

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Computed tomography (CT) adalah salah satu prosedur radiologi yang umum dan efektif digunakan ahli radiologi di banyak pelayanan diagnostik. CT pertama kali ditemukan oleh Godfrey N. Hounsfield dan Alan M. Comark di Tahun 1970. CT dikenal juga sebagai CAT (*Computer Axial Tomography*). Pada tahun 1972, CT pertama kali resmi dikenalkan kepada khalayak umum pada kongres tahunan *British of Radiology*. CT telah digunakan secara luas sebagai alat inspeksi standar di rumah sakit, karena kemampuannya untuk menggambarkan kondisi internal tubuh, seperti otak, leher, dada, tulang belakang, panggul, dan perut. Sebagai alat diagnostik dengan teknik radiografi, CT menggunakan sinar-X berenergi tinggi yang dapat menampilkan citra anatomi tubuh manusia dalam bentuk irisan atau *slice*, memberikan gambaran yang lebih detail dan akurat mengenai struktur tubuh. (Stern dkk., 2007). Hal ini menunjukkan bahwa CT saat ini menjadi modalitas yang banyak digunakan, tetapi sayangnya CT menyumbang dosis yang sangat besar pada pasien. Faktor-faktor yang mempengaruhi pemeriksaan CT Scan antara lain tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), rotasi gantry, *slice thickness*, *pitch*, dan jarak tabung ke isosenter CT Scan. (Zacharias *et al.*, 2013).

Indeks dosis CT atau (CTDI) disebut sebagai Keluaran radiasi CT yang diperoleh dari dosimetri CT. CTDI, sebagai indeks dosis, berguna untuk perbandingan dosis, pemantauan dosis, dan optimalisasi dosis, sementara CTDI tidak mewakili dosis pasien (Asiah *et al.*, 2021). *Computed Tomography Dose Index Volume* (CTDIvol) dan *Dose Length Product* (DLP) merupakan besaran standar yang biasa digunakan untuk memperkirakan dosis radiasi CT yang diterima pasien. Kedua standar ini memiliki keterbatasan karena hanya memberikan informasi tentang dosis keluaran dari pesawat CT, sedangkan untuk memperkirakan dosis pada pasien dengan ukuran tubuh tertentu sehingga memungkinkan perhitungan dosis serap dan dosis efektif

yang diterima pasien menjadi lebih akurat menggunakan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) (Asiah, dkk 2021). Kalangan praktisi CT telah memperkenalkan besaran *Size-specific dose estimate* (SSDE) pada tahun 2011. Besaran SSDE untuk memperkirakan dosis spesifik pasien ini telah mendapatkan penerimaan yang baik di kalangan praktisi CT. SSDE dihitung berdasarkan besaran dosis keluaran CT yang ada, yaitu CTDIvol, kemudian dikoreksi dengan ukuran pasien.

Diameter efektif (Deff) tidak memperhitungkan efek atenuasi maupun kepadatan dari bahan penyusun tubuh, sehingga estimasi dosis menjadi kurang akurat. Beberapa studi telah dilakukan untuk meningkatkan pengukuran menjadi lebih baik dan lebih akurat dengan tetap memperhitungkan ukuran pasien maupun atenuasi jaringan yaitu dengan menggunakan water-equivalent diameter (Dw) (Anam dkk., 2017; Anam dkk., 2018; Terashima dkk., 2019; Kuriyama dkk., 2020; Dewi dkk., 2021). Dw dapat dihitung baik dengan menggunakan *CT localizer radiograph* atau menggunakan *CT axial images* (Anam dkk., 2021). Nilai atenuasi dari citra axial dapat dihitung secara langsung dengan menggunakan rata-rata dari CT number pada *Region of Interest* (ROI) dari objek tersebut, sedangkan perhitungan menggunakan *CT localizer radiographs* hanya dapat dilakukan setelah mengkalibrasi nilai piksel dari *CT localizer radiographs* dengan menggunakan atenuasi air (Anam *et al.*, 2018).

