari TLD yang hanya mengukur besaran dosis yang terkumpul dan masih memerlukan piranti tambahan untuk analisatornya. Selain itu, penyinaran mesin fluoroskopi konvensional hanya menghasilkan berkas radiasi satu arah. Sehingga, penelitian tersebut dapat dikembangkan pada *Cath lab* , yang tidak lain adalah pengembangan dari mesin fluoroskopi yang memiliki kemampuan penyinaran ke segala arah, serta adanya kemungkinan hamburan dosis ke arah yang lebih banyak. Pengukuran besaran dosis radiasi yang dihasilkan dilakukan dengan menggunakan surveimeter yang dapat mengetahui fluktuasi laju dosis dalam waktu tertentu.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Hasil penelitian ini dapat disimpulkan bahaw jarak antara *X-ray image intensifier* dengan meja pasien berpengaruh pada radiasi yang masuk pada *X-ray image intensifier* dan radiasi yang terhambur, sehingga dengan jarak keduanya yang lebih kecil, maka dosis radiasi yang ditangkap dan dihamburkan dapat semakin kecil akibat pengaruh atenuasi dari udara. Nilai dosis akumulasi yang didapat sangat kecil karena berorde 10^{-5} sehingga penggunaan *cath lab* di RS Unair masih sangat jauh dari batas atas yang diperbolehkan dari segi NBD.

5.2 Saran

1. Penelitian ini perlu dikembangkan pada tindakan *cine* (pengambilan gambar dalam jumlah banyak untuk pembentukan citra bergerak) karena tindakan ini paling sering dilakukan di RS Unair.
2. Penelitian ini perlu dikembangkan pada aspek atenuasi sinar radiasi pada saat keluar dari sumber menuju *X-ray image intensifier*
3. Penelitian ini perlu dikembangkan dari segi pengaruh ketebalan jaringan tubuh yang akan diamati terhadap sebaran dosis radiasi dalam ruangan
4. Pada *X-ray image intensifier* perlu dipasang perisai tambahan untuk mengurangi kebocoran radiasi yang ditimbulkan.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

Canale, Raymond P., and Steven C. Chapra. *Numerical Methods for Engineers*. 7 th. New York: McGraw-Hill Education, 2015.

Desrinofita, Reni, Dessy Rizki Amelia, Sulandri Dwi Wulandari, Lamtaruli Purba, and Serinarizki Serinarizki. *Makalah Kimia Inti "Deteksi Radiasi Inti"*. Jambi: Pendidikan Kimia Jurusan Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Fakultas Keguruan Dan Ilmu Pendidikan Universitas Jambi, 2014.

Hiswara, Eri. *Buku Pintar Proteksi Dan Keselamatan Radiasi Di Rumah Sakit. Jakarta*: BATAN Press, 2015.

Irwanto, Yudi. *Laporan Praktikum Alat Deteksi dan Proteksi Radiasi "Pengenalan Alat Ukur Radiasi*. Yogyakarta: Sekolah Tinggi Teknologi Nuklir Badan Tenaga Nuklir Nasional Yogyakarta, 2017.

Kartika, Titik. *Distribusi Dosis Hambur Dalam Fluoroskopi Sebagai Variasi Sudut*. Universitas Indonesia, 2011.

Nickoloff, Edward L, Keith J. Strauss, Bruce T. Austin, Stephen Balter, Geoffrey D. Clarke, Paul Lin Pei-Jan, Marlene H. P. Mcketty, et al. *AAPM Report No. 70 Cardiac Catheterization Equipment Performance*. Madison: Medical Physics Publishing, 2014.

Podgorsak, E.B. *Basic Radiation Physics. In Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students*. Montreal: IAEA Publication, 2006.

Shortt, K.R., J.P. Seuntjens, And W. Strydom. *Dosimetric Principles, Quantities And Units. In Review Of Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*. Heidelberg: IAEA Publication, 2006.

Sinaga, Rohama Alfina. *Analisis Paparan Dosis Radiasi Jarak Aman Petugas dan Pasien Lain Di Ruang ICU*. Universitas Sumatera Utara, 2018.

"*Sinar-X*." Presented at the Seminar Jurusan Pendidikan Fisika, IKIP Bandung, 1996.

Suryaningsih, Yulianti. *Penentuan Faktor Eksposi Mesin Radiografi Konvensional Di Laboratorium Fisika Medik Unnes*. Universitas Negeri Semarang, 2014.

Tabish, S.A. *Cardiac Catheterization Lab. Sher-I-Kashmir Institute Of Medical Science*s, January 16, 2016.

