

Estimasi *entrance skin dose* (ESD) pada simulasi pemeriksaan radiologi intervensional dengan perangkat lunak berbasis android™

Icha Renisha Mulia^{1*}, M. Roslan A. Gani², Lukmanda Evan Lubis¹, Djarwani Soeharso Soejoko¹

¹ Departemen Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia, 16424, Jakarta, Indonesia

² Instalasi Radiodiagnostik, Rumah Sakit Kanker "Dharmas", 11420. Jakarta, Indonesia

E-mail: icha.renisha@sci.ui.ac.id

Naskah Masuk	22 Oktober 2017
Naskah Revisi	20 Februari 2019
Naskah Diterima	29 Mei 2020
Naskah Terbit	19 Juni 2020

Abstrak: Pada pesawat angiografi modern, dosis maupun *Dose Area Product* (DAP) selama pemeriksaan ditampilkan pada panel kendali. Namun, dosis tersebut tidak secara langsung menunjukkan dosis entrans kulit, utamanya pada pusat lapangan radiasi. Dengan menggunakan perangkat lunak berbasis Android™ telah dilakukan estimasi dosis entrans kulit pasien berdasarkan hasil pengukuran dengan fantom *polymethyl methacrylate* (PMMA). Dosis entrans kulit pasien yang dikalkulasi dengan mengacu pada *Kerma at Reference Point* ($K_{a,r}$) dan DAP dilakukan dengan memasukkan koreksi geometrik akibat kemiringan gantri, atenuasi meja pasien, koefisien konversi kerma udara menjadi dosis serap, dan faktor hamburan balik. Hasil kalkulasi *Entrance Skin Dose* (ESD) merupakan dosis titik pada pusat lapangan radiasi, bukanlah dosis maksimum yang diterima kulit pasien. Hasil kalkulasi dibandingkan dengan hasil pengukuran ESD pada simulasi dengan fantom PMMA. Penelitian dilakukan dengan pesawat angiografi Siemens Artis Zee dengan kondisi eksposi 69-87 kV dan filter tambahan 0.1 mmCu. Pengukuran dengan *thermo-luminescent dosimeters* (TLD) dilakukan pada proyeksi peninaran *posterior-anterior* (PA), *left anterior oblique* (LAO), *right anterior oblique* (RAO), *cranial* (CRA) dan *caudal* (CAU). Diskrepansi ESD hasil kalkulasi dan ESD pengukuran memiliki rata-rata 0.66-5.25% untuk kalkulasi mengacu DAP dan 0.52-5.17%. untuk kalkulasi mengacu $K_{a,r}$.

Abstract: During examination of interventional radiology, radiation dose as well as *Dose Area Product* (DAP) are shown on control panel in modern angiography devices. However, dose shown indirectly indicates entrance skin dose received by patient, especially dose at center point of radiation field. Using Android™ based software, estimation of entrance skin dose (ESD) has been done based on measurement result using *polymethyl methacrylate* (PMMA) phantom in examination simulation. Patient entrance skin dose calculated using *Kerma at reference point* ($K_{a,r}$) and DAP as input value, then corrected by geometrical factor, patient table attenuation, air kerma to dose conversion coefficient, and backscatter factor. Calculation result then compared to measurement result of ESD on PMMA phantom. The study was performed using Siemens Artis Zee angiography with exposure condition of 69-87 kV and additional filtration 0.1 mmCu. ESD measurements were carried out with *thermo-luminescent dosimeters* (TLD), in the projection of *posterior-anterior* (PA), *left anterior oblique* (LAO), *right anterior oblique* (RAO), *cranial* (CRA) dan *caudal* (CAU). Discrepancy between ESD calculation and ESD measurement ranged from 0.66% to 5.25% for calculation using DAP as reference, in the other hand calculation using $K_{a,r}$ as reference has discrepancy ranged from 0.52% to 5.17%.

