



**ANALISIS PAPARAN DOSIS PADA PASIEN PEMERIKSAAN
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN PROTOKOL KEPALA**

SKRIPSI

Oleh:

MUHAMMAD RIJAL ASRORI

165090300111006



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN
ALAM**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2020**



**ANALISIS PAPARAN DOSIS PADA PASIEN PEMERIKSAAN
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN PROTOKOL KEPALA**

SKRIPSI

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

Oleh:

MUHAMMAD RIJAL ASRORI

165090300111006



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN
ALAM**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG**

2020

LEMBAR PENGESAHAN

PROPOSAL SKRIPSI

**ANALISIS PAPARAN DOSIS PADA PASIEN PEMERIKSAAN
COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN PROTOKOL KEPALA**

Oleh:

Muhammad Rijal Asrori

165090300111006

PROGRAM STUDI: S1 FISIKA

Malang, 16 JULI 2020

Pembimbing I

(Drs. Johan A.E.Noor, M.Sc., Ph.D)

NIP196503251990021004

Pembimbing II

disetujui

(Alfian Khoiri Anto, S. T.)

Mengetahui,

Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA

Universitas Brawijaya



Prof. Dr. rer.nat Muhammad Nurhuda



LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Muhammad Rijal Asrori

NIM : 165090300111006

Jurusan : Fisika

Penulis Skripsi berjudul : Analisis Paparan Dosis pada Pasien
Pemeriksaan *Computed Tomography (CT) Scan* Protokol Kepala

Dengan ini menyatakan bahwa:

1. Isi dari skripsi yang saya buat ini adalah benar-benar karya sendiri
2. Nama-nama yang termaktub di isi dan tertulis di daftar pustaka dalam skripsi ini semata-mata dijadikan sebagai referensi.
3. Apabila dikemudian hari ternyata skripsi yang saya tulis terbukti hasil jiplakan, maka saya akan bersedia menanggung segala resiko yang akan saya terima.

Demikian pernyataan ini dibuat dengan segala kesadaran.

Malang, 15 Juli 2020

Yang menyatakan,

(Muhammad Rijal Asrori)

NIM. 165090300111006

ANALISIS PAPARAN DOSIS PADA PASIEN PEMERIKSAAN *COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN* PROTOKOL KEPALA

ABSTRAK

CT Scan merupakan sebuah alat yang memanfaatkan radiasi sinar X yang digunakan untuk mendiagnosis dan mengetahui kelainan pada tubuh manusia. Analisis terhadap paparan dosis radiasi *CT scan* perlu dilakukan untuk menjaga dosis radiasi agar tetap dibawah batas aman, yaitu *Indonesian Diagnostic Dose Reference Level (IDRL)*. Studi ini dilakukan di sebuah rumah sakit di Kota Malang. Sebanyak 200 data CTDI dan DLP pasien *CT Scan* protokol kepala, yang terdiri atas 100 laki-laki dan 100 perempuan, diambil dari mesin *CT scan* yang dioperasikan di rumah sakit tersebut. Data CTDI dan DLP yang diperoleh kemudian dibandingkan dengan IDRL BAPETEN dan dilakukan analisis terkait pengaruh jenis kelamin terhadap paparan radiasi. Hasil studi ini menunjukkan bahwa nilai CTDI dan DLP rumah sakit koresponden masih berada di bawah IDRL, sehingga bisa dikatakan aman. Jenis kelamin berpengaruh pada nilai CTDI namun tidak berpengaruh pada besar DLP.

Kata kunci: *CT scan*, paparan dosis, CTDI, DLP, dan IDRL

DOSE EXPOSURE ANALYSIS OF COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) SCAN HEAD PROTOCOL PATIENTS

ABSTRACT

CT Scan is a tool that utilizes X-ray radiation that is used to diagnose and detect abnormalities in the human body. An analysis to the exposure of CT scan radiation dose needs to be done to keep the radiation dose below the safe dose limit, that is Indonesian Diagnostic Dose Reference Level (IDRL). This study was conducted at a hospital in the city of Malang. Two hundreds patient-related data of CTDI and DLP for CT protocol head patients, consists of 100 males and 100 females, were taken from the CT scan machines that operated at the hospital. Then, the CTDI and DLP data compared with IDRL BAPETEN and an also analyzed about the effect of gender on radiation exposure. The results of this study indicate that the CTDI and DLP value of correspondent hospitals is still below IDRL, so it can be said as safe dose. Gender of patients affects the CTDI value but does not affect to the DLP.

Keyword: CT Scan, Dose Exposure, CTDI, DLP, and IDRL

KATA PENGANTAR

Puji syukur kami ucapkan kepada Allah SWT, atas segala limpahan rahmat, kuasa serta inayah dan hidayah-Nya lah sehingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini dengan lancar.

Selama pembuatan skripsi ini, penulis mendapatkan dukungan dan dorongan dari berbagai pihak. Maka dari itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih setulus-tulusnya kepada:

Pembuatan laporan ini tidak lepas dari bantuan dan bimbingan dari orang-orang yang telah mendukung pelaksanaan skripsi ini. Oleh karena itu, kami mengucapkan terima kasih atas bimbingan dan bantuan yang telah diberikan oleh:

1. Bapak Prof. Dr. Muhammad Nurhuda, Rer.Nat selaku Ketua Jurusan Fisika FMIPA-UB.
2. Bapak Drs. Johan Andoyo Effendi Noor, M.Sc., Ph.D. selaku dosen pembimbing atas kesabaran, waktu, bimbingan serta pengarahannya, baik secara *online* maupun *offline*
3. Mas Alfian Khoiri Anto, S.T., selaku pembimbing atas kesabaran, waktu, bimbingan serta pengarahannya, baik secara *online* maupun *offline*
4. Kedua orang tua dan adik saya yang selalu memberi semangat, bantuan, dan doa yang selalu dipanjatkan kepada Allah SWT
5. Segala pihak yang telah membantu dalam penyusunan naskah skripsi ini.

Karena pandemi COVID 19 proses penyusunan skripsi hingga sidang berbeda dengan biasanya. Namun, saya tetap bahagia karena mampu menyelesaikan skripsi ini. Adapun saran dan kritik yang membangun sangat penulis harapkan demi perbaikan skripsi ini dan semoga naskah ini dapat bermanfaat khususnya bagi penulis dan pembaca pada umumnya.

Malang, 15 Juli 2020

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman Sampul 1

Halaman Judul..... 1

Lembar Pengesahan 1

Lembar Pernyataan..... **i**

Abstrak / Abstract **ii**

Kata Pengantar..... **i**

Daftar Isi..... **v**

Daftar Gambar **viii**

Daftar Tabel..... **viii**

BAB I PENDAHULUAN **1**

 1.1 Latar Belakang Masalah **1**

 1.2 Rumusan Masalah **2**

 1.3 Batasan Penelitian **2**

 1.4 Tujuan Penelitian **2**

 1.5 Manfaat Penelitian **2**

BAB II TINJAUAN PUSTAKA **3**

 2.1 Sinar X..... **3**

 2.2 Produksi Sinar X..... **3**

 2.3 Computed Tomography (CT) Scan **7**

 2.4 CTDI Dan Dose Length Product (DLP)..... **9**

 2.5 Proteksi Radiasi **11**

 2.6 Efek Paparan Radiasi Terhadap Tubuh Manusia..... **14**

 2.7 Dosimetri **15**



BAB III METODE PENELITIAN..... 18

3.1 Tempat Dan Waktu Penelitian..... 18

3.2 Alat Dan Bahan 18

3.3 Tahapan Penelitian. 18

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN 21

4.1 Hasil Dan Analisis Penelitian..... 21

4.1.1 Hasil Perbandingan Paparan Dosis Pada Pasien Dengan
Indonesian Dose Reference Level (IDRL)..... 21

4.1.2 Hasil Pengukuran Paparan Dosis Pada Pasien Laki-Laki
Dan Perempuan 24

4.2 Pembahasan 25

BAB V PENUTUP 299

5.1 Kesimpulan..... 299

5.2 Saran..... 299

DAFTAR PUSTAKA 30

LAMPIRAN..... 33



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Tabung Sinar X.....4

Gambar 2.2 Mekanisme Pembentukan Sinar X Bremsstrahlung5

Gambar 2.3 Mekanisme Pembentukan Sinar X Karakteristik6

Gambar 2.4 *Computed Tomography* (CT) Scan7

Gambar 2.5 *CT scan* Protokol Kepala.....8

Gambar 2.6 Scan 360° pada Phantom.....9

Gambar 2.7 Prinsip Proteksi Radiasi 13

Gambar 2.8 Pengaruh jarak terhadap dosis radiasi..... 17

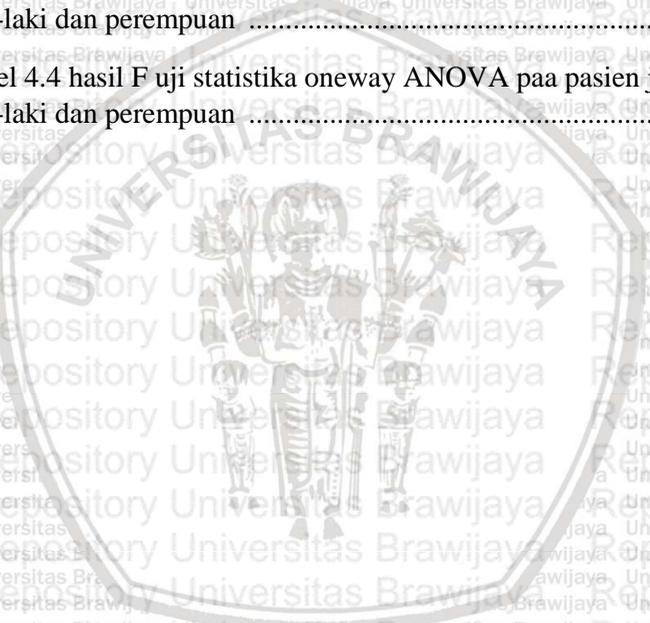
Gambar 4.1 Perbandingan paparan dosis (CTDI_{vol}) yang diterima pasien Rumah Sakit dengan IDRL 22

Gambar 4.2 Perbandingan paparan dosis (DLP) yang diterima pasien Rumah Sakit dengan IDRL 23



DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Nilai paparan dosis yang diterima oleh pasien <i>CT scan</i> protokol kepala	21
Tabel 4.2 Nilai paparan dosis berdasarkan <i>Indonesian Dose Reference Level (IDRL)</i> di SiINTAN	21
Tabel 4.3 hasil F uji statistika oneway ANOVA paa pasien jenis kelamin laki-laki dan perempuan	24
Tabel 4.4 hasil F uji statistika oneway ANOVA paa pasien jenis kelamin laki-laki dan perempuan	25



BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Sinar X adalah sebuah gelombang elektromagnetik yang memiliki energi yang cukup tinggi sehingga mampu menembus bahan-bahan yang dilaluinya. Sebagian dari sinar X akan diserap oleh bahan.