LAMPIRAN

Lampiran A. Data Laju Dosis Setiap Titik

Tabel 1 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik A dengan Beda Ketinggian 14 cm

b	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.11.52	0.0	0.0
13.11.53	0.0	0.0
13.11.54	0.0	0.0
13.11.55	0.0	0.0
13.11.56	0.0	0.0
13.11.57	0.0	0.4
13.11.58	0.0	0.4
13.11.59	0.0	0.9
13.12.00	0.0	0.9
13.12.01	0.0	0.9
13.12.02	0.0	0.9
13.12.03	0.1	2.1
13.12.04	0.1	2.1
13.12.05	0.1	2.1
13.12.06	0.1	3.0
13.12.07	0.1	3.4
13.12.08	0.1	3.9
13.12.09	0.1	3.4
13.12.10	0.1	3.4
13.12.11	0.1	3.4
13.12.12	0.1	3.9

Tabel 2 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik A dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.30.52	0.0	0.0
13.30.53	0.0	0.0
13.30.54	0.0	0.9
13.30.55	0.0	1.3
13.30.56	0.1	1.7
13.30.57	0.1	1.7

13.30.58	0.1	1.7
13.30.59	0.1	1.7
13.31.00	0.1	1.7
13.31.01	0.1	1.7
13.31.02	0.1	1.7
13.31.03	0.1	1.7
13.31.04	0.0	1.3
13.31.05	0.0	0.9
13.31.06	0.0	0.4
13.31.07	0.0	0.4
13.31.08	0.0	0.4
13.31.09	0.0	0.4
13.31.10	0.0	0.4
13.31.11	0.0	0.9
13.31.12	0.0	0.9

Tabel 3 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik B dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.14.39	0.1	1.7
13.14.40	0.1	1.7
13.14.41	0.1	1.7
13.14.42	0.1	1.7
13.14.43	0.1	1.7
13.14.44	0.1	1.7
13.14.45	0.1	1.7
13.14.46	0.2	4.7
13.14.47	0.3	7.3
13.14.48	0.3	7.3
13.14.49	0.3	8.6
13.14.50	0.4	9.4
13.14.51	0.4	9.8
13.14.52	0.4	9.8
13.14.53	0.4	11.1
13.14.54	0.4	11.1
13.14.55	0.4	11.6
13.14.56	0.3	7.7
13.14.57	0.2	5.6

13.14.58	0.2	5.6
13.14.59	0.2	4.3

Tabel 4 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik B dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.16.49	0.0	0.9
14.16.50	0.0	0.9
14.16.51	0.1	1.7
14.16.52	0.1	1.7
14.16.53	0.1	2.1
14.16.54	0.1	2.1
14.16.55	0.1	2.1
14.16.56	0.2	4.3
14.16.57	0.2	6.4
14.16.58	0.3	8.6
14.16.59	0.3	8.6
14.17.00	0.3	8.6
14.17.01	0.3	7.7
14.17.02	0.3	7.7
14.17.03	0.3	7.7
14.17.04	0.3	8.1
14.17.05	0.3	9.0
14.17.06	0.3	6.8
14.17.07	0.2	5.1
14.17.08	0.1	2.6
14.17.09	0.1	2.6

Tabel 5 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik C dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.18.55	0.0	1.3
14.18.56	0.0	1.3
14.18.57	0.0	1.3
14.18.58	0.1	1.7
14.18.59	0.1	1.7
14.19.00	0.1	1.7
14.19.01	0.1	2.6

14.19.02	0.1	2.6
14.19.02	0.1	3.0
14.19.04	0.1	3.0
14.19.05	0.1	2.6
14.19.06	0.1	3.0
14.19.07	0.2	4.7
14.19.08	0.3	8.6
14.19.09	0.3	8.6
14.19.10	0.3	9.0
14.19.11	0.3	8.1
14.19.12	0.4	9.4
14.19.13	0.5	12.4
14.19.14	0.6	16.7
14.19.15	0.8	20.1

Tabel 6 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik C dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.27.21	0.0	1.3
13.27.22	0.0	1.3
13.27.23	0.1	1.7
13.27.24	0.1	1.7
13.27.25	0.1	1.7
13.27.26	0.1	1.7
13.27.27	0.1	3.0
13.27.28	0.2	6.4
13.27.29	0.4	11.6
13.27.30	0.6	15.0
13.27.31	0.6	15.0
13.27.32	0.6	15.0
13.27.33	0.6	15.0
13.27.34	0.6	15.4
13.27.35	0.6	15.4
13.27.36	0.6	16.7
13.27.37	0.6	15.4
13.27.38	0.4	11.1
13.27.39	0.2	6.4
13.27.40	0.1	3.9

13.27.41	0.1	3.9

Tabel 7 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik D dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.33.40	0.1	1.7
13.33.41	0.1	2.1
13.33.42	0.1	3.9
13.33.43	0.3	9.0
13.33.44	0.5	14.1
13.33.45	0.6	15.4
13.33.46	0.6	15.4
13.33.47	0.6	15.4
13.33.48	0.6	15.4
13.33.49	0.6	15.8
13.33.50	0.6	16.3
13.33.51	0.6	15.8
13.33.52	0.5	14.5
13.33.53	0.4	10.3
13.33.54	0.2	6.4
13.33.55	0.2	4.3
13.33.56	0.2	4.3
13.33.57	0.2	4.3
13.33.58	0.1	3.9
13.33.59	0.1	3.4
13.34.00	0.1	3.4

Tabel 8 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik D dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.14.41	0.1	1.7
13.14.42	0.1	1.7
13.14.43	0.1	1.7
13.14.44	0.1	1.7
13.14.45	0.1	1.7
13.14.46	0.2	4.7
13.14.47	0.3	7.3
13.14.48	0.3	7.3

