

## Simulasi Pengaruh Kombinasi Target-Filter Tambahan Terhadap Spektrum Sinar-X pada Tabung Pesawat Mammografi dengan Program EGSnrc

Trisna Budiwati, Choirul Anam, and Evi Setiawati  
Jurusan Fisika Universitas Diponegoro Semarang

### ABSTRACT

The mammography use the specific x-ray energy. At high x-ray energies ( $>35$  keV) the subject contrast between the normal and malignant tissues in the breast is poor, at very low x-ray energies (10-15 keV) the contrast is highest, however the high absorption result in a high tissue dose. To achieve to good result must be used the optimal energy, that could be achieved by using specific x-ray target and additional filter materials to generate characteristic x-ray of the desired energy. This research was aimed to evaluate the influence of target-additional filter combination and filter thickness to the x-ray energy spectrum.

The research was conducted by Monte Carlo simulation using EGSnrc program. The model of mammography tube was designed by BEAMnrc program, and phase space file was resulted by BEAMnrc was analyzed by BEAMDP. The tube x-ray contained of target and additional filter from molybdenum (Mo) and rhodium (Rh) material, window from beryllium, and collimator from Pb. Target-additional filter combination were Mo-Mo, Mo-Rh, Rh-Rh and Rh-Mo. Variation of additional filter thickness that be used are 0,001 mm; 0,03 mm; and 0,05 mm.

The results of the simulation indicated that an x-ray consist of bremsstrahlung and characteristic. X-ray spectrum were produced by Mo target had characteristic x-ray energy 17 keV and 19 keV, and Rh target had characteristic energy 20 keV and 23 keV. Target-additional filter combination that allowed are Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh combination. Rh-Mo combination could not be used, because Mo filter would attenuated x-ray characteristic energy. For the Mo-Mo and Rh-Rh, the thicker the additional filter then the x-ray spectrum obtained has a more narrow, but the reduced intensity of the x-ray bremsstrahlung and characteristic.

*Keywords: target-filter combination, x-ray spectrum, mammography, EGSnrc.*

### PENDAHULUAN

Mammografi merupakan pemeriksaan radiografi yang secara khusus digunakan untuk mendeteksi patologi payudara [1]. Dalam praktiknya, tegangan yang biasa digunakan untuk pemeriksaan mammografi yaitu antara 25-28 kVp. Keuntungan penggunaan tegangan pada rentang tersebut dapat menghasilkan kontras radiografi tinggi. Kerugian menggunakan tegangan dalam rentang tersebut adalah absorpsi tinggi dari sinar-x yang berenergi rendah, yang dapat meningkatkan dosis pasien [2]. Filter merupakan salah satu komponen dalam pesawat mammografi yang dapat digunakan untuk meminimalkan dosis dan mengoptimalkan kualitas gambar.

Filter biasanya didesain dari material tertentu yang dapat menyerap berkas sinar-x secara selektif, terutama energi rendah. Proses pemfilteran tersebut dinamakan proses filtrasi. Alasan utama adanya filtrasi adalah untuk menghilangkan foton

yang dapat meningkatkan dosis radiasi namun tidak mempengaruhi gambar radiografi [2]. Bahan filter yang biasa digunakan dalam pesawat mammografi yaitu *molybdenum* (Mo), *rhodium* (Ro), dan *tungsten* (W) tergantung pada jenis anoda yang digunakan. Untuk anoda dengan bahan *molybdenum*, bahan filter yang dapat digunakan yaitu *molybdenum* atau *rhodium*. Jika anoda terbuat dari *rhodium*, harus dikombinasikan dengan filter *rhodium*. Jika anoda tabung terbuat dari *tungsten*, filter yang dapat digunakan yaitu *molybdenum* atau *rhodium* [3].

