

Original paper

ANALISIS NILAI KERMA DAN DOSIS TRANSMISI FANTOM TERHADAP TEBAL FILTER DAN TEGANGAN TABUNG PADA PESAWAT RADIOGRAFI UMUM

Nurhidayanti. S¹, Sri Dewi Astuty^{1*}, Syamsir Dewang¹, Khairul Bariah²

¹Fisika Medik, Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin, Makassar, Indonesia 90245.

²Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan, Makassar, Indonesia, 90245.

Email: dewiastuti@fmipa.unhas.ac.id

Received: 1 Januari 2024; revised: 11 Januari 2024; accepted: 15 Januari 2024

ABSTRAK

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis nilai KERMA dan dosis transmisi fantom terhadap variasi tebal filter dan tegangan tabung pada pesawat radiografi umum. Pengukuran KERMA dilakukan menggunakan detektor radiasi di berbagai tegangan tabung (kVp), yaitu 60, 63, 66, 70 dan 73 kV serta variasi ketebalan filter masing-masing 0,5, 1, 1,5, 2 dan 2,5 mm. Dosis transmisi fantom dievaluasi dengan menggunakan fantom yang merepresentasikan tubuh manusia untuk mendapatkan gambaran distribusi dosis yang diterima oleh pasien selama prosedur radiografi, melalui perbandingan nilai INAK dan ESAK. Hasil menunjukkan bahwa peningkatan ketebalan filter berpengaruh dalam mengurangi nilai KERMA udara yaitu 6,242 (tanpa filter) menjadi 2,772 (filter 2,5 mm) untuk 60 kV. Selain itu, tegangan tabung yang lebih tinggi cenderung meningkatkan dosis transmisi fantom yaitu dari 2,634 mGy (untuk 60 kV) menjadi 4,056 mGy (untuk 73 kV). Fantom mempengaruhi nilai INAK dan ESAK pada tegangan yang berbeda dengan nilai optimum diperoleh sebesar 5,133 mGy dan 6,929 mGy. Studi ini menyimpulkan bahwa antara ketebalan filter, tegangan tabung, dan kualitas citra radiografi sangat perlu dioptimasi untuk mencapai keseimbangan antara keselamatan pasien dan diagnostik yang akurat.

Kata kunci: filter aluminium, KERMA, Nilai INAK, Nilai ESAK, fantom akrilik

PENDAHULUAN

Sinar-X adalah jenis gelombang elektromagnetik yang memiliki energi yang sangat tinggi dan bersifat dapat mengionisasi materi yang dilaluinya. Selain dapat mengionisasi, radiasi sinar-X juga dapat menghasilkan radiasi hambur dari materi yang telah menyerap radiasi sinar-X. Energi yang tinggi menyebabkan sinar-X dapat menembus dinding yang tebal dan logam aluminium tetapi tertahan oleh timbal. Rentang panjang gelombang sinar-X adalah 0,01-10 nm. Panjang gelombang yang pendek berimplikasi pemanfaatan sinar-X harus pada jarak yang pendek

sekitar 100 cm. Energi minimum yang diperlukan untuk mengionisasi suatu atom, yaitu melepaskan elektron, dikenal sebagai potensial ionisasi. Untuk unsur, besarnya berkisar dari beberapa eV untuk logam alkali hingga 24,5 eV untuk helium. Sedangkan potensial ionisasi untuk air adalah 12,6 eV [1,2].

Salah satu pemanfaatan sinar-X dalam bidang kesehatan adalah prosedur radiologi diagnostik seperti radiografi umum, fluoroskopi dan CT-Scan [3,4]. Pesawat radiografi umum merupakan suatu alat medis yang digunakan untuk melakukan diagnosa dengan menggunakan sinar-X.