Kata kunci: *dose area product, dosis entrans kulit, dose estimator tool, kerma at reference point*

Keywords: *dose area product, entrance surface dose, dose estimator tool, kerma at reference point*

1. Pendahuluan

Pada umumnya prosedur radiologi intervensional memerlukan waktu fluoroskopi panjang, yang tentunya memberikan dosis tinggi pada pasien penggunaan fluoroskopi dengan waktu yang lama, khususnya dengan laju dosis tinggi, dimungkinkan memberikan dosis di kulit sebesar lebih dari 2 Gy, yang merupakan dosis ambang untuk beberapa efek deterministik.¹ Adalah penting untuk memantau dosis yang diterima pasien selama prosedur berlangsung sehingga dapat meminimalisir risiko terkena paparan radiasi yang tidak perlu, dan sebagai data acuan dalam memutuskan tindakan lanjutan pada pasien.²

Pada pesawat angiografi modern, dosis maupun *Dose Area Product* (DAP) selama pemeriksaan ditampilkan pada panel kendali. Namun, dosis tersebut tidak secara langsung menunjukkan dosis entrans kulit, utamanya pada pusat lapangan radiasi. Pemantauan dosis selama prosedur berlangsung (*real time dose monitoring*) dapat dilakukan dengan pengukuran menggunakan detektor yang diletakkan pada kulit pasien. Namun metode ini memiliki kekurangan yaitu tidak diketahuinya posisi *area* berkas pada kulit dan berkas sinar-X yang berubah-ubah selama prosedur.³

Dosis pada kulit pasien dapat diestimasi dari kerma (*kinetic energy released per unit mass*) udara di titik referensi, $K_{a,r}$, sebagai kuantitas dosimetrik.^{3,4} Sebagai faktor koreksi digunakan koreksi geometrik dan atenuasi oleh meja sehingga didapat dosis pada kulit pasien.⁵ Data yang berhubungan dengan dosis pasien tercatat pada data pengiring (*tag*) di format citra *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM) dan dapat digunakan sebagai data acuan untuk mengestimasi dosis kulit pasien. Selain data dari *tag* DICOM, data pada tampilan layar sistem juga dapat membantu dalam estimasi dosis kulit pasien.

Berdasarkan konsep yang dijelaskan sebelumnya kemudian dikembangkan sebuah alat bantu untuk mengestimasi dosis pasien secara otomatis. Namun, untuk diperhatikan bahwa alat bantu ini belum dapat digunakan sebagai standar klinis karena keterbatasan informasi yang dibutuhkan sebagai data acuan dalam pengembangannya. Selain dari itu metode standar untuk mengestimasi dosis kulit pasien belum ditetapkan.^{1,5} Penelitian ini dilakukan sebagai dasar pengembangan secara teoretis dan pembuktian dengan hasil pengukuran, yang mana dapat digunakan untuk tahap pengembangan berikutnya.

2. Bahan and metode

2.1. Data dosis yang dibutuhkan dalam kalkulasi

Variabel yang dibutuhkan dalam perhitungan dosis permukaan dapat diketahui pada layar antarmuka pesawat, yaitu: nilai *dose-area product*, sudut CAU-CRA, sudut RAO-LAO, ukuran lapangan, jarak antara sumber dengan reseptor citra, jarak antara sumber dengan isosenter, dan koordinat posisi ketinggian meja pasien terhadap isosenter.

2.2. Penentuan dosis permukaan

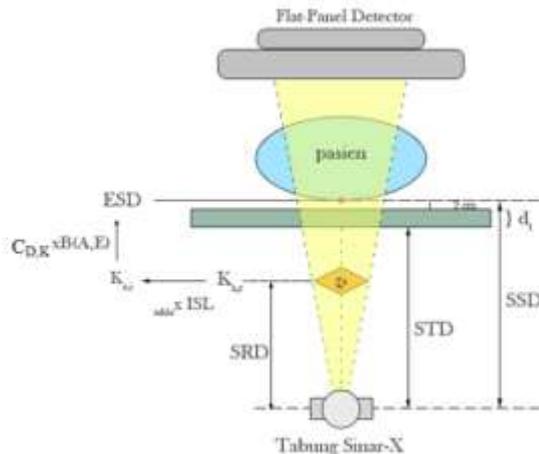
Untuk menentukan dosis entrans kulit, dapat dilakukan jika mengetahui kerma udara di permukaan kulit. Konsep perumusan kalkulasi dosis permukaan ditampilkan pada Gambar 1. Kerma udara di permukaan kulit (*incident air kerma*, $K_{a,i}$) dapat dikalkulasi menggunakan *inverse square law* dari kerma udara di titik referensi (*air kerma at reference point*, $K_{a,r}$). Kalkulasi $K_{a,i}$ dapat dilakukan dengan menggunakan Persamaan 1.