Dalam dunia medis terdapat beberapa pesawat berbasis sinar X yang bisa digunakan dalam proses diagnosis pasien. Salah satunya adalah pesawat *CT scan* (*CT scanner*). Pesawat *CT scan* memanfaatkan radiasi pengion sinar X untuk membuat citra organ internal tubuh manusia. *CT scan* digunakan untuk mendiagnosis organ-organ tertentu seperti kepala, abdomen, dan toraks (Trattner et al., 2018). Pemeriksaan kepala menggunakan *CT scan* dapat menggambarkan kondisi kepala dengan sangat jelas. Kelainan yang biasa muncul pada kepala meliputi tumor otak, infark otak, hidrosefalus, abses otak, hematoma subdural, dan hematoma epidural (Parinding, Ali, & Tubagus, 2015).

Dalam penggunaan pesawat *CT scan* terdapat kekhawatiran terhadap besarnya dosis *CT scan* sehingga perlu untuk diadakan pengukuran dosis yang bertujuan agar dosis yang diterima pasien tidak berlebihan. Terdapat beberapa metode dalam penghitungan dosis, salah satunya adalah *Computed Tomography Dose Index* (CTDI). CTDI merupakan metode yang digunakan dalam perhitungan dosis pasien pada satu *slice* sebagai radiasi primer dan radiasi hambur terhadap *slice* di sekitarnya. Selain CTDI, terdapat besaran yang dapat menyatakan estimasi besar dosis radiasi yaitu *Dose Length Product* (DLP) (Mulyono, Hidayanto, Arifin, & Anam, 2014). Besar dosis radiasi yang diserap oleh organ pasien dipengaruhi oleh beberapa faktor, yaitu besar intensitas sinar X, durasi paparan, dan beberapa faktor lain (Mettler et al., 2008).

Dalam penelitian ini telah diketahui dan dianalisis paparan dosis yang diterima oleh pasien pada pemeriksaan *CT scan* dengan protokol kepala untuk laki-laki dan perempuan pada usia dewasa (di atas 15 tahun).

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana komparasi antara $CTDI_{vol}$ dan DLP antara rumah sakit dengan IDRL BAPETEN untuk protokol kepala?
2. Bagaimana perbedaan dosis pasien *CT scan* protokol kepala antara laki-laki dan perempuan dewasa?

1.3 Batasan Penelitian

Dalam penelitian ini dilakukan pengukuran dosis *CT scan* dari protokol tindakan kepala untuk usia dewasa (minimal 16 tahun).

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui dan menganalisis dosis yang diterima oleh pasien pemeriksaan radiodiagnostik *CT scan*,
2. Menjelaskan kesesuaian hasil dosis yang diterima dengan *Indonesian Diagnostic Reference Level (IDRL)* yang dibangun oleh BAPETEN.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini menjadi kajian pustaka yang bermanfaat bagi akademisi khususnya jurusan Fisika Universitas Brawijaya terkait dosis dari radiodiagnostik *CT scan*.
2. Memberikan informasi kepada pihak rumah sakit terkait dosis yang diterima oleh pasien *CT scan* agar menjadi acuan dalam pelayanan pemeriksaan radiodiagnostik selanjutnya.
3. Memberi masukan yang berguna kepada pelayanan radiodiagnostik rumah sakit dalam melakukan pemeriksaan *CT scan* khususnya untuk pasien dewasa, sehingga dosis yang digunakan untuk pasien bisa ditekan serendah mungkin.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinar X

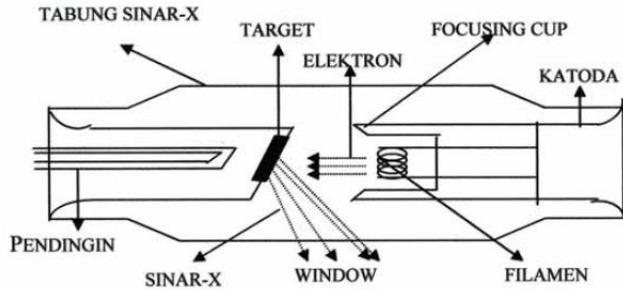
Radiasi dapat diartikan sebagai suatu energi yang dipancarkan berupa partikel ataupun gelombang. Radiasi partikel adalah radiasi yang berupa partikel yang memiliki massa, seperti partikel alfa, beta, dan neutron. Sedangkan radiasi elektromagnetik merupakan radiasi yang tidak memiliki massa, seperti gelombang radio, gelombang mikro, infrared, cahaya tampak, sinar X, sinar gamma, dan sinar kosmik.

Radiasi juga dapat dikategorikan menjadi radiasi pengion dan non pengion. Radiasi pengion adalah radiasi yang jika menumbuk sesuatu akan menghasilkan partikel bermuatan listrik yang disebut ion. Peristiwa pembentukan ion tersebut dikenal dengan ionisasi. Radiasi pengion meliputi sinar X, sinar gamma, sinar kosmik, dan partikel-partikel alfa, beta, dan neutron. Radiasi partikel dapat menimbulkan ionisasi secara langsung. Sedangkan radiasi non pengion merupakan radiasi yang tidak dapat menyebabkan ionisasi ketika berinteraksi dengan suatu materi lain. Beberapa contoh jenis radiasi non pengion adalah gelombang radio, gelombang mikro, sinar inframerah, dan cahaya tampak.

Gelombang elektromagnetik terdiri atas berbagai gelombang dengan panjang gelombang yang berbeda-beda. Salah satu jenis dari gelombang elektromagnetik adalah sinar X yang memiliki panjang gelombang yang lebih pendek jika dibandingkan dengan gelombang cahaya, radio, dan lain sebagainya. Sinar X merupakan jenis radiasi pengion yang berbahaya jika berinteraksi dengan sel biologis.

2.2 Produksi Sinar X

Sinar X dihasilkan oleh sebuah generator yang dikenal sebagai tabung sinar X. Dalam memproduksi sinar X terdapat beberapa hal yang harus ada yaitu tabung sinar X, sumber tegangan tinggi, dan unit pengatur (Trikasjono, Marjanto, & Timorti, 2009).



Gambar 2.1 Tabung sinar X.

Tabung sinar X adalah sebuah tabung vakum yang di dalamnya terdapat dua buah elektroda, yaitu katoda dan anoda. Selain itu juga terdapat sumber tegangan tinggi (HV). HV ini berfungsi dalam menaikkan tegangan sumber dari PLN untuk disesuaikan dengan tegangan kerja pada tabung sinar X. Tegangan tersebut mencatu anoda dan katoda yang terdapat dalam tabung dan berpengaruh terhadap kecepatan, besar energi, dan kuantitas elektron yang dihasilkan.

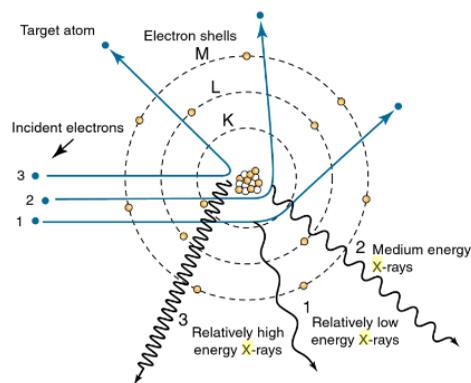
Pada bagian unit pengatur berfungsi dalam mengatur dan mengendalikan kerja dari tabung sinar X dalam menghasilkan kualitas sinar X. Pengaturan ini meliputi tiga parameter yaitu pengaturan tegangan, arus, dan waktu. Pengaturan tegangan tinggi berpengaruh pada kuantitas dan kualitas elektron yang dihasilkan pada filamen dan energi dari sinar X. Tegangan (kV) juga diatur untuk menentukan kekuatan daya tembus sinar X terhadap suatu bahan. Berkas sinar X hanya dapat dihasilkan oleh tabung sinar X ketika filamen dikenai tegangan yang sangat tinggi. Rangkaian listriknya juga sudah didesain agar besar dari tegangan dapat diubah-ubah dalam rentang 30kV hingga 100 kV atau lebih. Semakin tinggi kV-nya maka energi akan semakin tinggi dan panjang gelombang semakin kecil. Pengaturan arus (mA) akan berpengaruh kepada intensitas sinar X. Arus merupakan parameter yang berkaitan dengan jumlah elektron yang dihasilkan oleh filamen ketika dipanaskan. Elektron tersebut yang akan bergerak cepat dari katoda ke anoda. Jumlah elektron yang mengalir per detik dari katoda ke anoda dinyatakan dalam miliampere (mA). Pengaturan arus ini menggunakan resistor variabel. Pengaturan waktu berpengaruh pada

pemancaran sinar X, karena parameter waktu ini digunakan untuk menggerakkan *Silicon Controlled Rectifier* (SCR). SCR sebagai penghubung antara kontrol tegangan dengan sumber tegangan tinggi. Sinar X akan dihasilkan selama pewaktu bekerja (Suyatno et al., 2011).

