

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Computed Tomography (CT) pertama kali dikenalkan pada tahun 1970-an oleh Sir Godfrey Hounsfield. CT terus mengalami perkembangan pesat di seluruh dunia hingga saat ini. Kualitas citra yang dihasilkan CT sangat baik sehingga memiliki peranan penting dalam bidang diagnosis (Saba dan Keshtkar, 2019; Bushberg, 2012). Parameter pencitraan yang menentukan kualitas citra CT tiga diantaranya adalah arus tabung (mA), algoritma rekonstruksi dan *slice thickness*. Arus tabung yang tinggi dapat menghasilkan kualitas citra yang lebih baik (Raman dkk., 2013). Algoritma rekonstruksi idealnya mampu menghasilkan kualitas citra yang tinggi meskipun dengan penggunaan dosis yang rendah (McLeavy dkk., 2021). Algoritma rekonstruksi konvensional dan masih digunakan sampai saat ini adalah *filter back projection* (FBP). FBP memiliki kecepatan rekonstruksi yang lebih tinggi dan implementasi yang mudah. Akan tetapi FBP belum mampu membedakan daerah anatomi pasien yang memiliki frekuensi tinggi (Setiawan dkk., 2023; Park dkk., 2022). *Iterative reconstruction* (IR) diperkenalkan untuk mengatasi kekurangan FBP tersebut. IR mampu mengidentifikasi daerah anatomi yang mempunyai kandungan frekuensi tinggi dan meminimalkan degradasi resolusi spasial (Setiawan dkk., 2023). Penggunaan *slice thickness* yang tipis dalam pencitraan akan menghasilkan citra dengan detail yang tinggi sehingga menghasilkan resolusi spasial yang baik (Raman dkk., 2013).

Kualitas citra CT dapat ditentukan berdasarkan beberapa parameter, seperti resolusi spasial, *noise*, dan resolusi kontras (Gascho dkk., 2018; Pauwels dkk., 2014). Resolusi spasial adalah kemampuan citra untuk membedakan dua atau lebih objek kecil yang berdekatan (de Souza Tolentino dkk., 2018; Gascho dkk., 2018). Resolusi spasial yang tinggi pada citra dapat memberikan informasi yang lebih akurat dalam diagnosis lesi yang kecil (Gascho dkk., 2018). Resolusi spasial suatu citra dapat dievaluasi menggunakan citra *line pair* dari suatu fantom, atau dengan metode observasi menggunakan fantom *bar pattern* (BP) (Gonzalez-Lopez dkk., 2016; McCollough dkk., 2015). Akan tetapi, metode tersebut dinilai kurang akurat

karena penilaian berdasarkan subjektivitas pengamat. Evaluasi resolusi spasial yang lebih objektif dan akurat dapat diukur menggunakan kurva *modulation transfer function* (MTF) (Anam dkk., 2018; Rueckel dkk., 2014).

MTF merupakan kurva yang menggambarkan resolusi spasial dalam domain frekuensi secara kuantitatif (Judy, 1976). Pengukuran MTF dapat dilakukan dengan beberapa metode, yaitu *line spread function* (LSF), *point spread function* (PSF), dan *edge spread function* (ESF) (Anam dkk., 2018; Narvaez dkk., 2016; Kayugawa dkk., 2013). Metode yang paling banyak digunakan adalah PSF dengan menggunakan fantom objek titik, seperti kawat tipis atau *microbead*. Keunggulan metode PSF dibandingkan metode lainnya adalah memiliki konsep yang sederhana dan relatif mudah diterapkan dalam pengukuran resolusi spasial pada sistem CT (Kayugawa, 2013).

Pengukuran resolusi spasial berdasarkan nilai MTF sudah banyak dilakukan menggunakan ACR CT Accreditation Phantom (Friedman dkk., 2013), Catphan Phantom (Paruccini dkk., 2017), AAPM CT Performance Phantom (Zahro dkk., 2021), atau fantom dari setiap merek CT (Setiawan dkk., 2023). Akan tetapi, fantom standar tersebut harganya mahal dan tidak semua rumah sakit memiliki fantom standar, khususnya di negara berkembang (Anam dkk., 2018). Anam telah mengembangkan fantom kawat sederhana yang terbuat dari *injector syringe* dan kawat timah tipis. Fantom tersebut dapat digunakan untuk pengukuran MTF dengan baik dan dapat dijadikan sebagai fantom alternatif jika fantom standar tidak tersedia (Anam dkk., 2019). Akan tetapi pengukuran MTF menggunakan fantom tersebut terbatas hanya pada bidang aksial (sumbu x dan y) saja. Pengukuran MTF pada sumbu z sama pentingnya dengan pengukuran MTF pada sumbu x dan y. Hal tersebut disebabkan karena saat ini citra sagital dan koronal juga digunakan untuk menegakkan diagnosis. MTF pada sumbu z dapat memberikan informasi isotropik resolusi spasial citra CT (Wu dkk., 2021).

Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan pembuatan fantom akrilik berbentuk silinder dengan penanaman kawat *stainless steel* di bagian tengah silinder pada tiga sumbu (x, y dan z). Fantom ini dapat digunakan untuk mengukur MTF pada sumbu x dan y berdasarkan potongan citra aksial, serta MTF pada sumbu

z berdasarkan potongan citra sagital dan koronal. Pengukuran 3D-MTF dilakukan secara otomatis menggunakan *software* IndoQCT pada masing-masing potongan citra. Fantom yang dibuat ini diharapkan dapat digunakan sebagai fantom alternatif untuk melakukan *quality control* (QC) yang ditinjau berdasarkan nilai resolusi spasial.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini yaitu:

1. Membuat *in-house phantom* untuk pengukuran 3D-MTF berbahan dasar akrilik dan kawat *stainless steel*.
2. Mengevaluasi resolusi spasial berdasarkan MTF sumbu x, y dan z pada citra *in-house phantom* dari berbagai variasi arus tabung, *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction* (ASIR) dan *slice thickness*.

1.3 Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini yaitu:

1. Dihasilkan sebuah fantom sederhana untuk pengukuran 3D-MTF dengan harga ekonomis. Fantom dapat digunakan dengan mudah dan praktis, sehingga membantu fisikawan medik dalam melakukan QC.
2. Diperoleh informasi terkait pengaruh arus tabung, ASIR dan *slice thickness* terhadap MTF sumbu x, y dan z, serta dapat dijadikan sebagai referensi untuk penelitian selanjutnya dengan topik yang berkaitan.