$$K_{a,i} = K_{a,r} \times f_{table} \times \left(\frac{SRD}{SSD} \right)^2 \quad (1)$$

dengan faktor atenuasi oleh meja, f_{table} , menghitung atenuasi berkas akibat meja pasien (menggunakan Persamaan 2), *Source to Reference Distance* (SRD) merupakan jarak antara sumber ke titik referensi dan *Source to Surface Distance* (SSD) adalah jarak antara sumber ke permukaan.

$$f_{table} = \exp(-\mu \times d_t) \quad (2)$$

f_{table} dapat dikalkulasi jika diketahui koefisien atenuasi meja, μ . Nilai dari μ umumnya disediakan oleh produsen pada buku manual pesawat. Ketebalan meja pasien, d_t , akan berubah dengan adanya kemiringan gantri, untuk itu dilakukan



Gambar 1. Kerangka perumusan kalkulasi dosis entrans kulit.⁵

koreksi terhadap d_i dengan transformasi geometri yang selanjutnya akan disebut d_r . Persamaan kalkulasi d_r ditunjukkan oleh Persamaan 3.

$$d_r = d_i \sqrt{\tan^2 \theta + \tan^2 \varphi + 1} \quad (2)$$

dengan θ merupakan sudut kemiringan RAO (*right anterior oblique*) dan sudut kemiringan LAO (*left anterior oblique*), dan φ merupakan CAU (*caudal*) dan CRA (*cranial*). Dalam penelitian ini diasumsikan bahwa rotasi RAO merupakan rotasi terhadap *sumbu-x* positif berlawanan arah jarum jam dan rotasi LAO merupakan rotasi terhadap *sumbu-x* positif searah jarum jam. Sementara rotasi CAU merupakan rotasi terhadap *sumbu-y* positif searah jarum jam dan rotasi CRA merupakan rotasi terhadap *sumbu-y* positif berlawanan arah jarum jam sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.

SSD tidak ditampilkan pada layar tampilan sistem, namun pada fluoroskopi yang digunakan dalam penelitian ini yaitu Siemens Axiom Artis Zee, dapat diketahui jarak antara permukaan meja dengan isosenter. Dengan asumsi bahwa kulit pasien bersinggungan langsung dengan permukaan meja, SSD dapat dianggap sebagai jarak antara sumber dan isosenter dikurangi dengan jarak antara permukaan meja dengan isosenter, z_t . z_t bernilai positif untuk ketinggian meja di atas isosenter, dan bernilai negatif untuk ketinggian meja di bawah isosenter.

$$SSD = isosenter + z_t \quad (4)$$

SSD akan berubah dengan adanya kemiringan gantri, dengan metode transformasi geometri yang sama dengan koreksi ketebalan meja, didapat nilai SSD terkoreksi, SSD_r .

$$SSD_r = isosenter + z_t \sqrt{\tan^2 \theta + \tan^2 \varphi + 1} \quad (5)$$

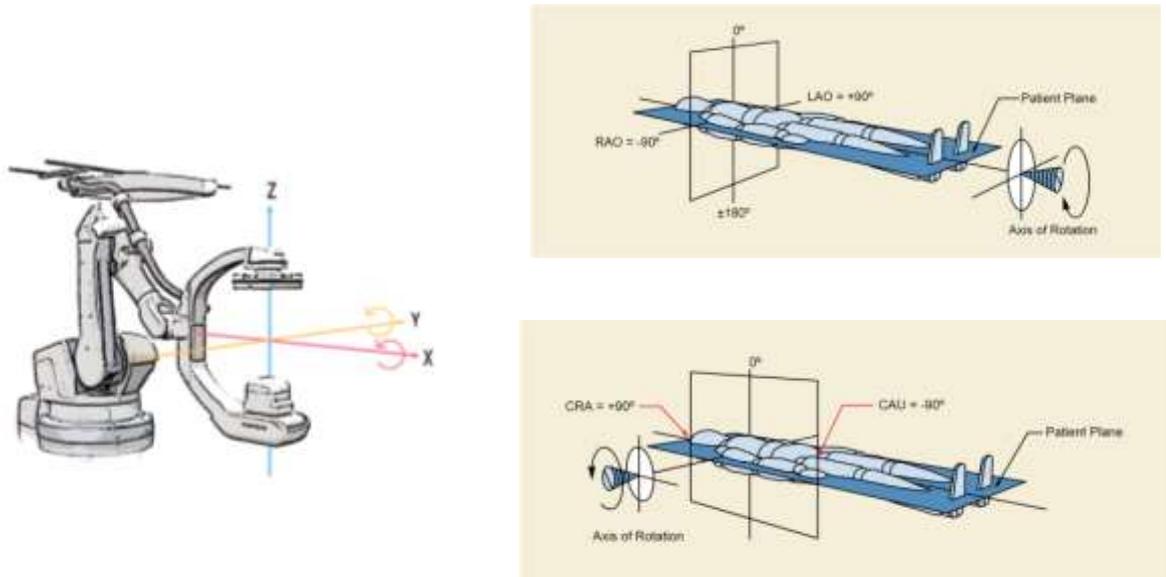
SRD telah ditetapkan oleh IEC pada jarak 15 cm dari isosenter ke arah focal spot⁶, sehingga nilainya dapat dinyatakan sebagai: permukaan.