Pada katoda terdapat filamen sebagai sumber elektron, sedangkan anoda berisikan muatan positif. Jika sebuah katoda diberikan tegangan yang sangat tinggi akan mengakibatkan suhu di katoda meningkat dan menyebabkan elektron yang ada di dalamnya lepas. Semakin besar arus maka akan semakin banyak elektron yang dilepaskan per satuan waktu. Karena adanya perbedaan potensial yang tinggi antara katoda dan anoda, elektron dari katoda tertarik ke anoda sehingga terjadi tumbukan. Tumbukan elektron yang terjadi pada anoda menghasilkan 99% panas dan 1% sinar X (Suyatno et al., 2011).

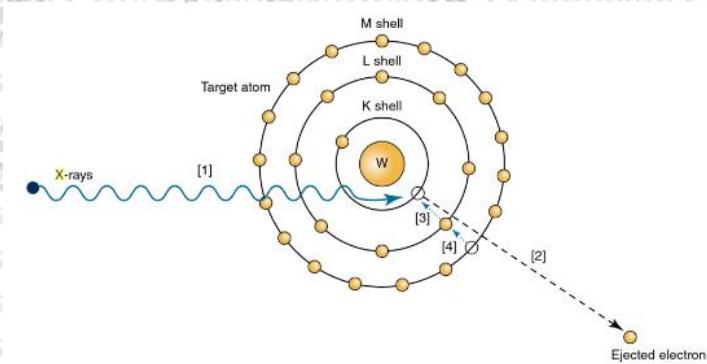
Sinar X yang digunakan dalam sebuah peralatan medis akan melewati organ sesuai dengan jenis alatnya. Organ pada tubuh manusia memiliki perbedaan kerapatan antara satu organ dengan organ lainnya. Hal tersebut menyebabkan atenuasi pada sinar X dan menyebabkan perbedaan jumlah sinar X yang ditangkap oleh suatu organ yang digambarkan dalam sebuah citra organ (Susila et al., 2013).

Dalam pembentukannya, sinar X dapat dibedakan menjadi sinar X bremsstrahlung dan sinar X karakteristik.



Gambar 2.2 Mekanisme pembentukan sinar X bremsstrahlung (Seeram dan Patrick, 2017).

Sinar X bremsstrahlung dapat dikatakan sebagai radiasi perlambatan. Sinar ini dihasilkan dari interaksi sebuah elektron dengan medan energi inti atom di anoda. Karena inti atom bermuatan positif sedangkan elektron bermuatan negatif, maka terjadi interaksi tarik-menarik yang menyebabkan lintasan gerak elektron membelok. Pembelokan tersebut menyebabkan berkurangnya kecepatan elektron yang diikuti oleh berkurangnya energi kinetik. Sebagai konsekuensi dari hukum kekekalan energi kinetik bahwa energi total sebelum dan sesudah peristiwa harus sama, maka selisih energi kinetik tersebut dipancarkan sebagai foton (Seeram dan Patrick, 2017).



Gambar 2.3 Mekanisme pembentukan sinar X karakteristik (Seeram dan Patrick, 2017).

Selain terjadi proses bremsstrahlung, dalam interaksi elektron terjadi pula pembentukan sinar X karakteristik. Sinar X karakteristik adalah jenis sinar X yang terjadi akibat adanya transisi elektron. Terjadi proses deeksitasi yaitu elektron berpindah dari lintasan luar ke lintasan yang lebih dalam dengan menghasilkan energi yang disebut sebagai sinar X karakteristik. Transisi tersebut terjadi akibat adanya kekosongan orbital karena elektron yang menempati orbital tersebut tertumbuk oleh elektron yang berkecepatan tinggi dari katoda. Sinar X karakteristik biasanya digunakan dalam analisis suatu bahan (Seeram dan Patrick, 2017).

Selama ratusan tahun sinar X telah dimanfaatkan di berbagai bidang. Pada tahun 1895 sinar Röntgen ditemukan oleh seorang ilmuwan bernama Wilhelm Röntgen yang melakukan penelitian tentang keberadaan sinar X yang bisa menembus beberapa bahan namun tidak bisa dilihat oleh mata telanjang. Pembuktian pertamanya adalah ketika terbentuknya gambaran tulang dari telapak tangan istrinya ketika terkena pancaran sinar X.

Pesawat sinar X merupakan alat yang digunakan dalam kebutuhan diagnosis medis yang melibatkan radiasi sinar X. Sinar X dipancarkan dari tabung dan diarahkan menuju bagian tubuh yang akan didiagnosis. Berkas sinar X tersebut mampu menembus tubuh manusia dan akan ditangkap oleh selembur film sehingga akan terbentuk citra dari bagian tubuh yang disinari (Suyatno, Harsono, & Marwiana, 2011).

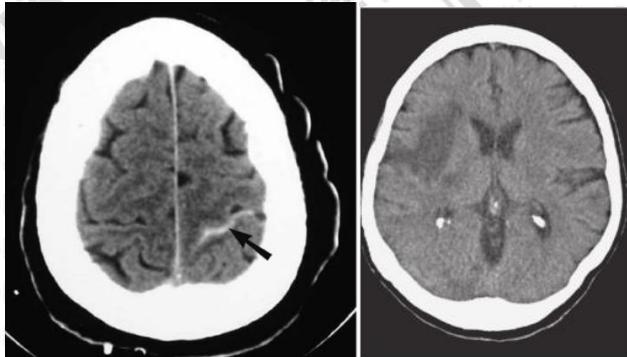
Dalam dunia medis terdapat berbagai pesawat diagnostik yang memanfaatkan sinar X, seperti fluoroskopi untuk diagnostik *realtime*, sinar X konvensional untuk menangkap citra organ tubuh manusia menggunakan kaset film, sinar X digital untuk menangkap citra dengan *solid state*, dan *Computed Tomography (CT) scan* yang mengkonstruksikan organ tubuh manusia dalam tiga dimensi. Mayoritas petugas medis menggunakan sinar X dalam bidang diagnostik (Susila, Santoso, & Istofa, 2013).

2.3 Computed Tomography (CT) Scan



Gambar 2.4 Foto sebuah pesawat *Computed Tomography (CT) scan*.

Pesawat *CT scan* atau *Computed Tomography Scan* adalah salah satu alat yang digunakan untuk mendiagnosis atau mengetahui ada tidaknya kelainan pada suatu organ manusia. Penggunaan *CT scan* merupakan alternatif terbaik dalam pemeriksaan organ dalam ada tubuh manusia karena tanpa harus melalui proses pembedahan. *CT scan* bekerja dengan memanfaatkan sinar X. Pemeriksaan *CT scan* dapat dilakukan untuk seluruh bagian tubuh manusia, seperti abdomen, thoraks, kepala, nesofaring, dan lain-lain (Silvia, Milvita, Prasetio, & Yuliati, 2013). Untuk saat ini hampir negara di seluruh dunia telah menggunakan *CT scan*. Permintaan untuk ketersediaan *CT scan* terus meningkat karena dinilai *CT scan* mampu memberikan informasi diagnostik yang lebih jelas. (Dwi Siwi Retnoningsih, dkk., 2012).

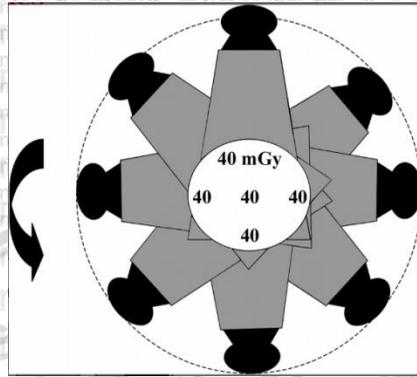


Gambar 2.5 *CT scan* Kepala.

Paparan radiasi sinar X diukur dalam satuan *Röntgen* (R), yaitu sinar yang dapat menghasilkan $2,580 \times 10^4$ *Coulomb* muatan dalam suatu satuan massa dan pada suhu dan tekanan yang standart. Paparan menyatakan jumlah ionisasi dalam volume, namun tidak menyatakan banyaknya energi yang diserap oleh suatu materi yang dilewatinya. Paparan biasanya diukur dengan elektrometer atau ruang ionisasi (McNitt-Gray, 2002). Jarak juga merupakan salah satu faktor juga yang memengaruhi paparan radiasi (Rosyida, 2016).

Proyeksi paparan radiografi diambil dari satu posisi sumber radiasi. Pada suatu objek melingkar seperti phantom uji, paparan *CT scan* dengan rotasi 360° dapat menghasilkan gradien dosis radiasi

yang simetris pada pasien. semua titik pada phantom yang memiliki radius tertentu dari titik pusat radiasi memiliki besar dosis yang sama.

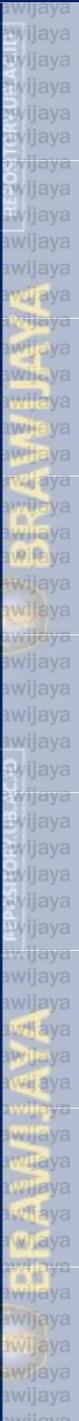


Gambar 2.6 Scan 360° pada Phantom.

Misalkan pada phantom yang berdiameter 32 cm dan terbuat dari polimetil metakrilat (PMMA) atau biasa dikenal sebagai phantom badan. Dosis yang dihitung pada pusat sekitar 50% lebih kecil dari dosis yang terukur di pinggir phantom. Hal berbeda ditemukan pada Phantom dengan ukuran 16 cm atau biasa dikenal sebagai phantom kepala, yang pada saat diberi paparan yang sama akan menunjukkan besar dosis yang sama pula baik di tengah maupun di pinggir karena diameternya yang kecil. Hal tersebut mengindikasikan bahwa dosis dipengaruhi oleh ukuran dari suatu materi (McNitt-Gray, 2002).

