SIMULASI MONTE CARLO UNTUK EVALUASI ANODE HEEL EFFECT PADA PESAWAT SINAR-X MENGGUNAKAN PAKET PROGRAM EGSnrc

Sanggam Ramantisan¹, Choirul Anam¹, dan Priyono¹

¹Laboratorium Fisika Medis, Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Diponegoro Semarang Email : <u>sanggam@undip.ac.id</u>

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi anode heel effect pada pesawat sinar x untuk variasi sudut anoda target dan variasi tegangan tabung sinar x. Penelitian ini menggunakan simulasi Monte Carlo dengan paket program EGSnrc. Desain pesawat sinar x menggunakan program BEAMnrc, sedangkan phase space file hasil dari BEAMnrc dianalisis menggunakan program BEAMDP. Anoda pesawat sinar x menggunakan material tungsten. Total filtrasi yang digunakan ekuivalen dengan 2,5 mm aluminium. Dari simulasi diperoleh bahwa anode heel effect terjadi hanya pada sumbu yang sejajar dengan sumbu tabung sinar x, yaitu fluence radiasi pada sisi katoda lebih besar daripada sisi anoda. Diperoleh bahwa semakin besar sudut target maka anode heel effect yang dihasilkan semakin kecil. Anode heel effect untuk variasi sudut anoda pada tegangan 80 kV berturut turut 17,25% (5⁰), 15,65% (7,5⁰), 14,65% (10⁰), 6,96% (12,5⁰), dan 3,14% (15⁰). Sementara untuk variasi tegangan tabung diperoleh bahwa anode heel effect yang dihasilkan relatif kecil. Untuk variasi tegangan tabung pada sudut 15⁰ diperoleh anode heel effect berturut-turut sebesar 1,99% (40 kV), 2,20% (60 kV), 3,14 (80 kV), dan 3,81% (100 kV).

Kata kunci : anode heel effect, simulasi Monte Carlo, EGSnrc

Abstract

This study aimed to evaluate the anode heel effect on the x-ray machine for the variation of angle of anode target and tube potential. The research was conducted using Monte Carlo simulations with the EGSnrc package. The x ray was designed by BEAMnrc, whereas the phase space file was analyzed by BEAMDP. The x ray unit was designed by using Tungsten material in anoda structure. Total filtration that used was equivalent with 2,5 mm Aluminium. From the simulation found that the anode heel effect occurs only on an axis parallel to the axis x-ray tube, i.e. fluence of radiation on the cathode side is greater than the anode side. Provided that a larger angle of target will decrease the anode heel effect. Anode heel effect for angle variation on the voltage 80 kV were 17,25% (5⁰), 15,65% (7,5⁰), 14,65% (10⁰), 6,96% (12,5⁰), and 3,14% (15⁰) respectively. As for variations in tube voltage was obtained that the anode heel effect is relatively small. Anode heel effect for the tube voltage variation on the tube anode angle 15⁰ were 1.99% (40 kV), 2.20% (60 kV), 3.14 (80 kV), and 3.81% (100 kV) respectively.

Keywords : anode heel effect, Monte Carlo simulation, EGSnrc

1. PENDAHULUAN

Pada pemeriksaan radiografi, prinsip *anode heel effect* digunakan untuk teknik pemeriksaan pada objek yang memiliki ketebalan yang berbeda pada kedua sisinya. Sisi objek yang memiliki ketebalan lebih besar diletakkan sejajar dengan sisi katoda, sedangkan objek yang memiliki ketebalan lebih kecil diletakkan sejajar dengan sisi anoda. Selain itu juga digunakan untuk meminimalkan dosis radiasi yang diterima oleh pasien, yaitu dengan meletakkan organ yang lebih sensitif terhadap radiasi pada sisi yang sejajar dengan anoda.

Telah dilakukan beberapa riset tentang *heel effect*, diantaranya oleh Fritz S.L. dan Livingston W.H. (1981) yang mendapatkan hasil yang cukup baik antara perhitungan komputasi dengan pengukuran untuk *heel effect* pada sudut anoda 6^0 dan 10^0 serta untuk tegangan tabung 60 dan 100 kV [1]. Fritz S.L. dan Livingston W.H. (1985) juga melakukan pengujian *heel effect* untuk anoda berbentuk kurva [2].