Pada tahun 2019, Terashima, dkk., telah melakukan penelitian tentang penentuan faktor koreksi untuk menghitung SSDE berdasarkan CT *scout image*. Secara konvensional, Dw ditentukan dari citra CT axial. Namun, citra aksial memiliki kelemahan mendasar terkadang masih ada pemotongan pada outline (garis besar) pasien karena bidang pandang (FOV) yang kecil dari citra tertentu. Selain itu, memiliki kelemahan lain bahwa citra axial tidak bisa didapatkan ketika sebelum *scanning*. Oleh karena itu, untuk menghindari masalah ini, *scout* dapat digunakan.

Penentuan keakuratan dari pengukuran *CT localizer radiograph* telah dilakukan penelitian oleh Anam, dkk pada tahun 2018. Pengukuran dilakukan

dengan menggunakan fantom *body* dengan diameter 32 cm dan panjang 15 cm yang terbuat dari bahan *polymethyl methacrylate* (PMMA) tetapi metode perhitungan yang digunakan cukup rumit dan diperlukan suatu *software* khusus yang dapat menunjang perhitungan nilai D_w . Nilai D_w dan SSDE yang dihitung menggunakan radiografi CT *localizer* serupa dengan yang dihitung menggunakan gambar aksial (yaitu, metode standar). Ada sejumlah keuntungan untuk menghitung D_w dan SSDE menggunakan radiografi CT *localizer*. Perhitungan dapat dilakukan sebelum proses *axial scanning*, metode tersebut dapat meminimalkan pemotongan citra yang sering terjadi pada citra CT aksial, dan perhitungan sepanjang sumbu z dapat diperoleh jauh lebih cepat. (Asiah *et al.*, 2021).

Penentuan nilai piksel pada citra aksial menggunakan standar nilai *Hounsfield unit* (HU) sehingga tidak rumit dan memberikan kemudahan dalam perhitungan. Sedangkan untuk penentuan nilai piksel secara absolut pada CT *localizer radiograph* memiliki konsep yang berbeda dengan CT *axial image* sehingga memerlukan kalibrasi khusus. Setiap metode pasti memiliki kekurangan dan kelebihan masing-masing. Perhitungan D_w pada CT *localizer radiograph* juga memiliki kelebihan karena metode ini digunakan sebelum proses *axial scanning*, sehingga untuk pengaturan parameter dapat diatur untuk mengoptimalkan dosis pada pasien. Selain itu, metode ini memiliki kelebihan lain dapat meminimalisasi adanya pemotongan gambar yang sering terjadi pada citra aksial dan membuat nilai D_w dan SSDE pada sumbu-z dapat dihitung dengan lebih cepat dan mudah (Ikutta dkk, 2014). Jika pada citra aksial membutuhkan memori yang sangat besar karena dalam satu pemeriksaan terdapat lebih dari 100 citra dan memberatkan proses komputasi, maka dengan CT *localizer radiographs* tidak membutuhkan hal itu. Tetapi perlu melakukan kalibrasi dengan akurat.

Penelitian dengan menggunakan variasi arus tabung sudah dilakukan (Rif'ah, 2023), secara umum variasi arus tabung hanya menyebabkan sedikit perbedaan dalam hubungan antara PV dan t_w , namun untuk aplikasi klinis sangat disarankan menggunakan arus tabung yang relatif lebih tinggi. Hal ini

dilakukan dengan tujuan untuk mengurangi noise dari citra yang diperoleh. *Noise* citra yang rendah akan mengurangi akurasi dari pengukuran nilai PV pada *CT localizer radiograph*, begitupun sebaliknya jika *noise* citra yang tinggi akan meningkatkan akurasi dari pengukuran PV. Oleh karena itu, penulis melakukan penelitian lebih lanjut terhadap pengambilan citra untuk berbagai variasi tegangan, karena akan sangat membantu fisikawan medis yang memiliki pengaruh besar terhadap atenuasi dari citra pasien yang dihasilkan. Hal ini bertujuan untuk memastikan dosis yang diterima tepat dan sesuai dengan rentang usia pasien.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah

1. Menganalisis kesebandingan nilai piksel (PV) dan water-equivalent thickness (t_w) dari fantom *step-wedges*
2. Melakukan perhitungan D_w dari *CT localizer radiograph* pasien dengan berdasarkan hasil faktor koreksi dari fantom *stepwedge*.

1.3 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini yaitu dapat memperoleh hasil akurasi dari fantom yang sudah dibuat dan dapat dilakukan perhitungan D_w dengan berdasarkan phantom yang telah dibuat.