$$SRD = isosenter - 15cm \quad (6)$$

Setelah *incident air kerma* dikalkulasi, dosis serap pada permukaan (*entrance surface dose*, ESD) dapat dikalkulasi menggunakan persamaan berikut:

$$ESD = K_{a,i} \times C_{D,K} \times B \quad (7)$$

dengan $C_{D,K}$ merupakan koefisien konversi yang mengkonversi kerma udara menjadi dosis entrans organ. Koefisien konversi merupakan hasil kalkulasi dengan teknik Monte-Carlo dan telah dipublikasi oleh beberapa peneliti.¹



Gambar 2. Rotasi gantri LAO/RAO dan CRA/CAU. Rotasi LAO/RAO merupakan rotasi terhadap *sumbu-x*, dan Rotasi CRA/CAU merupakan rotasi terhadap *sumbu-y*.⁸

Penelitian tersebut dilakukan terhadap beberapa fantom matematik. Untuk penelitian ini akan digunakan koefisien konversi fantom Voxel Golem yang dikembangkan oleh GFS-National Research Center for Environment and Health, permukaan kulit (entrans) sebesar 1.27.⁷

B merupakan faktor hamburan balik (*backscatter factor*) yang diperhitungkan karena juga menambah dosis di area permukaan oleh radiasi yang dihamburkan kembali dari medium ke permukaan. Faktor ini bergantung pada luas lapangan dan energi berkas sinar-X. Rentang faktor hamburan balik untuk radiografi umum dan fluoroskopi mulai dari 1.40 sampai 1.50.¹ Dalam penelitian ini digunakan faktor hamburan balik 1.42 sebagai hasil interpolasi dari data pada lampiran IAEA TRS 457

2.3. Verifikasi akurasi kerma udara di titik referensi

Untuk dapat mengetahui akurasi dalam estimasi dosis pasien, harus dipastikan terlebih dahulu apakah $K_{a,r}$ yang ditunjukkan oleh antarmuka pesawat sesuai dengan hasil pengukuran sebenarnya. Dalam penelitian ini, $K_{a,r}$ yang digunakan merupakan rata-rata kerma udara pada luas lapangan berkas yang terukur oleh DAP-meter (selanjutnya akan disebut sebagai $K_{a,r,DAP}$). Diketahui bahwa DAP yang ditampilkan oleh layar merupakan hasil pengukuran dari DAP-meter yang terintegrasi pada sistem kolimator, sementara $K_{a,r}$ yang ditampilkan pada *display* merupakan hasil kalkulasi dari data parameter oleh sistem. Kalkulasi $K_{a,r,DAP}$ dapat dilakukan dengan menggunakan Persamaan 8.

$$K_{a,r,DAP} = DAP \times 2 / \left(SRD \times \frac{fieldsize}{SID} \right)^2 \quad (8)$$

Kerma udara di titik referensi diukur dengan menggunakan detektor bilik ionisasi yang diposisikan pada *SRD*. Dalam penelitian ini digunakan detektor ruang ionisasi Radcal® 10x6-6 *General Purpose in Beam Chamber*.