13.14.49	0.3	8.6
13.14.50	0.4	9.4
13.14.51	0.4	9.8
13.14.52	0.4	9.8
13.14.53	0.4	11.1
13.14.54	0.4	11.1
13.14.55	0.4	11.6
13.14.56	0.3	7.7
13.14.57	0.2	5.6
13.14.58	0.2	5.6
13.14.59	0.2	4.3
13.15.00	0.1	3.4
13.15.01	0.1	3.4

Tabel 9 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik E dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.29.06	0.0	0.4
13.29.07	0.0	0.4
13.29.08	0.0	0.4
13.29.09	0.0	0.4
13.29.10	0.0	0.4
13.29.11	0.0	1.3
13.29.12	0.0	1.3
13.29.13	0.0	0.9
13.29.14	0.1	1.7
13.29.15	0.2	5.1
13.29.16	0.4	9.4
13.29.17	0.4	10.3
13.29.18	0.4	10.3
13.29.19	0.4	10.3
13.29.20	0.4	10.3
13.29.21	0.4	9.8
13.29.22	0.4	10.7
13.29.23	0.4	10.7
13.29.24	0.4	9.8
13.29.25	0.2	6.4
13.29.26	0.1	2.6

Tabel 10 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik E dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.27.15	0.1	2.6
14.27.16	0.1	3.9
14.27.17	0.2	5.1
14.27.18	0.2	5.6
14.27.19	0.2	5.1
14.27.20	0.2	5.6
14.27.21	0.2	5.6
14.27.22	0.3	6.8
14.27.23	0.3	7.7
14.27.24	0.2	6.4
14.27.25	0.2	6.0
14.27.26	0.2	4.7
14.27.27	0.1	3.9
14.27.28	0.1	3.4
14.27.29	0.1	3.4
14.27.30	0.1	3.0
14.27.31	0.1	3.0
14.27.32	0.1	1.7
14.27.33	0.0	0.9
14.27.34	0.0	0.9
14.27.35	0.0	0.9

Tabel 11 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik F dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.44.29	0.0	0.4
13.44.30	0.0	0.4
13.44.31	0.0	0.9
13.44.32	0.0	0.9
13.44.33	0.0	1.3
13.44.34	0.1	1.7
13.44.35	0.1	2.1
13.44.36	0.1	2.6
13.44.37	0.1	3.0

13.44.38	0.1	3.4
13.44.39	0.1	3.4
13.44.40	0.1	3.4
13.44.41	0.1	3.0
13.44.42	0.1	3.9
13.44.43	0.1	3.4
13.44.44	0.2	5.1
13.44.45	0.2	5.6
13.44.46	0.2	6.0
13.44.47	0.3	8.6
13.44.48	0.3	8.1
13.44.49	0.3	8.1

Tabel 12 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik F dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.15.20	0.0	0.0
13.15.21	0.0	0.0
13.15.22	0.0	0.0
13.15.23	0.0	0.0
13.15.24	0.0	0.0
13.15.25	0.0	0.0
13.15.26	0.0	0.9
13.15.27	0.0	1.3
13.15.28	0.1	3.9
13.15.29	0.2	5.1
13.15.30	0.2	5.6
13.15.31	0.2	5.6
13.15.32	0.2	5.6
13.15.33	0.2	5.6
13.15.34	0.2	5.6
13.15.35	0.2	6.4
13.15.36	0.2	6.0
13.15.37	0.2	5.6
13.15.38	0.1	3.0
13.15.39	0.1	2.1
13.15.40	0.1	1.7

Tabel 13 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik G dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.43.13	0.0	0.0
13.43.14	0.0	0.4
13.43.15	0.0	0.4
13.43.16	0.0	0.4
13.43.17	0.0	1.3
13.43.18	0.1	1.7
13.43.19	0.1	1.7
13.43.20	0.1	2.1
13.43.21	0.1	3.0
13.43.22	0.1	3.0
13.43.23	0.1	3.4
13.43.24	0.1	3.0
13.43.25	0.1	3.9
13.43.26	0.2	4.7
13.43.27	0.2	4.3
13.43.28	0.1	3.9
13.43.29	0.1	3.9
13.43.30	0.1	3.4
13.43.31	0.1	2.6
13.43.32	0.1	2.6
13.43.33	0.1	2.6

Tabel 14 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik G dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.21.57	0.0	0.9
14.21.58	0.0	0.9
14.21.59	0.0	0.9
14.22.00	0.0	0.9
14.22.01	0.0	0.4
14.22.02	0.0	0.9
14.22.03	0.0	0.9
14.22.04	0.1	1.7
14.22.05	0.1	2.1
14.22.06	0.1	2.6

14.22.07	0.1	2.6
14.22.08	0.1	3.4
14.22.09	0.2	4.3
14.22.10	0.2	4.3
14.22.11	0.2	4.7
14.22.12	0.2	4.7
14.22.13	0.2	4.7
14.22.14	0.2	4.3
14.22.15	0.1	3.4
14.22.16	0.1	3.4
14.22.17	0.1	3.4