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi kembali perbedaan *anode heel effect* pada pesawat sinar x untuk variasi besar sudut anoda dan variasi tegangan tabung sinar x menggunakan simulasi Monte Carlo dengan paket program EGSnrc.

2. LANDASAN TEORI 2.1 Heel Effect

Anoda merupakan elektroda positif dari tabung sinar x yang berfungsi menerima tumbukan elektron dari filamen dan sebagai



Gambar 1. Pembentukan sinar-x pada anoda karena ditumbuk oleh elektron yang datang dengan kecepatan tinggi [2].

tempat terpancarnya sinar x. Daerah anoda yang ditembak oleh elektron disebut target.

Dalam diagnostik, kemiringan target bervariasi antara 5° - 15° [3]. Kemiringan target berpengaruh terhadap variasi ukuran *focal spot* dan *anode heel effect*. *Anode heel effect* adalah penyebaran sinar x yang tidak merata pada sumbu yang sejajar dengan sumbu tabung sinar x. Intensitas sinar x yang keluar dari sisi katoda lebih besar daripada intensitas sinar x yang keluar dari sisi anoda [4].

2.2 Monte Carlo

Metode Monte Carlo (MC) merupakan sebuah teknik untuk menganalisis suatu fenomena dengan menggunakan algoritma yaitu dengan menggunakan komputasi prinsip bilangan random [5]. Metode MC banyak digunakan di bidang matematika, ilmu pengetahuan, industri, komersial, dan hiburan. Metode tersebut digunakan untuk memprediksi tentang peristiwa-peristiwa stokastik [5]. Dalam fisika medis, metode MC banyak digunakan untuk simulasi radiasi dan transportasi menghasilkan ketelitian sangat baik dengan error kurang dari 2%.

Dalam proses simulasi, satu atau lebih foton memiliki posisi, arah dan energi. Data tersebut disimpan dalam *stack*. Transportasi foton dari satu posisi ke posisi berikutnya dinamakan *step*. Setelah partikel mengalami satu *step*, data partikel (posisi, arah partikel dan energi) diperbaharui. Untuk mendapatkan jarak yang ditempuh foton sampai mengalami interaksi dalam satu *step*, digunakan metode *direct sampling* [6].

Setelah satu *step* ditempuh, kemudian dilakukan pemilihan tipe interaksi, apakah efek foto listrik, efek Compton, produksi pasangan atau hamburan Rayleigh. Tipe interaksi ini juga dipilih secara random.

Metode yang digunakan untuk memilih tipe interaksi ini adalah *rejection method* [6].

Setelah tipe interaksi dipilih, selanjutnya adalah pemilihan sudut partikel dan energi baru yang dimiliki foton tersebut. Pemilihan sudut dan energi ini juga peristiwa random, yang probablitasnya dipengaruhi energi awal foton dan medium yang dilalui.

Sebagai hasil dari tiap interaksi, bisa jadi tercipta partikel baru. Ketika partikel baru tercipta, maka posisi, arah dan energi partikel yang tercipta ditambahkan ke dalam *stack*.

2.2 EGSnrc

EGSnrc merupakan program untuk mensimulasikan transportasi elektron dan foton dengan metode Monte Carlo. EGSnrc merupakan pengembangan dari EGS4 oleh *National Research Council of Canada* (NRCC) yang dapat digunakan untuk mensimulasikan foton dari energi 1 KeV hingga ratusan GeV, dan mensimulasikan tranportasi elektron dari energi puluhan keV hingga ratusan GeV.

Struktur EGSnrc tampak pada Gambar 2. Dapat dilihat pada Gambar bahwa kode program EGSnrc terdiri atas user code dan egs code. Pada user code terdapat program utama (MAIN) yaitu tempat untuk menginisialisasi simulasi dengan menentukan karakteristik foton berupa posisi awal foton (sumber), jenis materi, jenis medium, transport radiasi (elektron atau foton) hingga energi awal. Selain MAIN terdapat subroutine HOWFAR dan AUSGAB pada user code masing-masing memiliki fungsi untuk menentukan geometri, dan untuk mengeluarkan hasil program. Setelah memasukan data simulasi pada user *code* maka data akan diproses pada *egs code*, baik untuk elektron atau foton.