2.4. Verifikasi akurasi perhitungan Entrance Surface Dose (ESD)

Entrance Surface Dose diukur dengan menggunakan detektor termoluminesensi (TLD), pada fantom PMMA. Tiga butir TLD diletakkan pada permukaan PMMA yang berhadapan dengan meja pasien dan tabung sinar-X.

Tabel 1. Variasi proyeksi penyinaran.

Proyeksi	Sudut
Posterior-Anterior (PA)	0°
Cranial (CRA)	15°, 30°, 45°
Caudal (CAU)	15°, 30°, 45°
Left Anterior Oblique (LAO)	15°, 30°, 45°, 60°
Right Anterior Oblique (RAO)	15°, 30°, 45°, 60°

Tabel 2. Input dan output perangkat lunak estimator dosis.

Input	Output
Kerma udara pada titik referensi ($K_{a,r}$)	
Arus tabung (mA)	
Waktu eksposi (sekon)	
Dose-Area Product (DAP)	
Ukuran lapangan	
Jarak sumber-reseptor citra (SID)	Dosis entrans kulit (ESD)
Jarak sumber-isosenter	
Sudut CRA/CAU	
Sudut RAO/LAO	
Ketebalan meja	

Variasi data yang diambil adalah sudut gantri (proyeksi penyinaran). Variasi yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 1. Hasil pengukuran (ESD_{meas}) kemudian dibandingkan dengan hasil kalkulasi (ESD_{calc}) diskrepansinya dengan menggunakan Persamaan 9.

$$Diskrepansi_ESD = \left| \frac{ESD_{meas} - ESD_{calc}}{ESD_{meas}} \right| \times 100\% \quad (9)$$

2.5. Pembuatan Perangkat Lunak Berbasis Android™

Perangkat lunak estimator dosis kulit pasien dibuat dengan bantuan MIT *App Inventor*, yakni suatu website pembuat aplikasi berbasis Android™ untuk pemula oleh *Massachusetts Institute of Technology*. Perangkat lunak ini dapat berfungsi sebagai kalkulator dosis kulit pasien dan sebagai penyimpan data. Dosis yang dikalkulasi adalah dosis tiap eksposi dan dosis total seluruh eksposi dalam satu prosedur. *Input* dan *output* pada perangkat lunak yang akan dibuat dapat dilihat pada Tabel 2.

3. Hasil dan pembahasan

3.1. Verifikasi akurasi Air Kerma at Reference Point ($K_{a,r}$ DAP)

Kesesuaian $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran menunjukkan bahwa pesawat angiografi berada pada kondisi prima. Nilai deviasi yang kecil antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran menunjukkan bahwa $K_{a,r,DAP}$ dapat digunakan sebagai parameter dosis pasien. Dengan demikian kalkulasi ESD dengan dasar koreksi pada $K_{a,r}$ dapat dilakukan.

FDA menetapkan bahwa deviasi antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran riil tidak boleh melebihi $\pm 35\%$.⁹ Penelitian terdahulu dengan pengukuran pada 13 pesawat fluoroskopi berbeda menghasilkan deviasi sebesar 15% antara $K_{a,r}$ display dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran.¹⁰ Sementara pada penelitian ini didapat rata-rata deviasi antara $K_{a,r,DAP}$

dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran sebesar 1.65%. Dapat disimpulkan bahwa $K_{a,r,DAP}$ pesawat angiografi yang digunakan dalam penelitian ini dapat digunakan sebagai dasar untuk mengestimasi dosis kulit pasien.

Adanya perbedaan antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran tetap akan memberikan kontribusi terhadap kesalahan estimasi dosis kulit pasien. Untuk itu, korelasi dan regresi antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran akan dianalisis sebagai salah satu faktor koreksi dalam estimasi dosis kulit pasien.

Kesesuaian antara $K_{a,r,DAP}$ dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran dapat diketahui dengan menggunakan analisis *simple linear regression*. Dimana hasil analisis korelasi dan regresi linear dari $K_{a,r,DAP}$ dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 3. Koefisien determinasi (*adj R-Square*) dari hubungan antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran mendekati 1 (*adj. R² = 0.999*) hal ini menunjukkan bahwa 99.9% hubungan kedua variabel dapat dijelaskan secara linear. Kemudian dengan menggunakan analisis korelasi *Pearson* dapat disimpulkan bahwa $K_{a,r,DAP}$ berkorelasi kuat dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran ($r = 0.999$).