Tabel 15 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik H dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.13.01	0.0	0.0
13.13.02	0.0	0.0
13.13.03	0.0	0.0
13.13.04	0.0	0.0
13.13.05	0.0	0.4
13.13.06	0.0	0.4
13.13.07	0.0	1.3
13.13.08	0.0	1.3
13.13.09	0.0	1.3
13.13.10	0.1	1.7
13.13.11	0.1	2.1
13.13.12	0.1	2.1
13.13.13	0.1	3.4
13.13.14	0.1	3.9
13.13.15	0.1	3.4
13.13.16	0.1	3.4
13.13.17	0.1	2.6
13.13.18	0.1	3.0
13.13.19	0.1	3.9
13.13.20	0.1	3.4
13.13.21	0.1	3.0

Tabel 16 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik H dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.25.02	0.0	0.9
14.25.03	0.0	0.9
14.25.04	0.0	0.9
14.25.05	0.0	1.3
14.25.06	0.0	1.3
14.25.07	0.0	1.3
14.25.08	0.1	1.7
14.25.09	0.1	1.7
14.25.10	0.0	1.3
14.25.11	0.0	1.3
14.25.12	0.0	1.3
14.25.13	0.1	1.7
14.25.14	0.1	2.6
14.25.15	0.1	2.1
14.25.16	0.1	1.7
14.25.17	0.1	1.7
14.25.18	0.0	1.3
14.25.19	0.1	1.7
14.25.20	0.1	2.6
14.25.21	0.1	2.6
14.25.22	0.1	3.0

Tabel 17 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik I dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.46.46	0.0	0.4
13.46.47	0.0	0.4
13.46.48	0.0	0.4
13.46.49	0.0	0.9
13.46.50	0.0	0.9
13.46.51	0.0	1.3
13.46.52	0.0	1.3
13.46.53	0.0	1.3
13.46.54	0.0	1.3
13.46.55	0.0	1.3

13.46.56	0.1	1.7
13.46.57	0.1	1.7
13.46.58	0.1	2.6
13.46.59	0.1	3.0
13.47.00	0.1	3.9
13.47.01	0.2	4.7
13.47.02	0.2	4.7
13.47.03	0.2	4.3
13.47.04	0.2	4.3
13.47.05	0.2	4.7
13.47.06	0.2	4.3

Tabel 18 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik I dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.20.35	0.0	0.0
14.20.36	0.0	0.0
14.20.37	0.0	0.0
14.20.38	0.0	0.0
14.20.39	0.0	0.0
14.20.40	0.0	0.0
14.20.41	0.0	0.0
14.20.42	0.0	0.0
14.20.43	0.0	0.0
14.20.44	0.0	0.0
14.20.46	0.0	0.9
14.20.46	0.0	0.9
14.20.47	0.0	0.9
14.20.48	0.0	0.9
14.20.49	0.0	0.9
14.20.50	0.0	0.9
14.20.51	0.0	0.9
14.20.52	0.0	1.3
14.20.53	0.0	1.3
14.20.54	0.1	1.7
14.20.55	0.0	1.3

Tabel 19 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik J dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.27.01	0.1	1.7
14.27.02	0.1	2.1
14.27.03	0.1	2.1
14.27.04	0.1	2.1
14.27.05	0.1	2.6
14.27.06	0.1	2.6
14.27.07	0.1	3.0
14.27.08	0.1	3.0
14.27.09	0.1	3.4
14.27.10	0.1	3.4
14.27.11	0.1	2.6
14.27.12	0.1	2.1
14.27.13	0.1	2.1
14.27.14	0.1	3.4
14.27.15	0.1	2.6
14.27.16	0.1	3.9
14.27.17	0.2	5.1
14.27.18	0.2	5.6
14.27.19	0.2	5.1
14.27.20	0.2	5.6
14.27.21	0.2	5.6

Tabel 20 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik J dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.00.43	0.0	0.0
14.00.44	0.0	0.0
14.00.45	0.0	0.4
14.00.46	0.0	0.9
14.00.47	0.0	1.3
14.00.48	0.0	1.3
14.00.49	0.0	1.3
14.00.50	0.1	1.7
14.00.51	0.1	2.6
14.00.52	0.1	2.6

14.00.53	0.1	2.6
14.00.54	0.1	2.6
14.00.55	0.1	2.1
14.00.56	0.1	2.1
14.00.57	0.1	2.1
14.00.58	0.1	3.0
14.00.59	0.1	3.9
14.01.00	0.1	3.4
14.01.01	0.1	3.0
14.01.02	0.1	3.0
14.01.03	0.1	3.0

Tabel 21 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik K dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.55.21	0.0	1.3
13.55.22	0.0	1.3
13.55.23	0.0	1.3
13.55.24	0.1	2.6
13.55.25	0.1	3.0
13.55.26	0.1	3.4
13.55.27	0.1	3.9
13.55.28	0.1	3.4
13.55.29	0.1	3.0
13.55.30	0.1	3.4
13.55.31	0.1	3.9
13.55.32	0.1	3.9
13.55.33	0.1	3.4
13.55.34	0.1	3.0
13.55.35	0.1	2.6
13.55.36	0.1	2.1
13.55.37	0.1	1.7
13.55.38	0.1	1.7
13.55.39	0.1	1.7
13.55.40	0.0	1.3
13.55.41	0.0	0.9