Berkas sinar-X akan menembus dan melewati bagian tubuh kemudian ditangkap oleh film atau detektor sinar-X, sehingga menghasilkan citra dari bagian tubuh yang disinari. Sinar-X diproduksi pada tabung ruang hampa, yang terdiri atas filamen sebagai katoda dan bidang target sebagai anoda. Berbagai jenis pemeriksaan yang dapat dilakukan menggunakan pesawat radiografi umum yaitu pemeriksaan abdomen, thorax, skull dan organ tubuh lainnya [3-5].

Kuantitas sinar-X berdasarkan jumlah foton yang digunakan sering disebut output sinar-X, intensitas atau eksposur. Kuantitas sinar-X yang keluar dari generator tabung disebut KERMA [6]. KERMA merupakan jumlah energi kinetik yang dilepas di udara setelah partikel tak bermuatan (foton) melewatinya. Selain KERMA, dikenal juga dosis serap yang merupakan jumlah energi yang diserap oleh suatu medium yang dikenai radiasi. Faktor yang berpengaruh langsung terhadap kuantitas adalah tegangan (kV), arus waktu (mAs), jarak dan filtrasi [8-10].

Telah dilakukan beberapa penelitian sebelumnya tentang pengukuran KERMA udara dan dosis serap. Promduang dkk. [10] meneliti tentang pengukuran KERMA udara pada permukaan tubuh pasien dalam hal ini adalah pemeriksaan thorax dan abdomen dengan proyeksi AP dan PA. nilai rata-rata KERMA udara lebih rendah dari

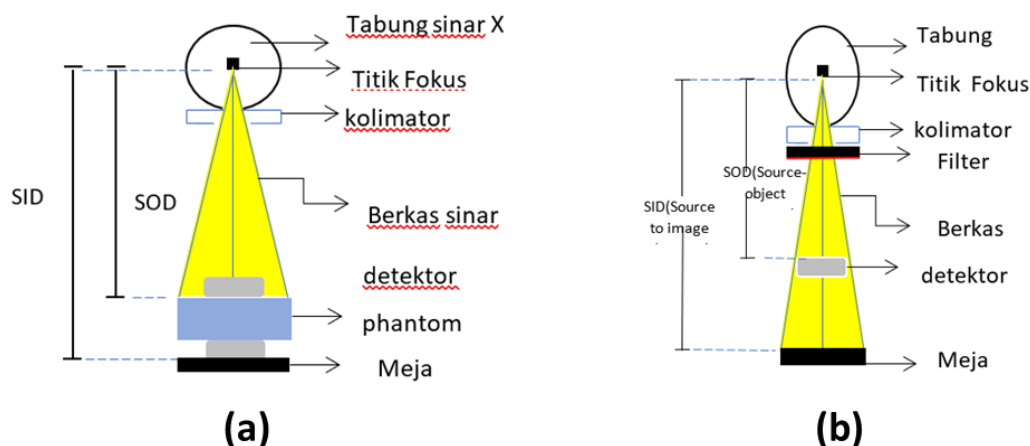
tingkat panduan diagnostik karena pengaruh tegangan yang diberikan. Jamal dkk. [9], tentang pengukuran dosis serap yang diterima oleh paru-paru dan jantung anak. Dosis serap meningkat seiring bertambahnya tegangan dan menurun seiring bertambahnya kedalaman yang diberikan.

Penelitian ini dilakukan untuk menganalisis nilai KERMA dan dosis transmisi fantom terhadap variasi tebal filter dan tegangan tabung pada pesawat radiografi umum fantom yang menyerap sinar-X.

METODE PENELITIAN

Pengukuran Nilai KERMA

Pengukuran nilai KERMA udara diawali dengan mengaktifasi pesawat radiografi umum yang akan digunakan. Posisi detektor diatur pada jarak dari fokus ke detektor yaitu 70 cm dan dari meja ke detector yaitu 30 cm. Pengaturan lebar lampu kolimator disesuaikan dengan lebar detektor. Menempatkan filter aluminium dengan variasi ketebalan filter (0,5 mm; 1 mm; 1,5 mm; 2 mm; 2,5 mm) dibawah kolimator. Variasi tegangan tabung yang akan diuji berturut-turut 60, 63, 66, 70, 73 kV, dengan arus sebesar 10 mAs. Nilai KERMA udara tercatat pada multimeter X setelah dilakukan eksposi.