Gambar 2. Struktur EGSnrc. Kode program EGSnrc terdiri atas *user code* dan *EGS code*. [7]

Pada elektron dalam *egs code* terjadi peristiwa annihilasi, interaksi Moller, interaksi Babha, interaksi bremsstrahlung, *single scattering* dan *multiple scattering*. Sedangkan untuk foton terjadi peristiwa efek Compton, efek foto listrik, produksi pasangan dan hamburan Rayleigh.

Terdapat beberapa program Monte Carlo general-purpose yang dibuat menggunakan EGSnrc. Diantaranya **BEAMnrc** dan BEAMDP. BEAMnrc merupakan program yang sudah dibuat dengan modul-modul tertentu, sehingga user tidak perlu mendesain geometri dari awal [8]. Sementara BEAMDP adalah program untuk analisis phase space file yang dihasilkan oleh BEAMnrc, misalnya untuk menentukan fluence, energi fluence, energi spektral, distribusi angular dan lain-lain [9].

3. METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini, *anode heel effect* pada radiasi sinar-x dikaji dengan simulasi

Monte Carlo menggunakan program paket EGSnrc yaitu BEAMnrc dan BEAMDP.

Untuk mendesain tabung sinar x tersebut menggunakan program BEAMnrc. Dalam program tersebut dirancang tabung sinar x dengan spesifikasi yang diinginkan baik dari aspek bahan, geometri, partikel datang, spesifikasi keluaran, dan data *cross section*. Output dari simulasi pada tahap ini adalah *phase space file*.

Desain komponen sinar-x ditunjukkan oleh Gambar 3. Target sinar x terbuat dari material tungsten, total filtrasi (*inherent filter, additional filter*, cermin) yang digunakan ekuivalen dengan 2,5 mm Aluminium, luas lapangan penyinaran sinarx adalah 30 cm x 40 cm dan *Focus Film Distance* (FFD) sebesar 100 cm.

Dalam simulasi ini dilakukan variasi dua jenis besaran fisis, yaitu sudut target anoda $(5^0; 7, 5^0; 10^0; 12, 5^0; \text{ dan } 15^0)$ dan tegangan tabung sinar-x (40 kV, 60 kV, 80 kV, dan 100 kV).

Hasil simulasi BEAMnrc disimpan dalam *phase space file*. Selanjutnya file ini dianalisis oleh program BEAMDP, untuk



Gambar 3. Desain komponen sinar-x dan udara antara sinar-x dan pasien

mendapatkan *fluence* radiasi terhadap posisi. Analisis *fluence* radiasi tersebut dilakukan baik terhadap posisi dalam sumbu X maupun sumbu Y. Sumbu X yaitu bidang yang sejajar dengan sumbu tabung sinar-x, sedangkan sumbu Y yaitu bidang yang tegak lurus dengan sumbu tabung sinar-x. Hasil *fluence* radiasi yang diperoleh kemudian dinormalisasi ke dalam bentuk persentase (%) dengan sumbu (0,0) sebagai nilai 100%-nya.

4. HASIL

Fluence radiasi terhadap posisi hasil program BEAMDP kemudian ditampilkan dalam bentuk grafik menggunakan Microsoft Excel. *Fluence* radiasi terhadap posisi untuk variasi sudut target anode (pada sumbu sejajar dengan sumbu tabung sinar-x) ditunjukkan oleh Gambar 4.

Dari Gambar 4 terlihat bahwa kurva yang dihasilkan memiliki bentuk *fluence* yang tidak simetris. Pada daerah katoda *fluence* radiasi lebih tinggi disbanding pada daerah anoda. Tampak bahwa masingmasing kurva memiliki tingkat kecuraman yang berbeda, terutama pada sumbu X negatif (sisi anoda). *Fluence* radiasi yang dihasilkan oleh anoda dengan sudut sebesar 5^0 memiliki tingkat kecuraman yang paling besar sedangkan tabung dengan sudut 15^0 memiliki tingkat kecuraman paling kecil.

Dari Gambar 4 juga tampak bahwa untuk sudut kemiringan anoda 5^{0} , 7,5⁰, dan 10^{0} *fluence* radiasi sudah mencapai 0% pada posisi beberapa cm sebelum -20 cm pada sumbu X. Sedangkan untuk sudut 12,5⁰ dan 15^{0} *fluence* radiasi pada posisi -20 cm sumbu X, masih lebih besar dari 0%.