2.4 CTDI dan *Dose Length Product* (DLP)

CT scan mempunyai dua besaran yang dapat menyatakan nilai dari dosis radiasi pasien yaitu CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) dan *Dose Length Product* (DLP). Sebuah pesawat *CT scan* bekerja dengan membagi organ menjadi beberapa irisan dengan ketebalan 0,5 mm sampai 10 mm. Setiap *slice* dari organ tersebut menerima radiasi dalam bentuk dosis radiasi yang dapat dinyatakan dalam CTDI (*Computed Tomography Dose Index*). CTDI merupakan suatu sistem pengukuran dosis radiasi dari satu irisan



organ. Nilai CTDI ditentukan berdasarkan area scanning dan tebal dari irisan organ tersebut.

$$CTDI = \frac{Area\ Scanning}{T} (mGy) \quad (3.1)$$

di mana:
T adalah tebal irisan.

CTDI dapat dikatakan sebagai parameter besaran dari dosis paparan dalam suatu luasan irisan Objek. CTDI dapat ditentukan dari radiasi pada aksis membujur (longitudinal), objek yang terscan $D(z)$ dibagi dengan ketebalan irisan yang terscan, atau secara matematis dalam dituliskan sebagai:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int D(z) dz \quad (3.2)$$

di mana:
CTDI adalah Dosis radiasi
n adalah jumlah dosis
T adalah ketebalan irisan
D(z) adalah distribusi dosis
(z) adalah jarak aksis longitudinal

CTDI tersebut hanyalah untuk pengukuran pada 14 bagian saja. Untuk mengatasi hal ini CTDI dikembangkan lagi menjadi CTDI₁₀₀ untuk pengukuran sepanjang 100 mm sepanjang pensil ruang ionisasi. Indeks ini dinyatakan dalam

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-5cm}^{5cm} D_{single}(z) dz \quad (3.3)$$

Dimana N adalah jumlah bagian yang diperoleh tiap pemindaian dan T adalah lebar dari lebar bagian.

Jika dilakukan pemindaian dalam suatu phantom, indeks dapat dikur pada pusat ataupun salah satu pinggir dari phantom yang dinyatakan sebagai CTDI_w. Indeks ini dinyatakan pada persamaan:

$$CTDI_w = \left(\frac{1}{3}\right) (CTDI_{100})_{center} + \left(\frac{2}{3}\right) (CTDI_{100})_{perifer} \quad (3.4)$$

Satu metode lagi untuk CTDI yang memperhitungkan protokol tertentu dan pitch pemindaian helikal untuk memperkirakan dosisnya yang diperoleh berdasarkan:

$$\frac{NT}{I} = \frac{1}{pitch} \quad (3.5)$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (3.6)$$

Yang mana pitch didefinisikan sebagai jarak meja yang ditempuh satu rotasi dibagi dengan total lebar sinar X yang terkolimasi (Alsafi, 2016)

Besar nilai $CTDI_{vol}$ berbanding lurus dengan besar variansi arus tabung yang mengalir dan besar tegangan tabung. Selain itu juga dipengaruhi oleh ketebalan irisan organ dan waktu penyinaran (Dewang & Rosyidah, 2012). Semakin besar nilai tegangan antara katoda dan anoda, maka gerak elektron juga semakin cepat dan energi rata-rata sinar X yang dihasilkan menjadi lebih tinggi. Sehingga menyebabkan nilai $CTDI_{vol}$ -nya juga semakin meningkat. Dan semakin besar arus yang diberikan menghasilkan berkas sinar X yang semakin banyak (Harmayeni, Milvita, & Sandy, 2019).

Selain $CTDI_{vol}$ terdapat besaran lain yang digunakan dalam menyatakan dosis, yaitu *Dose Length Product* (DLP). Nilai DLP diperoleh dari perkalian antara $CTDI_{vol}$ dengan panjang pemindaian dan dinyatakan dalam satuan mGy.cm.

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length \quad (3.7)$$

2.5 Proteksi Radiasi

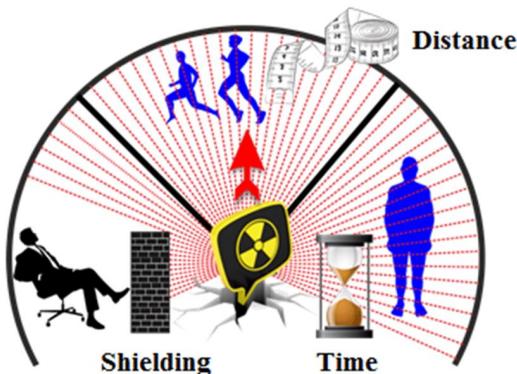
Sinar merupakan jenis radiasi pengion yang akan menimbulkan suatu efek buruk jika terjadi interaksi berlebihan dengan sel tubuh manusia. Oleh karena itu perlu dilakukan langkah-langkah proteksi radiasi dengan tujuan melindungi pasien agar tercapai tujuan dari proteksi dan keselamatan radiasi baik untuk pasien, petugas, maupun masyarakat. Terdapat asas-asas dalam

proteksi radiasi, yang meliputi justifikasi, optimasi perlindungan, dan limitasi (pembatasan dosis).

Azas Justifikasi atau membenaran. Dalam asas ini menjelaskan bahwa pemeriksaan menggunakan radiasi hanya boleh dilakukan setelah melalui pengkajian yang mendalam sehingga diketahui bahwa manfaat dari adanya radiasi lebih besar dibandingkan dengan kerugian yang ditimbulkan. Dalam suatu pemeriksaan yang melibatkan radiasi pengion seperti *CT scan* harus dilakukan justifikasi yang merupakan salah satu cara untuk menghindari paparan radiasi yang kurang perlu dilakukan. Karena banyak ditemukan perlakuan radiasi yang tidak mendapatkan justifikasi, biasanya dalam pengembangan industri negara. Dalam hal ini hanya dokter yang memiliki wewenang dan tanggung jawab dalam melakukan justifikasi suatu pemeriksaan dan mendapatkan saran dari ahli radiologi untuk beberapa pemeriksaan alternatif yang bisa dilakukan selain pemeriksaan dengan radiasi (Tasa, 2012).

Optimasi. Asas optimasi berdasarkan prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Dalam sebuah paparan dari sumber radiasi tertentu, besar dosis individu dan jumlah paparan harus ditekan sekecil mungkin dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial, sebagai usaha optimasi dan proteksi keselamatan.

Limitasi. Nilai batas dosis (NDB) adalah batas dosis terbesar yang diizinkan diterima tubuh dalam jangka waktu tertentu. Prinsip pembatasan paparan dosis diberlakukan untuk pekerja radiasi dan masyarakat umum. Prinsip ini berlaku untuk meminimalisir timbulnya efek stokastik maupun deterministik pada tubuh seseorang (Hiswara, 2015).



Gambar 2.7 Prinsip proteksi radiasi.

Dalam proteksi radiasi, dilakukan pula tiga prinsip proteksi agar meminimalisir bahaya dari adanya radiasi. Prinsip tersebut berupa pengaturan waktu, jarak, dan penggunaan alat pelindung. Dalam menjalankan tugasnya di wilayah yang mengandung hamburan sinar radiasi, dosis yang diterima oleh pekerja akan sebanding dengan durasi pekerja tersebut dalam medan radiasi. Semakin lama pekerja dalam medan radiasi, maka akan semakin besar pula dosis yang akan diserap oleh tubuh. Hal tersebut dinyatakan dalam persamaan

$$D = D_0 \cdot T \quad (3.8)$$

di mana:

D adalah dosis akumulasi pekerja

D_0 adalah laju dosis pada medan radiasi

T adalah durasi pekerja dalam medan radiasi.

Pengaturan jarak radiasi juga perlu dilakukan. Faktor jarak radiasi juga akan berpengaruh terhadap fluks radiasi yang mana akan berbanding terbalik dengan kuadrat dari jarak pekerja dengan sumber radiasi. Perumusan tersebut adalah

$$D_1 : D_2 : D_3 = \frac{1}{R_1^2} : \frac{1}{R_2^2} : \frac{1}{R_3^2} \quad (3.9)$$

Di mana:

D adalah laju dosis pada suatu titik

R adalah jarak suatu titik dengan sumber radiasi

Dalam penanganan radiasi juga diperlukan alat pelindung (*shielding*). Laju dosis dapat dikurangi dengan memasang alat pelindung diantara pekerja dan sumber radiasi. Bahan alat pelindung ini harus memiliki sifat dapat menyerap energi radiasi atau melemahkan intensitas radiasi. Bahan yang biasa digunakan sebagai alat pelindung adalah timbal. Dengan pemasangan alat pelindung ini pekerja dapat bekerja dengan jarak yang tidak terlalu jauh dengan pasien (Rusli, 2017).

2.6 Efek Paparan Radiasi terhadap Tubuh Manusia

Sebuah sel pada jaringan normal tubuh manusia memiliki kemampuan yang baik dalam memperbaiki kerusakan akibat dari radiasi. Sedangkan sel kanker memiliki kecacatan dalam sistem regulasi sel dan kemampuan memperbaiki kerusakan. Sel dianggap mati jika kehilangan kemampuan reproduksinya (Setyawan & Djakaria, 2014). Berdasarkan jumlah dosisnya, efek radiasi pada tubuh dibedakan menjadi dua macam, yakni efek stokastik dan efek deterministik (non stokastik)

Dosis radiasi sekecil apapun pasti terdapat kemungkinan untuk merubah sistem biologik. Suatu radiasi bisa jadi tidak membunuh sel-sel tubuh, melainkan bisa juga memodifikasi atau mengubah struktur dari sel, efek tersebut disebut sebagai efek stokastik. Efek stokastik muncul tanpa mengenal dosis ambang radiasi. Semakin besar dosis yang diterima tubuh maka semakin besar pula peluang terjadi efek stokastik. Jika yang terkena efek radiasi adalah sel somatik, maka dalam kurun beberapa waktu dan dipengaruhi faktor-faktor lain akan berkembang menjadi jaringan yang ganas atau kanker. Jika yang terkena adalah sel genetik maka akan berpengaruh terhadap proses pewarisan sifat seseorang (Hidayatullah, 2017). Periode laten dari efek stokastik pun berbeda-beda tergantung jenis jaringan. Misalkan untuk kanker darah (leukimia) diperkirakan sekitar 8 tahun sedangkan untuk kanker payudara dan kanker tulang

diperkirakan dua atau tiga kali lebih lama dari leukimia (Hiswara, 2015).