Gambar 1. Prosedur pengukuran: a) KERMA udara dan b) INAK dan dosis transmisi.

Pengukuran Nilai INAK dan Dosis Transmisi

Gambar 1 menampilkan pengukuran KERMA udara dan INAK. Pengukuran nilai dosis serap diawali dengan mengaktifasi pesawat radiografi umum. Selanjutnya fantom diletakkan 100 cm dari tabung sinar-X. Detektor dipasang pada permukaan fantom untuk mengukur dosis permukaan (INAK). Untuk mengukur dosis yang melewati fantom, detektor diletakkan di bawah fantom (posisi setelah fantom). Kemudian, hasil pembacaan dosis permukaan fantom (INAK) dan dosis transmisi yang melewati fantom, menjadi dasar penentuan dosis serap fantom. Untuk mendapatkan dosis serap objek, dilakukan perhitungan empiris dengan mengurangi nilai dosis permukaan dengan nilai dosis setelah melewati fantom, seperti yang ditunjukkan pada Persamaan (1).

$$D_{\text{Serap}}(\text{fantom}) = D_{\text{INAK}} - D_{\text{transmisi}} \quad (1)$$

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil pengamatan data KERMA udara tiap ketebalan filter aluminium

Tahap pertama adalah melakukan penyinaran tanpa menggunakan filter dengan meletakkan detektor multimeter X-ray sejauh 70 cm dari sumber penyinaran menggunakan tiang penyangga. Pengukuran nilai KERMA udara selanjutnya dilakukan dengan memvariasikan ketebalan filter aluminium yang digunakan. Filter aluminium dengan berbagai ketebalan ditempelkan di bawah kolimator untuk mendapatkan nilai

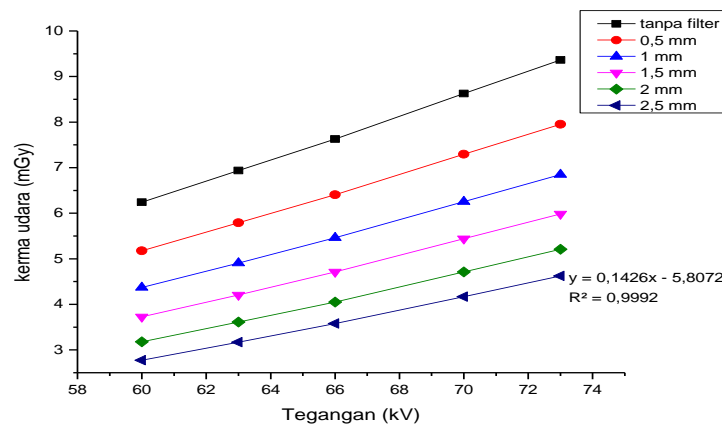
KERMA udara. Data nilai KERMA udara pada berbagai ketebalan filter dan variasi tegangan dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1 menunjukkan adanya peningkatan nilai KERMA udara yang dihasilkan dari masing-masing variasi tegangan tabung, yaitu sebesar 6,242 mGy (60 kV), 6,936 mGy (63 kV), 7,629 mGy (66 kV), 8,627 mGy (70 kV), 9,365 mGy (73 kV) dan setengah nilai KERMA udara yang diperoleh yaitu 3,121 mGy (60 kV), 3,468 mGy (63 kV), 3,815 mGy(66 Kv), 4,314 mGy (70 kV), dan 4,683 mGy (73 kV). Dapat dilihat bahwa semakin tinggi tegangan tabung yang diberikan maka semakin meningkat pula nilai KERMA udara yang dihasilkan. Tabel tersebut juga menunjukkan bahwa semakin tebal filter aluminium yang digunakan, semakin kecil nilai KERMA udara untuk faktor eksposi yang sama. Sebagai contoh, pada ketebalan filter 0,5 mm, rata-rata nilai KERMA udara adalah 5,177 mGy, sedangkan pada ketebalan filter 2,5 mm, nilai KERMA udara menurun menjadi 2,772 mGy pada tegangan 60 kV.