Pengaruh kombinasi target dan filter tambahan yang digunakan dalam tabung pesawat mammografi terhadap bentuk spektrum sinar-x dapat diketahui melalui pengukuran maupun pemodelan (simulasi). Oleh karena peristiwa interaksi foton dengan materi adalah peristiwa yang sifatnya acak, maka Monte Carlo sangat sesuai untuk mensimulasikan interaksi tersebut. Metode Monte Carlo sendiri merupakan teknik

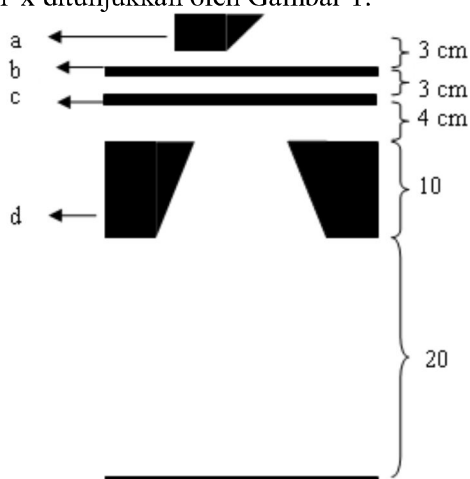
untuk menganalisis suatu fenomena dengan memakai algoritma komputasi, dengan cara khusus yaitu menggunakan bilangan acak [4]. Terdapat banyak program untuk mensimulasikan transportasi elektron dan foton dengan metode Monte Carlo, namun dalam penelitian ini digunakan paket program EGSnrc.

**METODE PENELITIAN**

Penelitian ini dilakukan dengan simulasi Monte Carlo, menggunakan program paket EGSnrc yaitu BEAMnrc untuk desain tabung pesawat mammografi dan BEAMDP untuk menentukan spektrum sinar-x.

Langkah pertama yang dilakukan dalam simulasi ini adalah membuat spesifikasi tabung sinar-x, kemudian mengimplementasi desain tabung sinar-x menggunakan program BEAMnrc. Langkah selanjutnya yaitu memilih data *cross section* dan memasukkan beberapa parameter serta geometri tabung pesawat untuk melakukan simulasi. Hasil keluaran dari BEAMnrc tersebut yaitu *phase space file*. *Phase space file* ini akan dianalisis menggunakan BEAMDP. Hasil keluaran yang diharapkan dari olahan *phase space file* ini diantaranya adalah *spectral distribution*, yang kemudian dapat diproses lagi menjadi grafik spektrum sinar-x.

Tabung sinar-x pada pesawat mammografi tersusun atas anoda (target), *tube port (window)*, filter tambahan, dan kolimator. Desain tabung sinar-x ditunjukkan oleh Gambar 1.



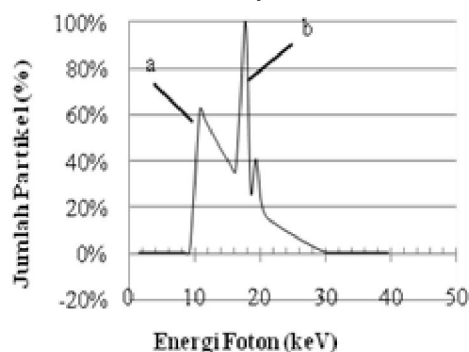
**Gambar 1.** Desain tabung sinar-x. a adalah target, b adalah *window* sebagai *inherent filter*, c adalah filter tambahan, dan d adalah kolimator.

Jenis bahan target adalah *molybdenum* dan *rhodium*, *tube port (window)* dari bahan *beryllium*, kolimator dari Pb dan filter tambahan yang akan dipakai yaitu *molybdenum* dan *rhodium*. Filter akan divariasikan pada tiga ketebalan berbeda yaitu 0,01 mm, 0,03 mm, dan 0,05 mm. Simulasi dilakukan menggunakan FOD 40 cm, tegangan 30 kV dan luas lapangan 24 x 30 cm.