Efek deterministik atau efek non stokastik merupakan suatu efek biologis berupa kematian sel yang akan timbul jika paparan radiasi yang mengenai tubuh melampaui batas ambang. Beberapa contoh efek deterministik adalah berupa erythema, katarak, dan kemandulan (Khoiri, 2009). Tingkat keparahan dari efek deterministik akan meningkat seiring dengan semakin besarnya dosis yang diterima tubuh. Pada dosis yang rendah atau mendekati dosis ambang kemungkinan terjadi efek deterministik adalah 0%. Sedangkan jika dosis diatas dosis ambang, kemungkinan terjadinya efek adalah 100% (Hidayatullah, 2017). Efek ini akan terjadi pada seseorang dalam waktu yang relatif singkat dari saat paparan radiasi. Beberapa organ tubuh yang dapat mengaami efek deterministik adalah kulit, mata, paru-paru, organ reproduksi, janin, dan tiroid (Hiswara, 2015).

2.7 Dosimetri

Dosis radiasi adalah jumlah radiasi yang terpapar dalam lingkup suatu medan radiasi. Dosis radiasi juga bisa diartikan sebagai jumlah energi radiasi yang diserap oleh suatu materi yang dilalui (Anonim,2011). Dosis ini dinyatakan dalam satuan Gray, yang mana 1 Gray sama dengan 1 Joule per gram. Dosis juga dapat dinyatakan dalam satuan rad, yang mana 1 rad sama dengan 100erg/g. Satuan 1 Gy juga dapat dikonversi menjadi 100 rad. Pada dasarnya dosis serap menggambarkan besarnya energi dari radiasi pengion yang diserap oleh suatu materi atau *volume* kecil yang memiliki suatu titik pusat. Dosis radiasi ini tidak menyatakan radiosensitivitas relatif suatu materi ataupun resiko kerusakan yang timbul pada suatu jaringan tertentu (McNitt-Gray, 2002).

Dosis efektif adalah dosis yang memperhitungkan dosis serap dalam suatu jaringan dan mencerminkan dosis yang diterima seluruh tubuh yang menyebabkan adanya resiko stokastik. Dosis efektif dapat dinyatakan dalam persamaan:

$$E = \sum_T(\omega T \cdot \omega R \cdot D_{T,R}) \quad (3.10)$$

di mana

E adalah besar dosis efektif

ω_T adalah faktor pembobot jaringan

ω_R adalah koefisien bobot jenis radiasi (untuk sinar X memiliki nilai 1)

$D_{T,R}$ adalah dosis yang diserap oleh jaringan T

T adalah subskrip untuk setiap jaringan radiosensitif

R adalah subskrip untuk setiap jenis radiasi (dalam hal ini sinar X).

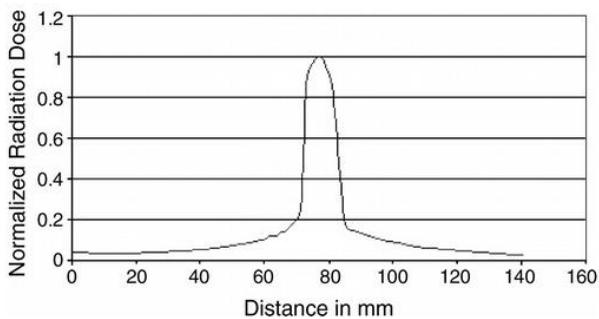
Besar nilai dari faktor pembobot untuk setiap organ radiosensitif telah ditetapkan pada Publikasi 60 dari *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Dosis efektif dinyatakan dalam satuan *Sievert* (Sv) dan rem, yang mana konversinya adalah $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ (McNitt-Gray, 2002). Dosis efektif berupa paparan radiasi yang ditentukan selama menjalani eksiminasi *CT scan*. Pada pasien dewasa untuk beberapa rentang usia, dosis efektif dari pasien laki-laki lebih kecil daripada perempuan yang disebabkan karena faktor panjang scan. Semakin besar panjang dari scan yang dilakukan terhadap pasien, maka akan semakin besar pula dosis efektif dari pasien (Ibrahim, Abdullah, & Halide, 2018).

Setiap pesawat yang memanfaatkan radiasi sinar X memiliki batas maksimal tubuh manusia dapat menyerap paparan radiasi, yang dikenal sebagai nilai batas dosis. Nilai batas ini berlaku untuk pekerja radiasi dan anggota masyarakat termasuk pasien, Nilai batas dosis dari pekerja radiasi tidak boleh melebihi 20 mSv per tahun rata-rata selama 5 tahun berturut-turut. Sedangkan untuk anggota masyarakat dosis efektif tidak boleh melebihi 1 mSv per tahun rata-rata selama 5 tahun berturut-turut.

Salah satu asas dalam proteksi radiasi adalah perlu adanya optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi dengan tujuan agar pekerja radiasi menerima paparan dosis yang serendah mungkin. Untuk pembatasan dosis, seorang pekerja radiasi maksimal menerima paparan radiasi sebesar 10 mSv per tahun atau 0,2 mSv per minggu. Sedangkan untuk anggota masyarakat batas maksimal paparan radiasi nya adalah sebesar 0,5 mSv per tahun atau 0,01 mSv per minggu (BAPETEN, 2011)

Berdasarkan gambar 2.8, profil radiasi dari suatu sumber radiasi tidak hanya terbatas pada area utama yang dicitrakan, namun

juga terdapat ekor radiasi yang dapat mempengaruhi paparan radiasi lain. Ketika dilakukan pemindaian yang berdekatan maka dosis ekor akan ikut berkontribusi dalam dosis di area utama radiasi yang berdekatan. Jika nilai radiasi ekor dari suatu jarak lokasi pemindaian asal tidak bernilai nol, maka kontribusi dalam radiasi sebelah akan semakin besar sehingga menciptakan dosis baru yang terdapat pada radiasi sebelahnya. Artinya besar dosis di area tersebut adalah hasil dari radiasi utama ditambah dengan radiasi ekor dari pemindaian radiasi di dekatnya. Berdasarkan hal tersebut jarak dan besar dari profil dosis juga memengaruhi besar dari suatu dosis.



Gambar 2.8 Pengaruh jarak terhadap dosis radiasi.

Untuk menjelaskan efek dari pemindaian telah ditemukan beberapa metode, salah satunya adalah *Multi Scan Average Dosis* (MSAD), yaitu diartikan sebagai dosis rata-rata yang dihasilkan dari beberapa pemindaian selama interval l panjangnya:

$$MSAD = \frac{1}{l} \int_{-l/2}^{l/2} Dseries(z) dz \quad (3.11)$$

di mana l adalah interval panjang dari pemindaian $Dseries(z)$ adalah dosis pada posisi z yang sejajar dengan sumbu z yang dihasilkan pada pemindaian *CT scan* (McNitt-Gray, 2002).

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilakukan di Unit Radiologi sebuah Rumah Sakit di Kota Malang. Pengambilan data dilakukan pada tahun 2020.

3.2 Alat dan Bahan

Beberapa alat dan bahan yang digunakan pada penelitian kali ini adalah:

- a. Satu set pesawat MSCT *scan* Toshiba Alexion 16 slice.
- b. Domain idrl.bapeten.go.id BAPETEN.
Domain tersebut berisikan *website* Si-INTAN (Sistem Informasi data dosis pasien). Si-INTAN merupakan suatu sistem aplikasi yang berbasis web sebagai salah satu alat bantu upaya optimalisasi proteksi dan keselamatan radiasi untuk pasien yang menjalani prosedur radiologi diagnostik. Salah satu isi dari sistem tersebut adalah mengenai *Diagnostic Reference Level* (DRL). Dalam sistem tersebut telah tercantum DRL nasional Indonesia untuk pesawat *CT scan*.
- c. Data pasien dengan usia 16-75 tahun.

3.3 Tahapan Penelitian.

1. Observasi lapangan
Pada tahap ini dilakukan pengamatan langsung ke lokasi mengenai sistem kerja *CT scan*, pasien, dan dosimeter selama ini.
2. Pengambilan data primer
Pengambilan data primer berupa data dosis rumah sakit dilakukan pada bulan Januari 2020 sejumlah 100 pasien laki-laki dan 100 pasien perempuan. Data yang diambil meliputi tegangan (kV), waktu rotasi (s), Arus yang dialirkan (mA), scan length (cm), CT Dose Index atau CTDI (mGy), dan *Dose Length Product* atau DLP (mGy.cm), usia (tahun), dan jenis kelamin. Data yang diambil adalah *CT scan* Protokol kepala.

Data tersebut diambil dari *dose report* yang ada pada *workstation CT scan*.