Tabel 22 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik K dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.24.13	0.1	1.7
14.24.14	0.1	1.7
14.24.15	0.0	0.9
14.24.16	0.0	0.4
14.24.17	0.0	0.0
14.24.18	0.0	0.0
14.24.19	0.0	0.0
14.24.20	0.0	0.0
14.24.21	0.0	0.0
14.24.22	0.0	0.4
14.24.23	0.0	1.3
14.24.24	0.1	1.7
14.24.25	0.1	1.7
14.24.26	0.1	2.1
14.24.27	0.1	3.0
14.24.28	0.1	3.4
14.24.29	0.1	3.4
14.24.30	0.1	3.4
14.24.31	0.1	3.9
14.24.32	0.1	3.4
14.24.33	0.1	2.6

Tabel 23 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik L dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.15.22	0.0	0.0
13.15.23	0.0	0.0
13.15.24	0.0	0.0
13.15.25	0.0	0.0
13.15.26	0.0	0.9
13.15.27	0.0	1.3
13.15.28	0.1	3.9
13.15.29	0.2	5.1
13.15.30	0.2	5.6
13.15.31	0.2	5.6

13.15.32	0.2	5.6
13.15.33	0.2	5.6
13.15.34	0.2	5.6
13.15.35	0.2	6.4
13.15.36	0.2	6.0
13.15.37	0.2	5.6
13.15.38	0.1	3.0
13.15.39	0.1	2.1
13.15.40	0.1	1.7
13.15.41	0.1	1.7
13.15.42	0.1	1.7

Tabel 24 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik L dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.49.00	0.0	1.3
13.49.01	0.1	2.1
13.49.02	0.1	2.6
13.49.03	0.1	3.0
13.49.04	0.1	3.0
13.49.05	0.1	3.0
13.49.06	0.1	2.6
13.49.07	0.1	3.4
13.49.08	0.1	3.4
13.49.09	0.1	3.4
13.49.10	0.1	3.4
13.49.11	0.1	3.4
13.49.12	0.1	3.4
13.49.13	0.1	3.0
13.49.14	0.1	3.0
13.49.15	0.1	2.6
13.49.16	0.1	3.0
13.49.17	0.1	3.0
13.49.18	0.1	3.0
13.49.19	0.1	3.4
13.49.20	0.1	3.0

Tabel 25 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik M dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.35.17	0.0	1.3
13.35.18	0.1	1.7
13.35.19	0.1	2.1
13.35.20	0.1	2.1
13.35.21	0.1	2.6
13.35.22	0.2	6.0
13.35.23	0.4	11.6
13.35.24	0.6	16.7
13.35.25	0.6	16.3
13.35.26	0.6	16.3
13.35.27	0.6	16.7
13.35.28	0.6	16.3
13.35.29	0.6	15.8
13.35.30	0.6	15.8
13.35.31	0.6	15.4
13.35.32	0.4	12.0
13.35.33	0.2	6.0
13.35.34	0.0	1.3
13.35.35	0.0	1.3
13.35.36	0.0	0.9
13.35.37	0.0	1.3

Tabel 26 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik M dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.58.33	0.0	1.3
13.58.34	0.0	1.3
13.58.35	0.0	1.3
13.58.36	0.1	1.7
13.58.37	0.0	1.3
13.58.38	0.0	1.3
13.58.39	0.1	2.6
13.58.40	0.3	7.7
13.58.41	0.4	9.4
13.58.42	0.4	10.7

13.58.43	0.4	11.1
13.58.44	0.4	12.0
13.58.45	0.4	12.0
13.58.46	0.4	11.6
13.58.47	0.4	11.6
13.58.48	0.4	11.6
13.58.49	0.4	10.3
13.58.50	0.2	5.1
13.58.51	0.1	3.9
13.58.52	0.1	3.0
13.58.53	0.1	2.1

Tabel 27 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik N dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.22.58	0.0	0.0
13.22.59	0.1	3.4
13.23.00	0.3	8.6
13.23.01	0.5	14.1
13.23.02	0.6	17.1
13.23.03	0.7	17.5
13.23.04	0.7	18.0
13.23.05	0.7	18.8
13.23.06	0.7	18.8
13.23.07	0.7	19.7
13.23.08	0.8	20.1
13.23.09	0.6	16.7
13.23.10	0.4	11.6
13.23.11	0.2	6.0
13.23.12	0.1	3.0
13.23.13	0.1	2.6
13.23.14	0.1	2.1
13.23.15	0.1	1.7
13.23.16	0.1	2.6
13.23.17	0.1	2.1
13.23.18	0.1	1.7

Tabel 28 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik N dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.14.28	0.1	2.6
14.14.29	0.2	4.7
14.14.30	0.5	13.3
14.14.31	0.8	20.5
14.14.32	1.0	27.0
14.14.33	1.0	27.0
14.14.34	1.0	26.5
14.14.35	1.0	26.5
14.14.36	1.0	27.0
14.14.37	1.0	26.1
14.14.38	1.0	27.4
14.14.39	1.1	29.9
14.14.40	1.1	28.7
14.14.41	0.9	24.4
14.14.42	0.7	17.5
14.14.43	0.7	18.0
14.14.44	0.7	18.0
14.14.45	0.7	18.0
14.14.46	0.7	18.0
14.14.47	0.7	18.0
14.14.48	0.6	16.7

