

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1. Latar Belakang

Radioterapi merupakan salah satu pelayanan kesehatan untuk mengobati kanker atau tumor dengan cara memberikan penyinaran radiasi pada objek yang ditentukan. Sebelum diterapi pasien harus melalui tahap pencitraan menggunakan CT Simulator (*Computed Tomografi Simulator*) secara prinsip umum sama dengan CT diagnostik hanya ada beberapa perbedaan yaitu *flat couch*, laser eksternal dan *wide bore* [1,2]. Tujuan menggunakan CT Simulator yaitu untuk menghasilkan citra dengan kualitas tinggi untuk melakukan perencanaan penggambaran (*delineation*), perhitungan dosis target serta organ yang beresiko tinggi "*Organ at Risk*" dalam proses perencanaan radioterapi. Pada proses pencitraannya penggunaan parameter *scanning* berhubungan dengan dosis radiasi yang diterima oleh pasien [3].

CT Scan umumnya menggambarkan dosis radiasi yang digunakan selama proses pencitraan dengan dua besaran yang berbeda yaitu *Volumetric Computed Tomography Dose Index* ( $CTDI_{Vol}$ ) yaitu keluaran radiasi dari CT dalam satu irisan gambar, dan *Dose Length Product* (DLP) yaitu dosis radiasi seluruh area *scanning*. Untuk mendapatkan nilai  $CTDI_{Vol}$  harus menghitung nilai  $CTDI_w$  dari pengukuran yang dilakukan di lubang tengah dan tepi phantom, untuk menghitung variasi radiasi antara daerah pinggiran dan pusat. Dengan CT Scan *multislice helical* modern, area *scanning* akibat rotasi *tube sinar-X* biasanya tumpang tindih sehingga menghasilkan beberapa *scanning* dari area tertentu. Hal ini menghasilkan lebih banyak data dan meningkatkan kualitas gambar, akan tetapi juga meningkatkan radiasi yang diterima pasien. Untuk memperhitungkan *overlapping*, faktor *pitch* dimasukkan ke dalam persamaan untuk menghitung nilai  $CTDI_{Vol}$ . *Pitch*, menggambarkan seberapa banyak meja pemeriksaan bergerak dalam satu rotasi gantry.  $CTDI_{Vol}$  dihitung dengan membagi  $CTDI_w$  dengan *pitch* yang digunakan [4]. Pada mode *scanning* CT *helical* penting untuk memperhatikan faktor *pitch*, maka dinamakan *Volume Computed Tomografi Dose Index* ( $CTDI_{Vol}$ ) dengan satuan miliGray (mGy) [5]. DLP (Satuan mGy/cm) deskriptor dosis radiasi pada seluruh area *scanning* dihitung dengan mengalikan  $CTDI_{Vol}$  dengan

panjang *scanning* (mm) [6]. Penggunaan  $CTDI_{Vol}$  sebagai dosis serap radiasi pada CT bukanlah representasi dosis yang diserap sebenarnya oleh tubuh. AAPM *Task Group* 204 merilis tentang “*Size Specific Dose Estimate (SSDE) Pada Pemeriksaan CT Anak-anak dan Dewasa*” yang memberikan faktor konversi sebagai ukuran geometris pasien. *Size Specific Dose Estimate (SSDE)* dengan diameter ekuivalen ( $D_w$ ) ukuran tubuh pasien menjadi metode yang diakui sebagai dosis pemeriksaan CT Scan dengan menggunakan indikator  $CTDI_{Vol}$  [7,8].

Penelitian oleh Forss dkk (2021), melakukan pengukuran  $CTDI_{Vol}$  dan DLP menggunakan fantom CTDI diameter 32 cm dan panjang 16 cm pada isocenter *bore gantry* mengevaluasi keakuratan laporan dosis tampilan radiasi pemindai CT, dan untuk menentukan keakuratan laporan dosis pemindai CT serta menghitung faktor koreksi untuk penelitian selanjutnya. [4] *Atomic Energy Regulatory Board (AERB)* merekomendasikan persentase deviasi nilai  $CTDI_{Vol}$  antara pengukuran dengan *console* diharapkan standar ICRP  $\leq 20\%$ . [9].

Sejak CT diperkenalkan tahun 1973, penggunaan CT telah meluas dan di Norwegia dari tahun 2002 sampai 2008 mengalami peningkatan 21 % sebesar 918.000 pemeriksaan CT Diagnostik dan penggunaan CT Radioterapi pada dekade terakhir juga meningkat digunakan sebagai prosedur perencanaan terapi dalam penentuan dosis, target dan organ normal. Meskipun memberikan keuntungan, akan tetapi hanya ada sedikit yang memberikan perhatian dari potensi resiko karsinogenesis yang disebabkan oleh prosedur ini karena kurangnya perhatian pada strategi penghematan dosis CT di departemen Radioterapi [10]. Dari uraian latar belakang tersebut, maka penulis mengambil judul penelitian “**EVALUASI DOSIS TAMBAHAN CT SIMULATOR PADA PASIEN RADIOTERAPI DENGAN PARAMETER SSDE**”.

## 1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang di atas Penulis ingin menarik rumusan permasalahan sebagai berikut :

1. Berapakah nilai deviasi  $CTDI_{Vol}$  yang ditampilkan pada *console* CT dengan hasil pengukuran langsung ?

2. Berapakah nilai SSDE yang diterima oleh pasien radioterapi dari prosedur pemeriksaan CT Simulator ?
3. Berapakah persentase dosis radiasi tambahan yang diterima oleh pasien radioterapi akibat pemeriksaan CT Simulator ?

### 1.3. Batasan Masalah

Penelitian ini menggunakan data sekunder parameter *scanning* CT Simulator pasien radioterapi dengan jumlah pemeriksaan 10 pasien CT *Head and Neck* dan 10 pasien CT *Pelvis* untuk di *expose* pada fantom CTDI untuk memverifikasi nilai CTDI<sub>Vol</sub>. Analisis persentase penambahan dosis radiasi dari pemeriksaan CT Simulator dengan parameter SSDE terhadap dosis preskripsi *body* volume masing-masing pasien.

### 1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan penulisan penelitian ini dilakukan sebagai berikut :

1. Mendapatkan nilai deviasi CTDI<sub>Vol</sub> antara yang ditampilkan oleh console CT dengan pengukuran langsung.
2. Mendapatkan nilai SSDE yang diterima oleh pasien radioterapi dari prosedur pemeriksaan CT Simulator.
3. Menganalisis dosis radiasi tambahan yang diterima oleh pasien radioterapi akibat prosedur pemeriksaan CT Simulator.

### 1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat yang diinginkan dari penelitian ini yaitu sebagai berikut :

#### 1.5.1. Teori

Dari hasil penelitian ini semoga menjadi referensi untuk pembaca tentang penambahan dosis dari pemeriksaan CT Simulator pada pasien radioterapi.

#### 1.5.2. Kebijakan

Sebagai acuan pentingnya pemilihan parameter yang sesuai agar dosis radiasi dapat ditekan serendah mungkin.

#### 1.5.3. Praktis

Untuk menambah pemahaman tentang *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) yang sesuai dengan ukuran diameter tubuh pasien.