3. Pencarian data pembanding

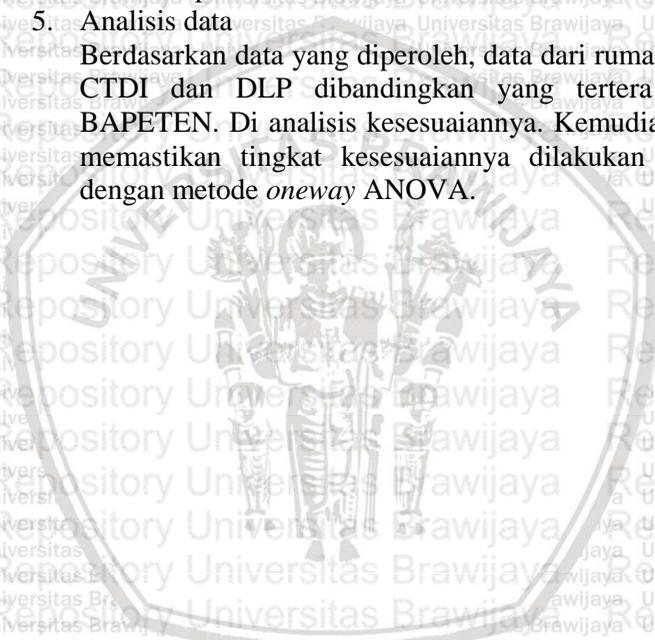
Data pembanding diambil dari SiINTAN BAPETEN mengenai *Indonesian Diagnostic Reference Level (IDRL)*. Data yang diambil berupa nilai dari CTDI dan DLP untuk protokol kepala.

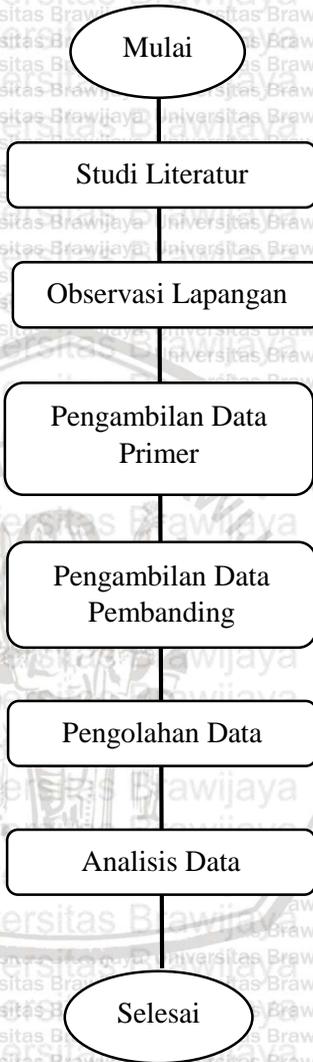
4. Pengolahan data

Pada tahap ini, setelah data penelitian dan data pembanding telah didapatkan.

5. Analisis data

Berdasarkan data yang diperoleh, data dari rumah sakit berupa CTDI dan DLP dibandingkan yang tertera pada IDRL BAPETEN. Di analisis kesesuaiannya. Kemudian untuk lebih memastikan tingkat kesesuaiannya dilakukan analisis pula dengan metode *oneway ANOVA*.





BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil dan Analisis

Penelitian ini terdiri atas dua jenis komparasi. Yang pertama adalah membandingkan paparan dosis yang diperoleh pada penelitian di rumah sakit dengan *Indonesian Dose Reference Level (IDRL)* BAPETEN. Yang kedua adalah membandingkan paparan dosis yang diterima oleh pasien laki-laki dan pasien perempuan.

4.1.1 Hasil perbandingan paparan dosis pada pasien dengan *Indonesian Dose Reference Level (IDRL)*

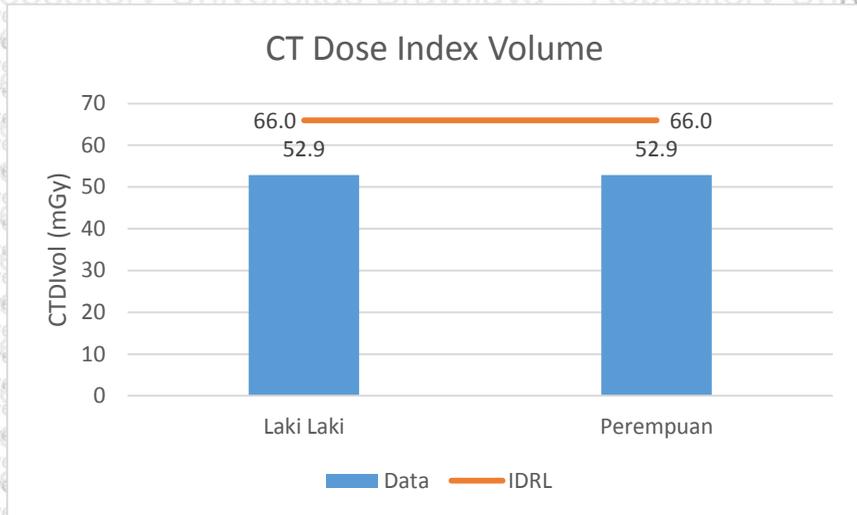
Hasil pengukuran paparan dosis pada pasien *CT scan* protokol kepala disajikan dalam tabel berikut.

Tabel 4.1 Nilai paparan dosis yang diterima oleh pasien *CT scan* protokol kepala (n = 200 pasien).

	Laki-Laki	Perempuan
CTDI _{vol}	52,9	52,9
DLP	1100	1077

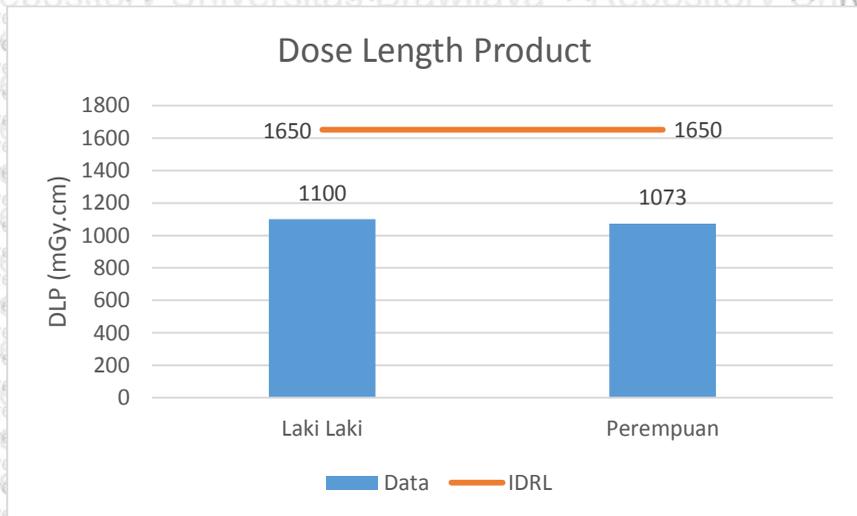
Tabel 4.2 Nilai paparan dosis yang diterima pasien *CT scan* berdasarkan (IDRL) di SIINTAN.

	Laki Laki	Perempuan
CTDI _{vol}	66	66
DLP	1650	1650



Gambar 4.1 Perbandingan paparan dosis ($CTDI_{vol}$) yang diterima pasien Rumah Sakit dengan IDRL.

Gambar 4.1 merupakan hasil perbandingan pengukuran *CT Dose Index vol* rata-rata yang terpapar pada pasien laki-laki dan perempuan (tabel 4.1) terhadap nilai rekomendasi *CT Dose Index vol* sesuai dengan yang ada pada IDRL pada tabel 4.2. Dari diagram tersebut dapat terlihat bahwa *CT Dose Index vol* untuk pasien laki-laki maupun perempuan masih berada dibawah nilai yang tertera pada IDRL.



Gambar 4.2 Perbandingan paparan dosis (DLP) yang diterima pasien di Rumah Sakit dengan IDRL.

Gambar 4.2 merupakan hasil perbandingan pengukuran *Dose Length Product* rata-rata yang terpapar pada pasien laki-laki dan perempuan (tabel 4.1) terhadap nilai rekomendasi *Dose Length Product* sesuai dengan yang ada pada IDRL pada tabel 4.2. Dari diagram tersebut dapat terlihat bahwa *Dose Length Product* untuk pasien laki-laki maupun perempuan masih berada di bawah nilai yang tertera pada IDRL.

4.1.2 Hasil Pengukuran paparan dosis pada pasien laki-laki dan perempuan

Berdasarkan gambar 4.1, ditunjukkan bahwa nilai rata-rata dari *CT Dose Index volume* pada perempuan dan laki-laki adalah sama yaitu 52.9 mGy. Untuk mengetahui ada tidaknya pengaruh jenis kelamin terhadap besarnya nilai $CTDI_{vol}$ maka dilakukan pengujian dengan metode *Oneway ANOVA*, dengan hipotesis:

H_0 (hipotesis awal): Jenis kelamin tidak memengaruhi besar nilai $CTDI_{vol}$

H_1 (hipotesis alternatif): Jenis kelamin memengaruhi besar nilai $CTDI_{vol}$.

Tabel 4.3 Hasil F uji statistika *oneway ANOVA* paa pasien jenis kelamin laki-laki dan perempuan.

Source of Variation	F	P-value	F crit
Jenis kelamin	6011.28	4.2E-150	3.888853

Berdasarkan tabel 4.3 menunjukkan bahwa nilai $F > F_{crit}$ (3,888853) dan memiliki nilai signifikansi (*P-value*) $< 0,050$, yang berarti bahwa H_1 diterima. Hal ini berarti jenis kelamin memengaruhi besar nilai dari $CTDI_{vol}$.

Berdasarkan gambar 4.2, ditunjukkan bahwa nilai dari *Dose Length Product* pada laki-laki lebih tinggi daripada pasien perempuan. Untuk mengetahui ada tidaknya pengaruh jenis kelamin terhadap besarnya nilai DLP maka dilakukan pengujian dengan metode *Oneway ANOVA*, dengan hipotesis:

H_0 (hipotesis awal): Jenis kelamin tidak memengaruhi besar nilai DLP

H_1 (hipotesis alternatif): Jenis kelamin memengaruhi besar nilai DLP

Tabel 4.4 hasil F uji statistika *oneway ANOVA* paa pasien jenis kelamin laki-laki dan perempuan.