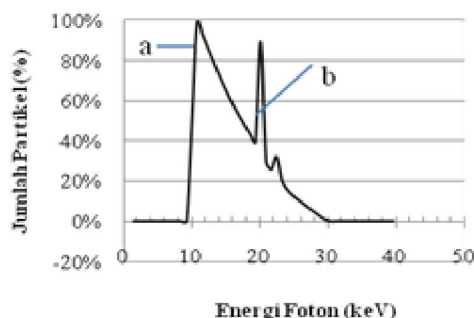
**HASIL**

Dalam simulasi ini diperoleh beberapa spektrum sinar-x yang meliputi grafik spektrum sinar-x dengan target *molybdenum* (Mo) dan *rhodium* (Rh), masing-masing tanpa menggunakan filter tambahan, serta grafik spektrum kombinasi target-filter tambahan Mo-Mo, Mo-Rh, Rh-Rh, dan Rh-Mo dengan tiga ketebalan (0,01 mm, 0,03 mm, dan 0,05 mm).

Spektrum sinar-x dengan target Mo tanpa filter ditunjukkan oleh Gambar 2 dan target Rh tanpa filter tambahan ditunjukkan oleh Gambar 3.



**Gambar 2.** Spektrum sinar-x pada target Mo-non filter tambahan. a menunjukkan sinar-x bremsstrahlung dan b menunjukkan sinar-x karakteristik.



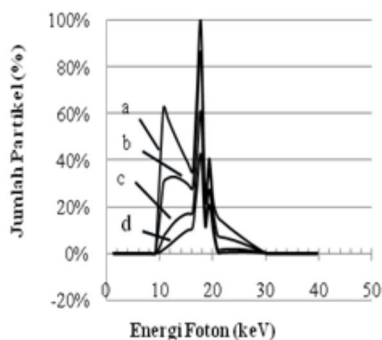
**Gambar 3.** Spektrum sinar-x pada target Rh-non filter tambahan. a menunjukkan sinar-x

bremsstrahlung dan b menunjukkan sinar-x karakteristik.

Dari Gambar 2. Tampak bahwa spektrum sinar-x yang dihasilkan dengan simulasi Monte Carlo terdiri dari spektrum karakteristik (diskrit) dan spektrum bremsstrahlung (kontinyu). Spektrum sinar-x yang dihasilkan oleh tabung sinar-x dengan target *molybdenum* (dengan  $Z = 42$ ) memiliki dua puncak karakteristik pada energi sekitar 17 keV dan 20 keV.

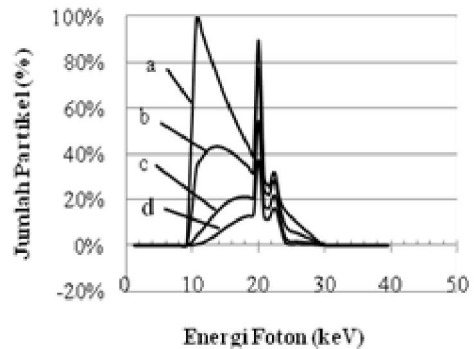
Gambar 2 juga menunjukkan bahwa distribusi sinar-x bremsstrahlung dengan energi rendah yang dihasilkan terpotong pada energi 10 keV. Pada energi dibawah 10 keV, tidak ada foton sinar-x yang dihasilkan. Hal ini terjadi karena adanya proses penyerapan oleh *inherent filter* yaitu oleh *window* dan karena energi *cut-off* dalam simulasi. Akan tetapi, penurunan jumlah partikel secara mendadak pada energi 10 keV ini terjadi karena dalam simulasi energi *cut-off* diset pada nilai 10 keV. Artinya simulasi Monte Carlo tidak dapat memproses interaksi foton dibawah energi 10 keV, sehingga dalam grafik tersebut tidak ada foton yang dihasilkan dan sebagai akibatnya jumlah partikel pada energi 10-15 keV memiliki jumlah partikel yang lebih besar dari seharusnya. Sementara dari Gambar 3 tampak bahwa spektrum sinar-x dengan target Rh memiliki pola yang sama dengan target Mo. Perbedaan yang mencolok antara target mo dan Rh yaitu pada energi karakteristiknya. Target Rh memiliki energi karakteristik sekitar 20 keV dan 23 keV.

Untuk melihat pengaruh filter, akan dilihat hasil spektrum dengan bahan filter yang sama dengan bahan target. Gambar 4 merupakan spektrum sinar-x dengan tager Mo dan filter Mo (Mo-Mo), dan Gambar 4 untuk taget Rh dan filter Rh (Rh-Rh).