Energi sinar-X untuk melewati ketebalan filter yang lebih besar akan lebih tinggi dibandingkan jika melewati filter yang tipis karena memerlukan atenuasi yang berbeda untuk setiap ketebalan yang berbeda dimana diketahui sifat sinar-X dapat menembus filter aluminium. Gambar 2 menggambarkan hubungan antara kenaikan tegangan terhadap perubahan KERMA udara untuk setiap ketebalan filter yang diuji.

Tabel 1. Pengukuran KERMA udara tanpa berbagai ketebalan filter.

Tegangan (kV)	Ki pada berbagai ketebalan filter (mGy)					
	tanpa filter	0,5 mm	1 mm	1,5 mm	2 mm	2,5 mm
60	6,242	5,177	4,369	3,727	3,178	2,772
63	6,936	5,789	4,908	4,205	3,612	3,171
66	7,629	6,404	5,461	4,711	4,05	3,577
70	8,627	7,295	6,256	5,442	4,71	4,169
73	9,365	7,952	6,85	5,983	5,211	4,624



Gambar 2. Grafik hubungan tegangan terhadap KERMA udara.

Tabel 2. Data Nilai Nilai INAK (Pengukuran dan Perhitungan).

Tegangan (kV)	Nilai INAK pengukuran (mGy)	Nilai INAK perhitungan (mGy)
60	3,397	3,201
63	3,776	3,546
66	4,164	3,911
70	4,706	4,426
73	5,133	4,834

Gambar 2 menunjukkan profil yang hampir sama untuk setiap ketebalan dimana salah satu ketebalan yaitu pada filter 2,5 mm memiliki persamaan linearitas $y = 0,1426x - 5,8072$. KERMA udara meningkat seiring meningkatnya tegangan yang diberikan. Dapat dilihat pada grafik pada tegangan (60 – 73) kV nilai KERMA udara meningkat, yaitu (6,242 – 9,365) mGy tanpa filter. Selain itu, grafik juga menunjukkan pengaruh penambahan filter aluminium dalam penurunan nilai KERMA udara pada faktor eksposi yang sama. Dapat dilihat pada gambar bahwa semakin tinggi ketebalan filter yang digunakan maka semakin kecil nilai KERMA udara. Pada saat melakukan penyinaran tanpa filter nilai KERMA udara (6,242 – 9,365) mGy pada tegangan (60 – 73) kV dan saat menggunakan filter ketebalan 2,5 mm nilai KERMA udara menurun yaitu (2,772 – 4,624) mGy pada tegangan (60 – 73) kV.

Nilai INAK dan ESAK

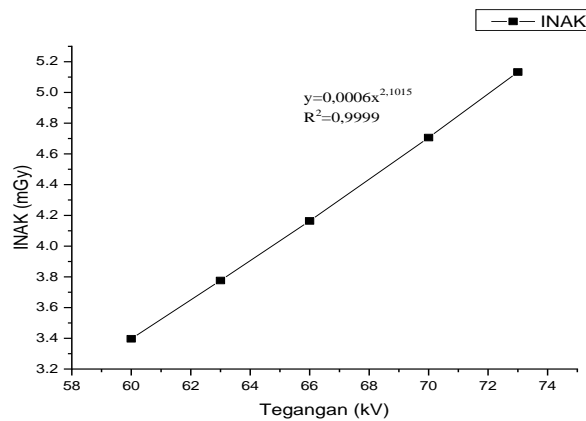
Nilai INAK dapat diperoleh dengan 2 metode yaitu pertama, metode pengukuran langsung dengan menggunakan fantom ketebalan 10 mm dan detektor multimeter X ray. Untuk melihat korelasi yang tepat antara nilai INAK terhadap tegangan, sehingga dapat dilakukan perhitungan nilai INAK yang kedua yang nantinya akan digunakan dalam penentuan nilai ESAK. Tabel 2 memuat data nilai INAK hasil pengukuran langsung dan perhitungan berdasarkan korelasi linieritas. Tabel 2 menunjukkan nilai INAK pengukuran langsung. pada pengukuran dengan variasi tegangan tabung menghasilkan nilai INAK yang meningkat seiring bertambahnya tegangan tabung. Nilai INAK pengukuran langsung pada tegangan (60 – 73) kV yaitu (3,397 – 5,133) mGy. Setelah memperoleh nilai INAK pengukuran maka untuk mendapatkan nilai INAK dengan metode perhitungan dapat dilakukan dengan menggunakan Persamaan (1). Nilai Y(d)