Analisis Regresi antara $K_{a,r,DAP}$ dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran dapat digunakan sebagai salah satu parameter koreksi atas nilai kerma udara di titik referensi yang ditampilkan pada *display*. Korelasi antara $K_{a,r,DAP}$ dan $K_{a,r}$ hasil pengukuran dapat disimpulkan dalam persamaan berikut,

$$K_{a,r,ukur} = 1,011K_{a,r,DAP} + 0,404 \quad (10)$$

Persamaan 10 juga berlaku untuk $K_{a,r}$ yang didapat langsung pada *display* dan akan digunakan dalam pembuatan perangkat lunak estimator dosis sebagai salah satu faktor koreksi terhadap nilai dosis pada *display*.

3.2. Diskrepansi antara ESD hasil kalkulasi dengan ESD hasil pengukuran

Pengukuran *entrance surface dose* (ESD) dilakukan dengan menggunakan 3 butir TLD kemudian dilakukan pengulangan pengukuran sebanyak tiga kali. Tabel 4 memperlihatkan rata-rata hasil pengukuran dan hasil kalkulasi dengan variasi kemiringan gantri.

Rentang standar deviasi data yang besar disebabkan pengaturan *Automatic Brightness Control* (ABC) yang secara otomatis mengubah nilai kV dan mA, sehingga tiap eksposi menghasilkan dosis yang berbeda, meskipun dengan waktu eksposi yang sama. Hal ini tidak banyak mempengaruhi hasil penelitian dikarenakan dosis kulit dikalkulasi dengan menggunakan *input data display* yang akan secara otomatis menyesuaikan parameter sistem.

Kemudian untuk membandingkan ESD_{calc} dengan dosis kulit hasil pengukuran, ESD_{meas} , digunakan grafik batang seperti yang ditampilkan pada Gambar 3(a) untuk rotasi gantri pada sudut LAO Gambar 3(b) untuk rotasi gantri pada sudut RAO, dan Gambar 3(c) untuk rotasi gantri pada sudut CRA dan Gambar 3(d) untuk rotasi gantri pada sudut CAU. Dari grafik batang dapat dilihat bahwa nilai ESD_{meas} dan ESD_{calc} masih bersinggungan dalam rentang standar deviasi masing-masing, baik untuk ESD_{calc} dengan input DAP maupun $K_{a,r}$.

Hasil kalkulasi ESD dengan mengacu DAP adalah sebesar 0.011 ± 0.005 mGy/mAs pada proyeksi PA, 0.026 ± 0.001 mGy/mAs pada proyeksi LAO, 0.025 ± 0.000 mGy/mAs pada proyeksi RAO, 0.018 ± 0.003 mGy/mAs pada proyeksi CRA, dan 0.018 ± 0.003 mGy/mAs pada proyeksi CAU. Untuk hasil kalkulasi ESD dengan mengacu $K_{a,r}$ adalah 0.011 ± 0.008 mGy/mAs pada proyeksi PA, 0.019 ± 0.015 mGy/mAs pada proyeksi LAO, 0.017 ± 0.015 mGy/mAs pada proyeksi RAO, 0.013 ± 0.011 mGy/mAs pada proyeksi CRA, dan 0.012 ± 0.011 mGy/mAs pada proyeksi CAU.

Untuk lebih memastikan dilakukan perbandingan diskrepansi ESD_{calc} terhadap ESD_{meas} untuk masing-masing input DAP dan input $K_{a,r}$. Grafik batang digunakan untuk menampilkan nilai diskrepansi tersebut dan dapat dilihat pada Gambar 4. Tidak terlihat adanya hubungan antara proyeksi penyinaran terhadap besarnya diskrepansi antara ESD_{calc} dan ESD_{meas} . Sehingga dapat disimpulkan bahwa diskrepansi merupakan efek dari ketidakpastian estimasi saja dan tidak bergantung faktor geometri.