**Gambar 4.** Spektrum sinar-x pada kombinasi Mo-Mo. a. Mo-Non filter tambahan, b. Mo-Mo

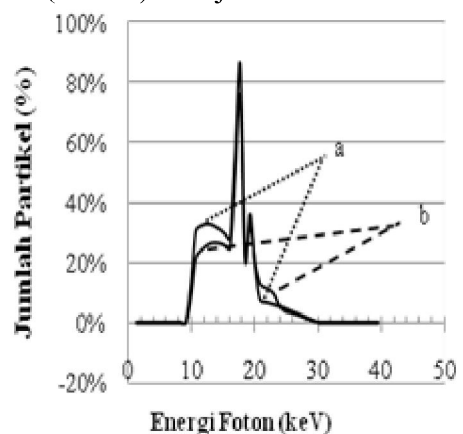
0,01 mm, c. Mo-Mo 0,03 mm, d. Mo-Mo 0,05 mm.



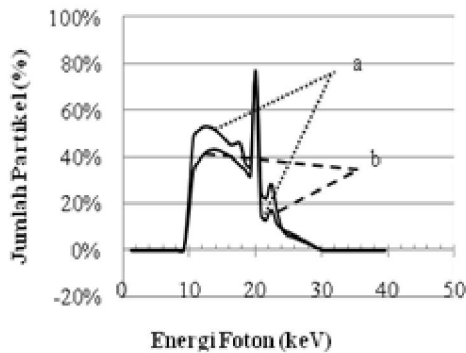
**Gambar 5.** Spektrum sinar-x pada kombinasi Rh-Rh. a. Mo-Non filter tambahan, b. Rh-Rh 0,01 mm, c. Rh-Rh 0,03 mm, d. Rh-Rh 0,05 mm

Dari Gambar 4 tampak bahwa penambahan filter Mo untuk taget Mo (Mo-Mo) mengakibatkan penurunan intensitas. Semakin tebal bahan yang akan menyerap sinar-x, intensitas sinar-x akan semakin berkurang, terutama pada bagian sinar-x bremsstrahlung. Sementara dari Gambar 5 memperlihatkan pola yang sama untuk bahan target Rh dan filter Rh (Rh-Rh).

Spektrum sinar-x untuk bahan target Mo dan bahan filter Rh (Mo-Rh) ditunjukkan oleh Gambar 6. Sementara untuk bahan target Rh dan bahan filter Mo (Rh-Mo) ditunjukkan oleh Gambar 7.



**Gambar 6.** Spektrum sinar-x. a. menunjukkan Mo-Mo dan b menunjukkan Mo-Rh



**Gambar 7.** Spektrum sinar-x a. menunjukkan Rh-Rh dan b menunjukkan Rh-Mo

Dari Gambar 6 tampak bahwa sinar-x bremsstrahlung pada rentang energi 10-15 keV pada kombinasi Mo-Rh memiliki intensitas sedikit lebih rendah dibandingkan dengan kombinasi Mo-Mo. Sebaliknya pada rentang energi 21-25 keV, intensitas sinar-x untuk Mo-Rh lebih tinggi dibanding Mo-Mo. Tampak juga bahwa puncak karakteristik Mo-Mo lebih tinggi daripada Mo-Rh. Hal tersebut juga terjadi pada Rh-Rh dan Rh-Mo seperti ditunjukkan pada Gambar 6.

**PEMBAHASAN**

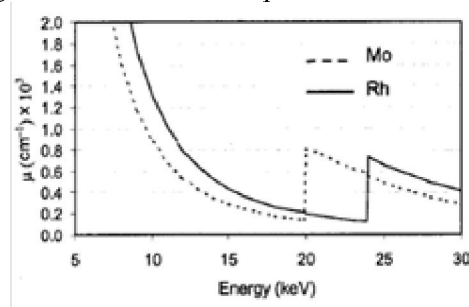
Hasil simulasi menunjukkan sinar-x karakteristik yang dihasilkan oleh target dengan bahan *molybdenum* memiliki energi sekitar 17 keV dan 19 keV. Sedangkan *rhodium* memiliki energi sekitar 20 keV dan 23 keV. Hasil ini sesuai dengan yang disebutkan referensi dalam tabel 1. Energi sinar-x karakteristik tersebut diperoleh dari selisih energi ikat elektron kulit-K dengan kulit-L pada atom target.