Tabel 29 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik O dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.10.48	0.03	0.9
13.10.49	0.03	0.9
13.10.50	0.03	0.9
13.10.51	0.03	0.9
13.10.52	0.03	0.9
13.10.53	0.05	1.3
13.10.54	0.05	1.3
13.10.55	0.03	0.9
13.10.56	0.08	2.1
13.10.57	0.11	3.0

13.10.58	0.13	3.4
13.10.59	0.14	3.9
13.11.00	0.16	4.3
13.11.01	0.16	4.3
13.11.02	0.16	4.3
13.11.03	0.16	4.3
13.11.04	0.14	3.9
13.11.05	0.14	3.9
13.11.06	0.10	2.6
13.11.07	0.08	2.1
13.11.08	0.06	1.7

Tabel 30 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik O dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.11.51	0.0	0.0
13.11.52	0.0	0.0
13.11.53	0.0	0.0
13.11.54	0.0	0.0
13.11.55	0.0	0.0
13.11.56	0.0	0.0
13.11.57	0.0	0.4
13.11.58	0.0	0.4
13.11.59	0.0	0.9
13.12.00	0.0	0.9
13.12.01	0.0	0.9
13.12.02	0.0	0.9
13.12.03	0.1	2.1
13.12.04	0.1	2.1
13.12.05	0.1	2.1
13.12.06	0.1	3.0
13.12.07	0.1	3.4
13.12.08	0.1	3.9
13.12.09	0.1	3.4
13.12.10	0.1	3.4
13.12.11	0.1	3.4

Tabel 31 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik P dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.09.17	0.0	0.4
13.09.18	0.0	0.4
13.09.19	0.0	0.4
13.09.20	0.0	0.4
13.09.21	0.0	0.4
13.09.22	0.0	0.9
13.09.23	0.1	1.7
13.09.24	0.1	1.7
13.09.25	0.1	1.7
13.09.26	0.1	1.7
13.09.27	0.1	1.7
13.09.28	0.1	1.7
13.09.29	0.1	3.0
13.09.30	0.1	3.0
13.09.31	0.1	3.0
13.09.32	0.1	2.1
13.09.33	0.0	1.3
13.09.34	0.0	1.3
13.09.35	0.1	1.7
13.09.36	0.1	1.7
13.09.37	0.1	1.7

Tabel 32 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik P dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.17.07	0.0	0.0
13.17.08	0.0	0.0
13.17.09	0.0	0.9
13.17.10	0.1	1.7
13.17.11	0.1	1.7
13.17.12	0.1	2.1
13.17.13	0.1	2.1
13.17.14	0.1	2.1
13.17.15	0.1	2.1
13.17.16	0.1	2.1

13.17.17	0.1	2.1
13.17.18	0.1	2.1
13.17.19	0.0	1.3
13.17.20	0.0	0.9
13.17.21	0.0	1.3
13.17.22	0.0	0.9
13.17.23	0.0	0.9
13.17.24	0.0	0.9
13.17.25	0.0	0.9
13.17.26	0.0	0.9
13.17.27	0.0	0.9

Tabel 33 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik Q dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.24.51	0.0	0.4
13.24.52	0.0	0.4
13.24.53	0.0	0.4
13.24.54	0.0	0.4
13.24.55	0.0	0.4
13.24.56	0.0	0.4
13.24.57	0.0	0.4
13.24.58	0.5	14.1
13.24.59	1.8	48.8
13.25.00	3.0	78.7
13.25.01	3.4	90.3
13.25.02	3.4	90.3
13.25.03	3.4	90.3
13.25.04	3.4	90.3
13.25.05	3.4	90.3
13.25.06	3.4	90.3
13.25.07	3.4	90.3
13.25.08	2.9	76.1
13.25.09	1.6	41.5
13.25.10	0.4	11.6
13.25.11	0.0	0.0

Tabel 34 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik Q dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.30.10	0.0	1.3
14.30.11	0.1	2.1
14.30.12	0.1	2.1
14.30.13	0.3	9.0
14.30.14	0.8	20.1
14.30.15	1.2	32.5
14.30.16	1.3	33.4
14.30.17	1.3	33.8
14.30.18	1.3	33.8
14.30.19	1.3	33.8
14.30.20	1.3	33.4
14.30.21	1.2	32.5
14.30.22	1.2	32.9
14.30.23	1.0	26.5
14.30.24	0.6	15.8
14.30.25	0.1	3.0
14.30.26	0.1	2.1
14.30.27	0.1	1.7
14.30.28	0.0	1.3
14.30.29	0.0	1.3
14.30.30	0.0	1.3

Tabel 35 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik R dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.51.09	0.0	0.9
13.51.10	0.1	1.7
13.51.11	0.1	1.7
13.51.12	0.1	3.0
13.51.13	0.1	3.0
13.51.14	0.1	3.4
13.51.15	0.2	6.0
13.51.16	0.3	8.6
13.51.17	0.4	9.8
13.51.18	0.4	9.8