Sedangkan *fluence* radiasi terhadap posisi untuk variasi sudut target anoda (pada sumbu tegak lurus dengan sumbu tabung sinar-x) ditunjukkan oleh Gambar 5. Pada Gambar 35tampak bahwa kurva yang dihasilkan berhimpitan satu sama lain untuk berbagai variasi sudut anoda.



Gambar 4. Grafik *fluence* radiasi relatif pada sumbu X untuk variasi sudut anoda dengan tegangan tabung 80 kV (pada sumbu sejajar dengan tabung sinar-x)



Gambar 5. Grafik *fluence* radiasi relatif pada sumbu Y untuk variasi sudut anoda dengan tegangan tabung 80 kV (pada sumbu tegak lurus dengan tabung sinar-x)

Sedangkan *fluence* radiasi terhadap posisi untuk variasi tegangan tabung untuk sumbu sejajar tabung sinar-x ditunjukkan oleh Gambar 6 dan untuk sumbu tegak lurus tabung sinar-x ditunjukkan oleh Gambar 7. Pada Gambar 6 dan Gambar 7 tampak bahwa kurva *fluence* radiasi yang dihasilkan berhimpitan satu sama lain.



Gambar 6. Grafik *fluence* radiasi relatif pada sumbu X untuk variasi tegangan tabung dengan besar sudut target 15^0 (pada sumbu sejajar dengan tabung sinar-x)



Gambar 7. Grafik *fluence* radiasi relatif pada sumbu X untuk variasi tegangan tabung dengan besar sudut target 15^0 (pada sumbu tegak lurus dengan tabung sinar-x)

Setelah diperoleh nilai fluence radiasi masing-masing titik pada pengukuran kemudian dilakukan perhitungan anode heel Perhitungan anode *heel effect* effect. dilakukan dengan menghitung selisih fluence radiasi pada masing-masing daerah tepi pada sumbu X maupun pada sumbu Y. Hasil perhitungan anode heel effect untuk variasi sudut anoda ditunjukkan oleh Tabel 1, sedang untuk variasi tegangan tabung ditunjukkan oleh Tabel 2.

Tabel 1. Nilai anode heel effect untukvariasi sudut anoda

Besar Sudut Target Anoda	Fluence Radiasi Relatif pada Sumbu X			Fluence Radiasi Relatif pada Sumbu Y		
	X positif (+20)	X negatif (-20)	Anode Heel Effect	Y positif (+15)	Y negatif (-15)	Anode Heel Effect
50	17,68 %	0,43 %	17,25 %	36,63 %	36,53 %	0,1%
7,50	16,12 %	0,47 %	15,65 %	39.35 %	39,80 %	0,45 %
100	15,17 %	0,52 %	14,65 %	37,99%	38,27 %	0,28 %
12,55	15,16 %	8,20 %	6,96 %	36,17%	35,42 %	0,75 %
150	14,84 %	11,70%	3,14 %	36,27%	35,85 %	0,42 %

Tabel 2	2. Nilai <i>ai</i>	node heel	effect	untuk
variasi	tegangan	tabung si	nar x	

Besar Tegangan Tabung	Fluence Radiasi Relatif pada Sumbu X			Fluence Radiasi Relatif pada Sumbu Y		
	X positif (+20)	X negatif (-20)	Anode Heel Effect	Y positif (+15)	Y negatif (-15)	Anode Heel Effect
40 kV	14,36 %	12,37 %	1,99 %	34,74 %	33,99 %	0,75 %
60 kV	14,12 %	11,92 %1	2,20 %	35,61 %	36,07 %	0,46 %
80 kV	14,84 %	11,70 %	3,14 %	36,27 %	35,85 %	0,42 %
100 kV	14,64 %	10,83 %	3,81 %	36,04 %	35,15 %	0,89 %

5. PEMBAHASAN

Pada Tabel 1 diketahui nilai anode heel effect untuk variasi sudut anoda pada sumbu sejajar dengan tabung sinar-x sebesar 17,25% (5⁰), 15,65% (7,5⁰), 14,65% (10⁰), 6,96% (12,5⁰), dan 3,14% (15⁰). Dari hasil tersebut diketahui bahwa semakin besar sudut target pada anoda maka anode heel effect yang dihasilkan akan semakin kecil (juga terlihat pada Gambar 8). Sementara pada sumbu tegak lurus, anode heel effect besarnya dibawah 1%. Jadi, perbedaan anode heel effect yang signifikan terjadi hanya pada sumbu yang sejajar dengan tabung sinar x, sedangkan sumbu yang tegak lurus tidak terdapat perbedaan nilai yang signifikan.