Source of Variation	F	P-value	F crit
Jenis Kelamin	0.707251	0.401372	3.888853

Berdasarkan tabel 4.4 menunjukkan bahwa nilai $F < F_{crit}$ (3,888853) dan memiliki nilai signifikansi (*P-value*) $> 0,050$, yang berarti bahwa H_0 diterima. Hal ini berarti jenis kelamin tidak memengaruhi besar nilai dari DLP.

4.2 Pembahasan

International Commission on Radiological Protection (ICRP) telah memperkenalkan *Diagnostic Reference Level* (DRL) sebagai salah satu metode optimasi dalam pengaturan dosis pada prosedur pencitraan medis di beberapa negara termasuk Indonesia yang dikenal dengan *Indonesian Diagnostic Reference Level* (IDRL). Di Indonesia IDRL dibuat oleh BAPETEN dengan mengambil kuartil tiga dari sebaran dosis yang telah dikumpulkan dari instalasi radiologi di seluruh Indonesia.

Berdasarkan penelitian yang dilakukan bahwa nilai *CT Dose Index* (CTDI) yang diperoleh pada laki-laki dan perempuan besarnya sama, yaitu 52,9 mGy. Disisi lain berdasarkan IDRL yang terdapat pada website SiINTAN milik BAPETEN menunjukkan nilai $CTDI_{vol}$ pasien laki-laki sebesar 66 mGy dan pasien perempuan 66 mGy. Jika nilai $CTDI_{vol}$ pada penelitian dibandingkan dengan nilai IDRL, dapat disimpulkan bahwa nilai DLP pada rumah sakit masih dibawah dari nilai IDRL, atau dengan kata lain masih dalam kategori aman. Dalam penelitian ini diperoleh pula data DLP di rumah sakit dan data DLP pada IDRL. Nilai DLP rata-rata pada pasien laki-laki sebesar 1100 mGy.cm dan untuk pasien perempuan sebesar 1077 mGy.cm. Sedangkan untuk nilai DLP rata-rata yang tertera pada IDRL untuk pasien laki-laki senilai 1650 mGy.cm dan pasien perempuan senilai 1650 mGy.cm. Berdasarkan hasil perbandingan antara nilai DLP rata-rata di rumah sakit dengan IDRL dapat disimpulkan bahwa paparan dosis yang diserap oleh tubuh pasien baik laki-laki maupun perempuan

masih dalam kategori aman, atau masih dibawah nilai rata-rata pada IDRL.

Meskipun paparan dosis pasien masih dibawah nilai pada IDRL, proteksi radiasi untuk pasien tetap harus diperhatikan karena berapapun paparan dosis yang diterima oleh tubuh pasien akan tetap memiliki dampak dan resiko yang terjadi. Maka dari itu pemberian paparan radiasi perlu diperhatikan dosisnya. Demi menciptakan keamanan dan keselamatan pasien, dalam pemeriksaan yang memanfaatkan radiasi harus selalu menerapkan prinsip *As LowAs Reasonably Achievable* (ALARA) sehingga resiko dari radiasi pengion bisa ditekan sekecil mungkin. Prinsip ALARA ini bertujuan untuk menekan dosis serendah mungkin namun tetap bisa memperoleh hasil citra dan diagnosis yang sesuai dengan standart.

Gambar 4.1 merupakan diagram perbandingan $CTDI_{vol}$ rata-rata pada pasien laki-laki dan perempuan berusia 16-75 tahun. Nilai $CTDI_{vol}$ pada pasien laki-laki sebesar 52,9 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ pada pasien perempuan juga sebesar 52,9 mGy. Besar nilai $CTDI_{vol}$ salah satunya dipengaruhi oleh arus tabung radiasi (mA) dan durasi paparan radiasi (s). Semakin besar arus tabung yang digunakan dan semakin lama durasi paparan radiasi maka semakin besar pula nilai $CTDI_{vol}$ yang dihasilkan. Dari data yang telah diperoleh digunakan besar arus tabung dan durasi paparan yang konstan sebesar 150 mAs, sehingga dihasilkan data $CTDI_{vol}$ yang juga konstan sebesar 52,9 mGy. Kenaikan arus tabung sewaktu (mAs) meningkatkan jumlah produksi elektron, sehingga kuantitas sinar X yang dihasilkan juga lebih banyak. Kuantitas sinar X berpengaruh terhadap derajat kehitaman (densitas) hasil film pada pemeriksaan *CT scan*. Dan *CT scan* memang tidak mengkuantifikasikan berapa banyak dosis yang diserap tubuh, melainkan hanya menunjukkan intensitas radiasi. Penggunaan mA modulation dapat mengurasi paparan dosis sekitar 35-60 % bergantung pada sistem. mA modulator bekerja dengan melakukan penyesuaian antara nilai mA yang digunakan dengan besar area scanning.

Selain itu, nilai $CTDI_{vol}$ juga dipengaruhi oleh besar tegangan yang digunakan oleh *CT scan*. $CTDI_{vol}$ dan tegangan memiliki hubungan yang berbanding terbalik, yaitu semakin besar tegangan yang digunakan pada *CT scan* maka akan semakin kecil nilai $CTDI_{vol}$ yang dihasilkan. Sama halnya dengan mAs, pada rumah sakit ini digunakan tegangan yang konstan pula, yaitu sebesar 120 kV, sehingga $CTDI_{vol}$ yang dihasilkan juga tetap konstan. Parameter lain yang memengaruhi besar $CTDI_{vol}$ adalah *pitch*. Nilai *pitch* bergantung pada kolimasi dan *table speed*. Berdasarkan penelitian Puput (2014) dijelaskan bahwa dengan penggunaan *pitch* 0,75 hasil $CTDI_{vol}$ sebesar 55,9 mGy dan dengan *pitch* 1,5 menghasilkan nilai $CTDI_{vol}$ sebesar 116 mGy (Khusniatul, Hidayanto, & Choirul, 2014).

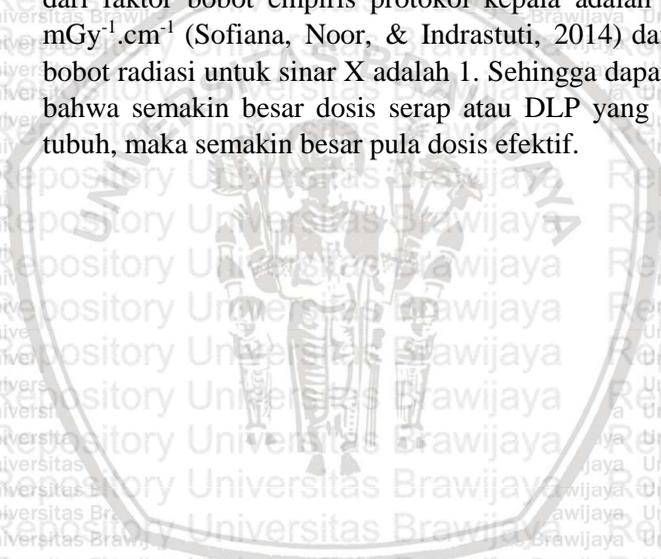
Gambar 4.2 merupakan diagram perbandingan DLP rata-rata pada pasien laki-laki dan perempuan berusia 16-75 tahun. Nilai DLP pada pasien laki-laki sebesar 1100 mGy.cm dan nilai DLP pada pasien perempuan juga sebesar 1077 mGy.cm. Berdasarkan data tersebut menunjukkan bahwa nilai DLP pada pasien laki-laki cenderung lebih besar dibanding dengan nilai DLP pada pasien perempuan. Hal tersebut terjadi karena salah satu faktor yang memengaruhi besar dari DLP adalah *scan length* atau panjang paparan. Semakin besar *scan length* pada pemeriksaan *CT scan* maka dosis yang diterima oleh tubuh akan semakin besar juga. Dalam penentuan *scan length* berbeda-beda berdasarkan ukuran pasien, patologi pasien, pengalaman operator, dan kondisi demografis suatu negara. Besar DLP juga dapat dipengaruhi oleh besar tegangan (kV) (Tsapaki & Rehani, 2007). Berdasarkan penelitian Amendo (2016) juga dijelaskan bahwa penurunan kV dari 100 kV ke 80kV menyebabkan penurunan DLP sebesar 40%. Sedangkan penurunan dari 120 kV ke 100 kV menyebabkan penurunan sebesar 14%.

Selain itu, nilai DLP juga dipengaruhi oleh durasi rotasi. Berdasarkan penelitian Fauziyah (2016) memperoleh hasil yang cukup signifikan, yakni nilai DLP terendah sebesar 14,2 mGy pada durasi 0,35 s dan nilai DLP tertinggi sebesar 37,3 mGy pada durasi



1,0 s. Dan menurut Surl dan Kathura (2011) durasi rotasi yang cepat sangat memengaruhi dosis yang diterima pasien. Meningkatkan durasi 0,5-1,0 s pada sekali putaran 360° dapat mengurangi dosis radiasi hampir sebesar 50%.

Dalam penentuan estimasi dosis paparan suatu pemeriksaan *CT scan* dikenal pula istilah dosis efektif, yaitu nilai dosis radiasi yang mempertimbangkan daya rusak radiasi dan tingkat sensitivitas jaringan tubuh. Jika dikaitkan dengan DLP, dosis efektif dapat ditentukan dengan mengalikan DLP dengan faktor bobot empiris dan faktor bobot radiasi. Dalam hal ini nilai dari faktor bobot empiris protokol kepala adalah $0,0021 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ (Sofiana, Noor, & Indrastuti, 2014) dan nilai faktor bobot radiasi untuk sinar X adalah 1. Sehingga dapat disimpulkan bahwa semakin besar dosis serap atau DLP yang diterima oleh tubuh, maka semakin besar pula dosis efektif.