**Tabel 1.** Energi sinar-x karakteristik kulit-K (keV) pada bahan target Mo dan Rh [1]

| Transisi Kulit  | Mo    | Rh    |
|-----------------|-------|-------|
| K <sub>α1</sub> | 17,48 | 20,22 |
| K <sub>α2</sub> | 17,37 | 20,07 |
| K <sub>β1</sub> | 19,61 | 22,72 |

Penggunaan filter Mo akan mengatenuasi energi sinar-x yang rendah dan diatas nilai 20 keV, sedangkan filter Rh akan mengatenuasi energi rendah dan pada energi 23,22 keV, seperti tampak pada Gambar 8. Gambar ini adalah grafik koefisien atenuasi linier untuk bahan Mo dan Rh.

Tampak bahwa untuk bahan Mo nilai koefisien atenuasi linier menurun secara eksponensial dengan kenaikan energi, namun pada energi 20 keV nilai ini naik secara tiba-tiba. Koefisien serapan linier ini sangat erat kaitannya dengan atenuasi sinar-x, yaitu bahwa  $\ln(I/I_0)$  sebanding dengan nilai koefisien serapan linier.



**Gambar 8.** Koefisien atenuasi dari bahan *molybdenum* dan *rhodium* sebagai fungsi energi [1]

Jika target Mo dikombinasikan dengan filter Mo (Mo-Mo) maupun filter Rh (Mo-Rh), akan menghasilkan spektrum yang dapat digunakan untuk pemeriksaan mammografi. Kombinasi tersebut tidak akan banyak mengatenuasi energi sinar-x karakteristik. Begitu juga dengan kombinasi target Rh dengan filter Rh (Rh-Rh), dimana energi karakteristiknya tidak banyak teratenuasi (20,03-22,7 keV). Namun bila target Rh dikombinasikan dengan filter Mo (Rh-Mo), filter Mo akan mengatenuasi energi mulai dari energi 20 keV, akibatnya sinar-x karakteristik Rh akan mengalami atenuasi dalam jumlah besar. Oleh karena itu, kombinasi Rh-Mo tidak bisa digunakan dalam aplikasi mammografi [5].

**SIMPULAN**

1. Dari target Mo dan Rh diperoleh spektrum sinar-x yang terdiri dari sinar-x bremsstrahlung dan karakteristik.
2. Sinar-x karakteristik yang dihasilkan pada target *molybdenum* memiliki energi 17 keV dan 19 keV dan target *rhodium* memiliki energi 20 keV dan 23 keV.
3. Kombinasi target-filter tambahan yang dapat digunakan untuk pemeriksaan mammografi yaitu kombinasi Mo-Mo, Mo-Rh, dan Rh-Rh. Kombinasi Rh-Mo tidak dapat digunakan pada mammografi.
4. Semakin tebal filter tambahan yang digunakan, sinar-x yang diperoleh spektrum

yang semakin sempit, namun semakin berkurang intensitas sinar-x baik bremsstrahlung maupun karakteristik.

**DAFTAR PUSTAKA**

- [1] Bushberg, J.T., Siebert, J.A., Leidholdt, E.M. dan Boone, J.M., 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Baltimore: Williams and Wilkins
- [2] Carlton, R.R. and Arlene, A.M., 2001, *Principles of Radiographic Imaging An Art and Science*, Third Edition, Thomson Learning: USA
- [3] Bushong, S. C. 2001. *Radiologic Science for Technologists Physics Biology and Protection*, Seventh Edition. St Louis : Mosby Inc
- [4] Shonkwiler, R.W. dan Mendivil, F., 2009, *Exploration in Monte Carlo Method*, New York: Springer