didapatkan dengan membuat grafik *power function* yang menyatakan hubungan antara tegangan tabung dengan nilai INAK pengukuran langsung, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.

Gambar 3 menunjukkan nilai INAK meningkat seiring bertambahnya tegangan dengan persamaan garis $y=0,0006x^{2,1015}$ dan koefisien korelasi $R^2=0,9999$, yang mana memperkuat hubungan linearitas antara tegangan tabung dan INAK. Tabel 3 menunjukkan

data pengukuran ESAK.

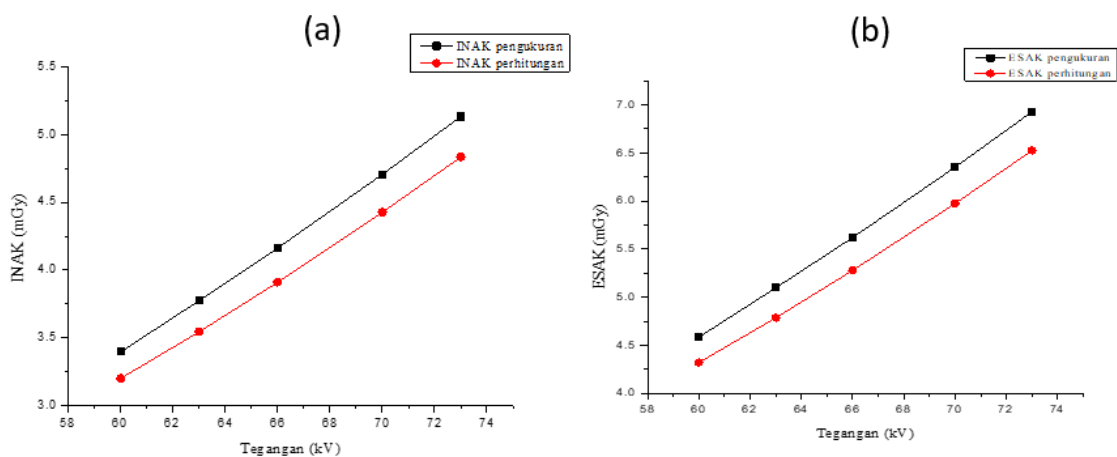
Tabel 3 menunjukkan nilai ESAK pengukuran langsung pada tegangan (60 – 63) kV yaitu (4,585 – 6,929) mGy sedangkan pada metode perhitungan yaitu (4,321 – 6,525) mGy. Nilai ESAK dipengaruhi oleh nilai INAK. Nilai INAK dan ESAK hasil pengukuran dan perhitungan memiliki selisih nilai yang dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 3. Hubungan antara tegangan terhadap INAK.

Tabel 3. Data nilai ESAK.

Tegangan (kV)	Nilai ESAK pengukuran (mGy)	Nilai ESAK perhitungan (mGy)
60	4,585	4,321
63	5,097	4,787
66	5,621	5,279
70	6,353	5,975
73	6,929	6,525



Gambar 4. Perbandingan nilai INAK dan ESAK pengukuran dan perhitungan.