Untuk besar sudut target $5^0 - 10^0$ pada sumbu sejajar dengan tabung sinar-x, menunjukkan bahwa nilai *fluence* radiasi relatif pada tepi sumbu X negatif mendekati nilai 0 %. Hal tersebut disebakan karena terjadi penyerapan foton sinar x oleh bahan anoda, dalam hal ini hampir seluruh foton sinar-x terserap oleh anoda (terjadi *cut off*). Jadi, semakin besar sudut target anoda akan menghasilkan ukuran lapangan penyinaran efektif yang semakin besar [10]. Pesawat sinar x dengan besar sudut target anoda 12^0 atau kurang akan menghasilkan ukuran lapangan penyinaran yang terbatas untuk pemeriksaan radiografi konvensional [11].







Sedangkan dari Tabel 2 diketahui nilai anode heel effect untuk variasi tegangan tabung pada sumbu sejajar tabung sinar-x sebesar 1,99% (40 kV), 2,20% (60 kV), 3,14 (80 kV), dan 3,81% (100 kV). Dari hasil tersebut diketahui bahwa semakin besar tegangan tabung yang digunakan akan menghasilkan nilai anode heel effect yang semakin besar (terlihat pada Gambar 9). Walaupun perbedaan anode heel effect yang dihasilkan relatif kecil, yaitu kurang dari 4 %. Sementara pada sumbu tegak lurus, anode heel effect besarnya dibawah 1%.





Gambar 9. Grafik nilai *anode heel effect* pada variasi tegangan tabung sinar x

6. KESIMPULAN

- Anode heel effect hanya terjadi pada sumbu sejajar tabung sinar-x. Pada variasi besar sudut target (5⁰-15⁰) semakin kecil sudut target anoda maka anode heel effect yang dihasilkan akan semakin besar dengan nilai maksimum 17,25%. Semakin kecil sudut target anoda maka *cut off fluence* radiasi akan semakin besar sehingga ukuran lapangan penyinaran semakin kecil.
- Pada variasi tegangan tabung sinar x (40-100 kV) menghasilkan perbedaan *anode heel effect* yang relatif kecil (kurang dari 4%).

DAFTAR PUSTAKA

- [1]Fritz, S.L. dan Livingston, W. H., 1981.
 A Comparison of Computed and Measured Heel Effect for Various Target Angles. Med.Phys., 9 (2).
- [2] Fritz, S.L. dan Livingston, W. H., 1985, *The Effect of Anode Curvature on Radiographic Heel Effect*, Med. Phys., 12 (4)
- [3]Bushong, S.C., 2001., Radiologic Science for Technologists Physics

Biology and Protection, Seventh Edition. St Louis: Mosby Inc.

- [4]Carroll, Q.B., 1985, *Radiographic Exposure Processing and Quality Control*, Third Edition, Illinois, Charles C Thomas Publisher.
- [5]Shonkwiler, R.W. and Mendivil, F., 2009, *Explorations in Monte Carlo Method.* New York : Springer.
- [6]Bielajew, A.F., 1993, Lecture Notes : Photon Monte Carlo Simulation, Report PIRS 0393. Ottawa, National Research Council of Canada.
- [7] Kawrakow I. and Rogers D.W O., 2000, The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Elektron and Photon Transport, Technical Report PIRS–701, Ottawa, Canada, National Research Council of Canada.
- [8] Rogers D.W.O., Ma C.M., Walters B., Ding G. X., Sheikh-Bagheri D., and Zhang G., 2001. *BEAMnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS-0509(A)revF, Canada, National Research Council of Canada.
- [9] Ma C.M., and Rogers, D.W.O., 2006, BEAMDP users manual, PIRS-0509(C)revA, Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- [10]Carltron, R.R, and Arlene, M.A., 2001, Principles of Radiograpic Imaging An Art and Science. Third Edition. Thomson Learning: USA.
- [11]Meredith, W.J. dan Massey J.B., 1997, *Fundamental Physics of Radiology*. John Bristol : Wright & Sons Ltd. 4