13.51.19	0.4	9.8
13.51.20	0.3	9.0
13.51.21	0.3	9.0
13.51.22	0.3	7.7
13.51.23	0.3	7.7
13.51.24	0.3	7.3
13.51.25	0.2	4.3
13.51.26	0.0	1.3
13.51.27	0.0	0.9
13.51.28	0.0	1.3
13.51.29	0.0	1.3

Tabel 36 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik R dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.15.20	0.0	0.0
13.15.21	0.0	0.0
13.15.22	0.0	0.0
13.15.23	0.0	0.0
13.15.24	0.0	0.0
13.15.25	0.0	0.0
13.15.26	0.0	0.9
13.15.27	0.0	1.3
13.15.28	0.1	3.9
13.15.29	0.2	5.1
13.15.30	0.2	5.6
13.15.31	0.2	5.6
13.15.32	0.2	5.6
13.15.33	0.2	5.6
13.15.34	0.2	5.6
13.15.35	0.2	6.4
13.15.36	0.2	6.0
13.15.37	0.2	5.6
13.15.38	0.1	3.0
13.15.39	0.1	2.1
13.15.40	0.1	1.7

Tabel 37 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik S dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.07.19	0.1	1.7
14.07.20	0.1	1.7
14.07.21	0.1	1.7
14.07.22	0.1	2.1
14.07.23	1.9	51.3
14.07.24	3.8	102.2
14.07.25	4.7	124.1
14.07.26	4.7	124.1
14.07.27	4.7	124.1
14.07.28	4.7	124.5
14.07.29	4.6	123.6
14.07.30	4.6	123.6
14.07.31	4.7	124.5
14.07.32	4.7	124.1
14.07.33	2.8	74.4
14.07.34	0.9	23.5
14.07.35	0.0	1.3
14.07.36	0.0	1.3
14.07.37	0.0	1.3
14.07.38	0.0	1.3
14.07.39	0.0	1.3

Tabel 4.38 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik S dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.12.36	0.1	2.1
14.12.37	0.1	2.1
14.12.38	0.1	2.1
14.12.39	1.1	28.7
14.12.40	1.9	51.8
14.12.41	3.1	82.1
14.12.42	3.1	82.1
14.12.43	3.1	81.7
14.12.44	3.0	81.3
14.12.45	3.1	81.7

14.12.46	3.1	81.7
14.12.47	3.1	81.7
14.12.48	3.1	81.7
14.12.49	2.1	55.6
14.12.50	1.2	31.2
14.12.51	0.0	0.9
14.12.52	0.0	0.9
14.12.53	0.0	1.3
14.12.54	0.1	1.7
14.12.55	0.1	1.7
14.12.56	0.1	1.7

Tabel 39 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik T dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.35.17	0.0	1.3
13.35.18	0.1	1.7
13.35.19	0.1	2.1
13.35.20	0.1	2.1
13.35.21	0.1	2.6
13.35.22	0.2	6.0
13.35.23	0.4	11.6
13.35.24	0.6	16.7
13.35.25	0.6	16.3
13.35.26	0.6	16.3
13.35.27	0.6	16.7
13.35.28	0.6	16.3
13.35.29	0.6	15.8
13.35.30	0.6	15.8
13.35.31	0.6	15.4
13.35.32	0.4	12.0
13.35.33	0.2	6.0
13.35.34	0.0	1.3
13.35.35	0.0	1.3
13.35.36	0.0	0.9
13.35.37	0.0	1.3

Tabel 40 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik T dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.14.39	0.1	1.7
13.14.40	0.1	1.7
13.14.41	0.1	1.7
13.14.42	0.1	1.7
13.14.43	0.1	1.7
13.14.44	0.1	1.7
13.14.45	0.1	1.7
13.14.46	0.2	4.7
13.14.47	0.3	7.3
13.14.48	0.3	7.3
13.14.49	0.3	8.6
13.14.50	0.4	9.4
13.14.51	0.4	9.8
13.14.52	0.4	9.8
13.14.53	0.4	11.1
13.14.54	0.4	11.1
13.14.55	0.4	11.6
13.14.56	0.3	7.7
13.14.57	0.2	5.6
13.14.58	0.2	5.6
13.14.59	0.2	4.3

Tabel 41 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik U dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.53.25	0.1	2.1
13.53.26	0.1	2.1
13.53.27	0.1	2.6
13.53.28	0.1	2.6
13.53.29	0.1	3.0
13.53.30	0.1	3.0
13.53.31	0.1	3.9
13.53.32	0.2	6.4
13.53.33	0.3	6.8
13.53.34	0.3	8.6

13.53.35	0.3	7.7
13.53.36	0.3	7.3
13.53.37	0.3	6.8
13.53.38	0.3	7.3
13.53.39	0.3	6.8
13.53.40	0.3	6.8
13.53.41	0.2	6.0
13.53.42	0.2	4.3
13.53.43	0.2	4.3
13.53.44	0.1	2.6
13.53.45	0.1	2.1