Kalkulasi dengan mengacu DAP menghasilkan diskrepansi dengan rata-rata 0.66% untuk proyeksi PA, 2.11% untuk proyeksi LAO, 2.93% untuk proyeksi RAO, 2.72% untuk proyeksi CRA, 4.54% untuk proyeksi CAU. Kalkulasi dengan mengacu $K_{a,r}$ menghasilkan diskrepansi dengan rata-rata 3.23% untuk proyeksi PA, 2.66% untuk proyeksi LAO, 2.37% untuk proyeksi RAO, 2.00% untuk proyeksi CRA, dan 2.66% untuk proyeksi CAU.

Tabel 3. Hasil analisis korelasi dan regresi antara $K_{a,r,DAP}$ dengan $K_{a,r}$ hasil pengukuran

Statistik Regresi	Hasil Numerik
<i>Regresi Parameter</i>	
<i>Intercept</i>	0.404
<i>Slope</i>	1,011
<i>Pearson's r</i>	0.999
<i>Adj. R-Square (R2)</i>	0.999
<i>P-value</i>	0

Tabel 4. ESD kalkulasi dan ESD hasil pengukuran TLD.

Sudut Gantri	ESDcalc (input AP) (mGy/mAs)	ESDcalc (input $K_{a,r}$) (mGy/mAs)	ESDmeas (mGy/mAs)
PA	0.0106 ± 0.0052	0.0109 ± 0.0077	0.010 ± 0.005
15 LAO	0.0158 ± 0.0002	0.0161 ± 0.0093	0.015 ± 0.001
30 LAO	0.0170 ± 0.0040	0.0123 ± 0.0112	0.017 ± 0.004
45 LAO	0.0335 ± 0.0003	0.0228 ± 0.0197	0.034 ± 0.000
60 LAO	0.0366 ± 0.0009	0.0251 ± 0.0217	0.036 ± 0.002
15 RAO	0.0162 ± 0.0001	0.0110 ± 0.0095	0.016 ± 0.001
30 RAO	0.0142 ± 0.0001	0.0096 ± 0.0083	0.015 ± 0.000
45 RAO	0.0323 ± 0.0001	0.0220 ± 0.0191	0.032 ± 0.000
60 RAO	0.0362 ± 0.0003	0.0246 ± 0.0213	0.036 ± 0.002
15 CRA	0.0141 ± 0.0033	0.0090 ± 0.0083	0.014 ± 0.003
30 CRA	0.0137 ± 0.0001	0.0093 ± 0.0081	0.014 ± 0.001
45 CRA	0.0256 ± 0.0066	0.0201 ± 0.0172	0.026 ± 0.007
15 CAU	0.0159 ± 0.0002	0.0108 ± 0.0094	0.016 ± 0.001
30 CAU	0.0118 ± 0.0037	0.0095 ± 0.0082	0.012 ± 0.004
45 CAU	0.0262 ± 0.0065	0.0166 ± 0.0153	0.028 ± 0.007

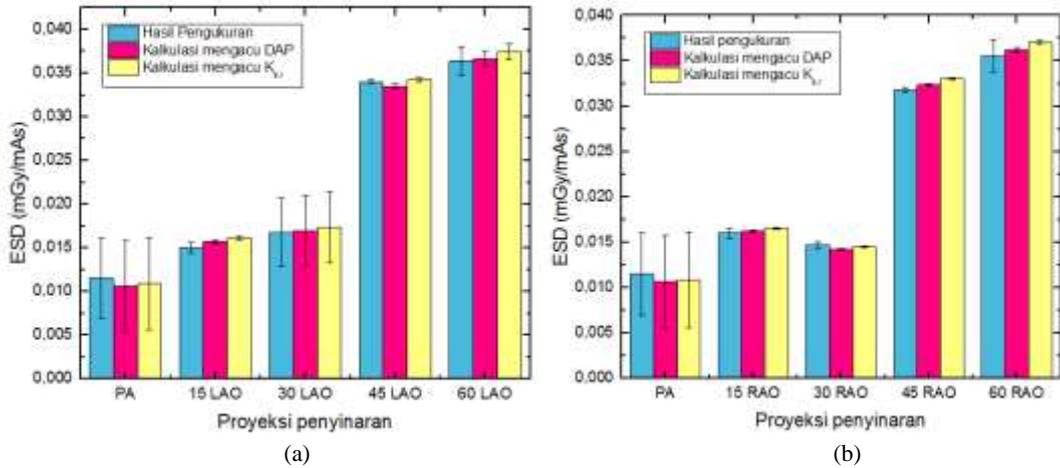
3.3. Korelasi antara ESD hasil kalkulasi dengan ESD hasil pengukuran