Gambar 4 memperlihatkan adanya perbedaan nilai secara pengukuran dan perhitungan. Hal ini disebabkan karena pengukuran rentan terhadap kesalahan teknis yang dilakukan. Pada pengukuran secara langsung menggunakan detektor, posisi detektor berpengaruh terhadap nilai INAK yang dihasilkan. Detektor harus diletakkan di tengah pusat sinar dan tidak boleh terdapat kemiringan. Sedangkan pada perhitungan dapat akurat jika parameter inputnya tepat, namun rentan terhadap kesalahan asumsi dan ketidakakuratan parameter. Perbedaan nilai antara hasil pengukuran dan perhitungan ESAK disebabkan karena adanya perbedaan nilai INAK.

Nilai dosis serap fantom

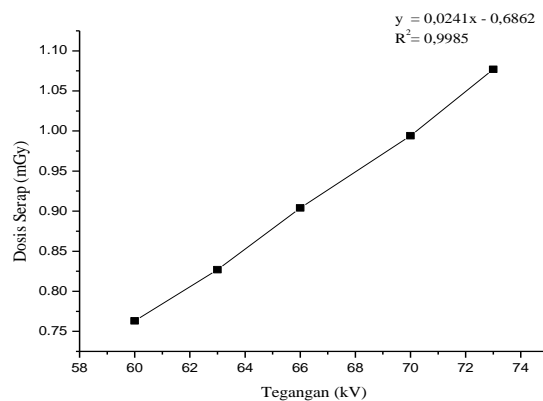
Dosis serap didapatkan dengan mengukur nilai dosis permukaan dan dosis setelah melewati fantom. Untuk mengukur dosis permukaan fantom, detektor diletakkan di

atas fantom. Sedangkan setelah melewati fantom, detektor diletakkan di bawah fantom dan melakukan penyinaran dengan variasi tegangan. Selanjutnya, untuk mendapatkan nilai dosis serap, nilai dosis pada permukaan fantom dikurangi dengan dosis setelah melewati fantom. Tabel 4 menunjukkan hasil pengukuran dosis serap.

Berdasarkan Tabel 4, diperoleh nilai dosis permukaan sebesar (3,397 – 5,133) mGy sedangkan dosis setelah melewati fantom (2,634 – 4,056) mGy. Berdasarkan pengukuran dosis permukaan dan dosis setelah melewati fantom didapatkan nilai dosis serap di dalam fantom yaitu (0,763 – 1,077) mGy untuk setiap tegangan sedangkan nilai serapan menurun seiring bertambahnya tegangan yaitu berkisar (22,46% – 20,98%). Gambar 5 menunjukkan grafik hubungan kenaikan tegangan terhadap dosis serap pada fantom.

Tabel 4. Nilai dosis serap.

Tegangan (kV)	Dosis permukaan fantom (mGy)	Dosis setelah melewati fantom (mGy)	Dosis serap (mGy)	% serapan
60	3,397	2,634	0,763	22,46%
63	3,776	2,949	0,827	21,90%
66	4,164	3,260	0,904	21,71%
70	4,706	3,712	0,994	21,12%
73	5,133	4,056	1,077	20,98%
Rata-rata	4,235	3,322	0,913	21,63%



Gambar 5. Grafik hubungan tegangan terhadap dosis serap.

Dari Gambar 5 dapat dilihat bahwa grafik tersebut menunjukkan kondisi dimana apabila parameter tegangan (kV) yang digunakan meningkat akan meningkatkan nilai dosis serap yang dihasilkan. Hubungan linier pada grafik tegangan (kV) terhadap dosis serap pada fantom ketebalan 10 mm menghasilkan koefisien regresi linier $R^2 = 0,9985$.