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan dapat disimpulkan bahwa estimasi paparan dosis radiasi *CT scan* protokol kepala pasien berusia 16 – 75 tahun pada rumah sakit di Kota Malang masih dalam kategori aman atau masih dibawah nilai IDRL. Besar nilai *CT Dose Index* ($CTDI_{vol}$) dipengaruhi oleh faktor jenis kelamin, sedangkan besar nilai Dose Length Product tidak dipengaruhi oleh jenis kelamin.

5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan adalah bahwa hasil dari analisis dan penelitian ini dapat diusulkan kepala rumah sakit di Kota Malang sebagai masukan untuk tetap meningkatkan asas proteksi radiasi terutama optimasi yang mempertimbangkan besar dosis yang diterima oleh pasien pada *CT scan* protokol kepala.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta: PT. Rineka Cipta
- Alsafi, K. G. (2016). Radiation Protection in X-Ray Computed Tomography: Literature Review. *International Journal of Radiology and Imaging Technology*, 2(2).
- BAPETEN. (2011). *Keselamatan Radiasi dalam Penggunaan Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional. Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 8 Tahun 2011*.
- Dewang, S., & Rosyidah, U. (2012). Analisis Dosis Radiasi Yang Diterima Pasien Pada Pemeriksaan Computer Tomography (CT) Scan. *Jurnal Universitas Hasanuddin*.
- Dwi Siwi Retnoningsih, Choirul Anam, W. S. (2012). Studi Uniformitas Dosis Radiasi CT Scan Pada Fantom Kepala Yang Terletak Pada Sandaran Kepala. *Jurnal Sains Dan Matematika*, Vol. 20, pp. 41–45 – 45.
- Harmayeni, H., Milvita, D., & Sandy, K. Y. P. (2019). Analisis Nilai CTDI di Udara dengan Variasi Faktor Eksposi dan Tebal Slice pada Pesawat CT-Scan Merek GE Optima 660. *Jurnal Fisika Unand*, 8(1), 52–56.
- Hidayatullah, R. (2017). Dampak Tingkat Radiasi Pada Tubuh Manusia. *Jurnal Mutiara Elektromedik*, 1(1), 16–23. Retrieved from /
- Hiswara, E. (2015). *Buku Pintar Proteksi dan Keselamatan Radiasi di Rumah Sakit*.
- Ibrahim, A. A., Abdullah, B., & Halide, H. (2018). Estimasi Dosis Efektif Pasien Bagian Abdomen dari Hasil Pemeriksaan CT-Scan Merek Siemens SOMATOM. *Positron*, 8(2), 39–42.
- Khoiri, M. (2009). Analisis Keselamatan Radiasi Pada Laboratorium Sinar-X Industri STTN BATAN Yogyakarta. *Seminar Nasional V SDM Tekhnologi Nuklir*.

- Khusniatul, P., Hidayanto, E., & Choirul, A. (2014). *Pengaruh Variasi Faktor Eksposi (Tegangan Tabung Dan Arus Waktu) Serta Pitch Terhadap Computed Tomography Dose Index (CTDI) Di Udara Menggunakan CT Dose Profiler*. 3(4), 262–372.
- McNitt-Gray, M. F. (2002). AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation dose in CT. *Radiographics*, 22(6), 1541–1553.
- Mettler, F. A., Thomadsen, B. R., Bhargavan, M., Gilley, D. B., Gray, J. E., Lipoti, J. A., ... Mahesh, M. (2008). Medical Radiation Exposure In The U.S . In 2006 : Preliminary Results. *Health Physics*, 95(5), 502–507.
- Mulyono, N. P. N., Hidayanto, E., Arifin, Z., & Anam, C. (2014). Analisis Distribusi Computed Tomography Dose Index (Ctdi) Pada Body Phantom. *Youngster Physics Journal*, 3(4), 357–362.
- Parinding, N. T. A., Ali, R. H., & Tubagus, V. N. (2015). Gambaran Hasil Pemeriksaan Ct Scan Kepala Pada Penderita Stroke Hemoragik Di Bagian Radiologi Fk. Unsrat/Smf Radiologi Blu Rsup Prof. Dr. R. D. Kandou Manado. *E-CliniC (eCI)*, 3(1).
- Rusli, M. (2017). Uji Keselamatan Paparan Radiasi Dental Sinar-X di Radiologi ATRO Muhammadiyah Makassar. *Skripsi Fisika*.
- Setyawan, A., & Djakaria, H. M. (2014). Efek Dasar Radiasi pada Jaringan. *Journal of Indonesian Radiation Oncology Society*, 5(1), 25–33.
- Seeram, Euclid, and Patrick C. 2017. Brennan. *Radiation Protection in Diagnostic X-ray Imaging*. USA: Jones & Bartlett Learning
- Silvia, H., Milvita, D., Prasetyo, H., & Yuliati, H. (2013). Estimasi Nilai CTDI dan Dosis Efektif Pasien Bagian Head , Thorax dan Abdomen Hasil Pemeriksaan Ct-Scan Merek Philips Brilliance 6. *Jurnal Fisika Unand*, 2(2).
- Sofiana, L., Noor, J. A. E., & Indrastuti, N. (2014). *Estimasi Dosis Efektif pada Pemeriksaan Multi Slice CT-Scan Kepala dan Abdomen Berdasarkan Rekomendasi ICRP 103*. 1–5.

- Susila, I. P., Santoso, wiranto budi, & Istofa. (2013). Karakterisasi Flat Panel Detector Untuk Pesawat Sinar-X Digital. *Prima*, 10(2).
- Suyatno, F., Harsono, D., & Marwiana, A. (2011). *Rancang Bangun Pemilih Arus dan Waktu Pada Pesawat Sinar-X Berbasis Mikrokontroler AT89S51*.
- Tasa, A. B. S. M. A. (2012). Analisis dosis radiasi untuk aplikasi ruang ICU. *Skripsi Fisika Medik*.
- Trattner, S., Halliburton, S., Thompson, C. M., Xu, Y., Chelliah, A., Jambawalikar, S. R., ... Einstein, A. J. (2018). Cardiac-Specific Conversion Factors to Estimate Radiation Effective Dose From Dose-Length Product in Computed Tomography. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 11(1).
- Trikasjono, T., Marjanto, D., & Timorti, B. (2009). YOGYAKARTA. *Analisis Keselamatan Pesawat Sinar-X Di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Umum Daerah Sleman Yogyakarta*, 278–289.
- Tsapaki, V., & Rehani, M. M. (2007). Dose management in CT facility. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 3(2).

120	150	52.9	997.2	18.85066163
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1023.3	19.34404537
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013

120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1126.2	21.28922495
120	150	52.9	1152.6	21.78827977
120	150	52.9	1179.1	22.28922495
120	150	52.9	1179.1	22.28922495
120	150	52.9	1205.5	22.78827977
120	150	52.9	1205.5	22.78827977
120	150	52.9	1205.5	22.78827977
120	150	52.9	1205.5	22.78827977

120	150	52.9	1258.4	23.78827977
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1311.2	24.78638941
120	150	52.9	1311.2	24.78638941
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1360.2	25.71266541
120	150	52.9	1364.2	25.78827977
120	150	52.9	1364.2	25.78827977
120	150	52.9	1390.6	26.28733459
120	150	52.9	1417	26.78638941
120	150	52.9	1417	26.78638941
120	150	52.9	1417	26.78638941
120	150	52.9	1443.5	27.28733459

A.2 Pasien Perempuan

kV	mAs	Average CTDI *(mGy)	Total DLP * (mGy.cm)	Length Product
120	150	52.9	835.3	15.79017013
120	150	52.9	914.6	17.28922495
120	150	52.9	914.6	17.28922495
120	150	52.9	914.6	17.28922495
120	150	52.9	941.1	17.79017013
120	150	52.9	941.1	17.79017013
120	150	52.9	941.1	17.79017013
120	150	52.9	944	17.84499055
120	150	52.9	967.5	18.28922495

120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	967.5	18.28922495
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	994	18.79017013
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495



120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1020.4	19.28922495
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1046.9	19.79017013
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495



120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1073.3	20.28922495
120	150	52.9	1099.8	20.79017013
120	150	52.9	1126.2	21.28922495
120	150	52.9	1152.6	21.78827977
120	150	52.9	1231.9	23.28733459
120	150	52.9	1258.4	23.78827977
120	150	52.9	1258.4	23.78827977
120	150	52.9	1258.4	23.78827977
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1284.8	24.28733459
120	150	52.9	1304.6	24.66162571
120	150	52.9	1311.2	24.78638941
120	150	52.9	1311.2	24.78638941
120	150	52.9	1311.2	24.78638941
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1337.7	25.28733459
120	150	52.9	1364.2	25.78827977
120	150	52.9	1390.6	26.28733459
120	150	52.9	1390.6	26.28733459
120	150	52.9	1390.6	26.28733459
120	150	52.9	1575.6	29.78449905



LAMPIRAN B Hasil Uji Oneway ANOVA DLP dan DLP pada pasien jenis kelamin laki-laki dan perempuan

B.1 CT Dose Index vol

SUMMARY

<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Male	100	5290	52.9	1.27493E-27
Female	100	5290	52.9	1.27493E-27

ANOVA

<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Jenis kelamin	7.66E-24	1	7.66E-24	6011.28	4.2E-150	3.888853
Error	2.52E-25	198	1.27E-27			
Total	7.92E-24	199				

B.2Dose Length Product (DLP)

SUMMARY

<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Male	100	109263.8	1092.638	16149.54
Female	100	107669.6	1076.696	19784.98

ANOVA

<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Jenis Kelamin	12707.37	1	12707.37	0.707251	0.401372	3.888853
Error	3557517	198	17967.26			
Total	3570224	199				