Tabel 42 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik U dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
13.15.59	0.0	0.9
13.16.00	0.0	0.9
13.16.01	0.0	0.9
13.16.02	0.1	2.1
13.16.03	0.1	3.0
13.16.04	0.2	5.1
13.16.05	0.2	5.1
13.16.06	0.2	5.1
13.16.07	0.2	4.7
13.16.08	0.2	5.1
13.16.09	0.2	5.1
13.16.10	0.2	6.0
13.16.11	0.2	6.0
13.16.12	0.2	4.7
13.16.13	0.1	3.9
13.16.14	0.1	1.7
13.16.15	0.0	1.3
13.16.16	0.0	1.3
13.16.17	0.0	1.3
13.16.18	0.0	1.3
13.16.19	0.0	1.3

Tabel 43 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik V dengan Beda Ketinggian 14 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.09.16	0.0	0.4
14.09.17	0.0	0.9
14.09.18	2.1	56.0
14.09.19	8.1	216.5
14.09.20	14.0	374.3
14.09.21	15.7	418.4
14.09.22	15.7	418.4
14.09.23	15.7	419.3
14.09.24	15.8	421.0
14.09.25	15.8	420.5
14.09.26	15.8	420.5
14.09.27	15.8	420.1
14.09.28	13.7	364.9
14.09.29	7.7	204.5
14.09.30	1.7	46.6
14.09.31	0.1	3.0
14.09.32	0.1	3.9
14.09.33	0.1	3.0
14.09.34	0.1	1.7
14.09.35	0.1	1.7
14.09.36	0.1	1.7

Tabel 44 Besaran Laju Dosis Radiasi Pada Titik V dengan Beda Ketinggian 24 cm

Posisi Waktu	Laju Dosis (µSv/h)	Laju Dosis (10^{-5} µSv/s)
14.04.36	0.1	1.7
14.04.37	1.1	28.7
14.04.38	3.2	86.0
14.04.39	5.4	145.0
14.04.40	6.1	161.7
14.04.41	6.1	161.7
14.04.42	6.1	161.7
14.04.43	6.1	162.1
14.04.44	6.1	161.7
14.04.45	6.1	163.4

14.04.46	6.1	163.0
14.04.47	5.1	136.0
14.04.48	3.0	78.7
14.04.49	0.7	18.8
14.04.50	0.1	2.6
14.04.51	0.1	2.6
14.04.52	0.1	3.0
14.04.53	0.1	3.4
14.04.54	0.1	3.4
14.04.55	0.1	1.7
14.04.56	0.1	1.7

LAMPIRAN B. Contoh Perhitungan Dosis Radiasi Akumulasi

Tabel 45 Besaran Akumulasi Dosis Radiasi Pada Titik V dengan Beda Ketinggian 14 cm

D (10^{-5} µSv/s)	**D(t+1) (10^{-5} µSv/s)**	**ΣD (10^{-5} µSv/s)**	**Δt (s)**	**Dtotal (10^{-5} µSv)**
0.4	0.9	1.3	1	0.6
0.9	56.0	56.9	1	28.4
56.0	216.5	272.5	1	136.3
216.5	374.3	590.8	1	295.4
374.3	418.4	792.7	1	396.4
418.4	418.4	836.8	1	418.4
418.4	419.3	837.6	1	418.8
419.3	421.0	840.2	1	420.1
421.0	420.5	841.5	1	420.7
420.5	420.5	841.1	1	420.5
420.5	420.1	840.6	1	420.3
420.1	364.9	785.0	1	392.5
364.9	204.5	569.4	1	284.7
204.5	46.6	251.1	1	125.6
46.6	3.0	49.6	1	24.8
3.0	3.9	6.8	1	3.4
3.9	3.0	6.8	1	3.4
3.0	1.7	4.7	1	2.4
1.7	1.7	3.4	1	1.7
1.7	1.7	3.4	1	1.7
				4216.3

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BIODATA PENULIS

Nama lengkap penulis yaitu Hilmy Yafi' Zuhair. Penulis dilahirkan di Surabaya, 20 Desember 1998, merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Saat ini penulis tingggal di Griya Bhayangkara H2-05, RT 48, RW 9, Kelurahan Masangan Kulon, Kecamatan Sukodono, Kabupaten Sidoarjo, Jawa Timur. Penulis telah menempuh pendidikan formal di SD Negeri Masangan Kulon, SMP Negeri 1 Taman, dan SMA Negeri 1 Taman. Setelah lulus dari SMA, pada tahun 2016 penulis berkuliah di Departemen Fisika FSAD-ITS.

Selama mengikuti kegiatan pembelajaran di bangku kuliah, penulis juga aktif mengikuti kegiatan perkuliahan dan organisasi. Pada departemen Fisika ini, penulis mengambil bidang studi fisika medis. Penulis pernah menjadi asisten laboratorium Fisika 1, asisten dosen Fisika 1, Fisika 2, dan Matematika 1. Penulis pernah aktif sebagai staff ahli BSO Physics Summit di Himpunan Mahasiswa Fisika ITS dan staff di Departemen Kaderisasi Forum Studi Islam Fisika (FOSIF) ITS. Penulis melakukan penelitian tugas akhir di *Cath Lab* Rumah Sakit Universitas Airlangga.

E-mail : hilmyyz@gmail.com