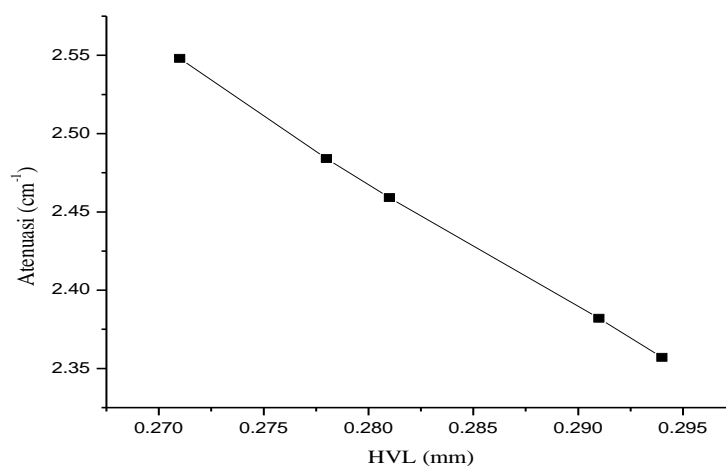
Tabel 5 menunjukkan nilai koefisien atenuasi menurun seiring bertambahnya tegangan yang diberikan sedangkan nilai HVL meningkat seiring bertambahnya tegangan. Nilai koefisien atenuasi pada seluruh tegangan berada pada rentang $(2,548 - 2,357) \text{ cm}^{-1}$ sedangkan nilai HVL berada pada rentang $(0,271 - 0,294) \text{ mm}$. Nilai HVL yang diperoleh tidak memenuhi standar yang ditetapkan karena pengukuran hanya menggunakan fantom

akrilik sehingga tidak digunakan untuk kalibrasi pesawat dan hanya digunakan untuk media pembelajaran. Koefisien atenuasi penting untuk mengetahui besarnya pengurangan energy gelombang akibat penyerapan selama perjalanan di dalam medium/benda.

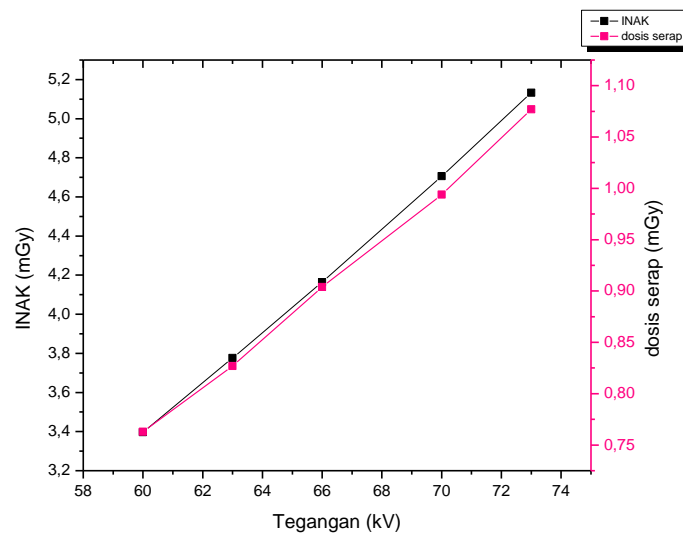
Gambar 6 menunjukkan bagaimana ketebalan material yang diperlukan untuk mengurangi intensitas radiasi menjadi setengah (HVL) mempengaruhi atenuasi atau penyerapan radiasi. Grafik menunjukkan jika koefisien atenuasi tinggi, maka bahan/fantom sangat efektif dalam mengurangi intensitas radiasi. Oleh karena itu, HVL akan rendah. Sebaliknya, jika koefisien atenuasi rendah maka HVL akan tinggi.

Tabel 5. Nilai koefisien atenuasi dan HVL pada fantom.

Tegangan (kV)	Dosis Permukaan Fantom (mGy)	Setelah Melewati Fantom (mGy)	Atenuasi (cm^{-1})	HVL (mm)
60	3,397	2,634	2,548	0,271
63	3,776	2,949	2,484	0,278
66	4,164	3,260	2,459	0,281
70	4,706	3,712	2,382	0,291
73	5,133	4,056	2,357	0,294
Rata-rata	4,235	3,3222	2,446	0,283



Gambar 6. Grafik nilai HVL terhadap atenuasi.



Gambar 7. Hubungan antara KERMA udara dan dosis serap terhadap tegangan.

Hubungan INAK dan dosis serap

Gambar 7 menunjukkan bahwa nilai KERMA udara dan dosis serap mengalami peningkatan tiap bertambahnya tegangan. Data diatas diperoleh dari nilai rata rata pengukuran KERMA udara tanpa filter dengan dosis serap. Nilai KERMA udara pada semua tegangan yaitu (6,242 – 9,365) mGy sedangkan dosis serap (0,763 – 1,077) mGy. KERMA udara mengukur energy yang dilepaskan oleh sinar-X sedangkan dosis serap mengukur energi yang diserap oleh bahan/ fantom.

KESIMPULAN

Penggunaan variasi tegangan dan ketebalan filter memberikan nilai KERMA udara dan dosis serap yang berbeda. Semakin tebal filter yang digunakan maka nilai KERMA udara semakin kecil pada tegangan yang sama. Sedangkan untuk variasi tegangan, semakin tinggi tegangan, nilai KERMA udara dan dosis serap meningkat. Dosis permukaan fantom lebih tinggi dibandingkan dengan dosis setelah melewati fantom karena radiasi diserap oleh fantom saat radiasi melewatinya.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Dance DR, Christofides S, Maidment

ADA, McLean ID, Ng KH. *Diagnostic RaDiology Physics: a handbook for teachers and students.* International Atomic Energy Agency (IAEA). 2014.

[2] Lackay O, Horn-Lodewyk J, Muller H. A practical guide for paediatric diagnostic reference levels (PiDRLs). *J Med Imaging Radiat Sci.* 2022;53(1):123-137.

[3] Wiganti ARA, Hidayanto E, Marhaendrajaya I, Triadyaksa P. Komparasi Entrance Surface Air KERMA (ESAK) Dengan Software Caldose_X dan Metode Tube Output pada Pasien Thorax Dewasa dalam Pemeriksaan Radiografi Umum Berdasarkan Data Si-Intan. *Berkala Fisika.* 2022;25(4):122-134.

[4] Rahmat Y, Gustia RM, Salim A. Analysis of The Scattering from Conventional X-Ray in The Radiology Installation of Zainab Hospital. *Medical Imaging and Radiation Protection Research Journal.* 2022;2(1):1-6.

[5] Pamungkas OD, Utari U, Suharyana S, Riyatun R, Hargiani N. Optimalisasi Penggunaan Variasi Filter pada Pesawat Sinar-X Mobile Guna Mencapai Nilai Entrance Skin

- Exposure (ESE) Sesuai Organ Pemeriksaan. *Prosiding SNFA (Seminar Nasional Fisika dan Aplikasinya)*. 2020;177-182.
- [6] Sukmawati CB, Arianto F, Hidayanto E. Penentuan Dosis Serap Relatif Radiasi Sinar-X pada Radiografi Thoraks dengan Variasi Periode Pemeriksaan Kesehatan Menggunakan Aplikasi MCNPX. *Berkala Fisika*. 2022;25(1):7-13.
- [7] Mayani AN & Muflihatun D. Pengaruh Variasi Focus Film Distance (Ffd) Terhadap Hasil Presisi Pengukuran Cardiothoracic Ratio (CTR). *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Penelitian Dasar Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Nuklir Pusat Sains dan Teknologi Akselerator*. 2017;59-64.
- [8] Zhang L, Xu F, Wang L, et al. Air Kerma Calculation in Diagnostic Medical Imaging Devices Using Group Method of Data Handling Network. *Diagnostics (Basel)*. 2023;13(8):1418.
- [9] Jamal NHM, Sayed IS, Syed WS. Estimation of Organ Absorbed Dose in Pediatric Chest X-Ray Examination: A phantom study. *Radiat. Phys. Chem.*, 2020;166:108472.
- [10] Promduang A, Pongnapang N, Ritlumlert N, Tangruangkit S, Phonlakrai M. A study of Entrance Surface Air KERMA for Patients Undergoing Chest and Abdomen from Digital Radiography at Chulabhorn Hospital. *J. Heal. Sci. Med. Res.* 2019;37(1):51–60