Untuk melihat korelasi ESD hasil kalkulasi dengan ESD hasil pengukuran digunakan analisis regresi linier sederhana dengan hasil analisis korelasi menunjukkan bahwa ESD_{calc} dan ESD_{meas} memiliki korelasi yang kuat dengan nilai *Pearson's r* > 0.99 (mendekati *perfectly positive*). Analisis regresi menunjukkan nilai *slope* yang mendekati 1 dan *intercept* yang mendekati 0. dimana nilai keduanya signifikan secara statistik (*p-value* < 0.01).

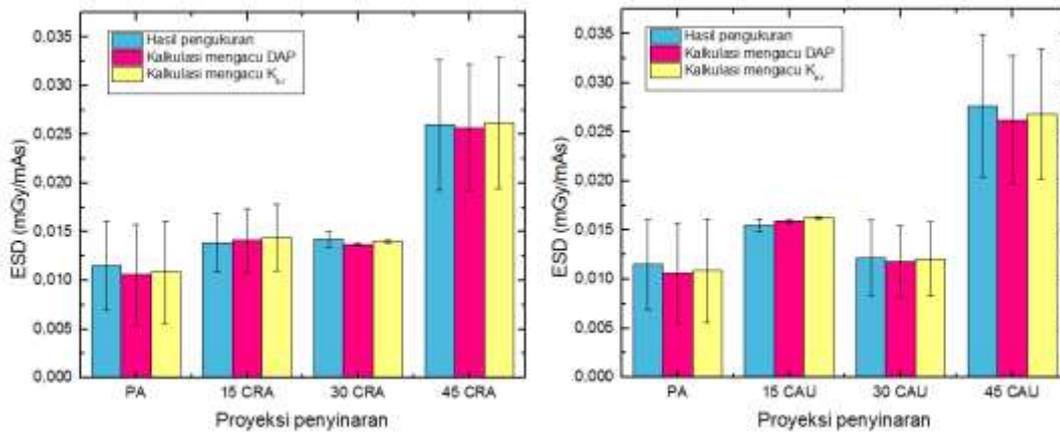
3.4. Korelasi antara ESD_{calc} dengan DAP dan $K_{a,r}$

Pemilihan *input* sebagai dasar mengestimasi dosis kulit pasien dapat mengurangi ketidakpastian hasil estimasi. Untuk itu akan dibandingkan bagaimana korelasi antara input dengan hasil kalkulasi. Pada sub-bab ini akan dibahas bagaimana *cross correlation* antara input dengan hasil kalkulasinya. Metode yang digunakan adalah analisis regresi linier sederhana.

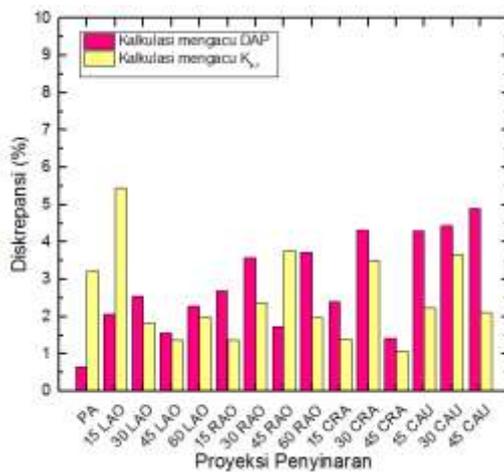
Analisis regresi menunjukkan bahwa korelasi antara ESD_{calc} dengan *input* DAP dan $K_{a,r}$ memiliki nilai *slope* dan *intercept* yang lebih baik dibandingkan dengan korelasi ESD_{calc} dengan *input* $K_{a,r}$ dan DAP, dengan nilai *slope* dan *intercept* adalah signifikan secara statistik (*p-value* < 0.01). Sementara ESD_{calc} dengan *input* $K_{a,r}$ dan DAP memiliki korelasi yang lebih kuat dibandingkan ESD_{calc} dengan *input* DAP dan $K_{a,r}$ (*Pearson's r* lebih mendekati 1). Dengan koefisien determinasi yang lebih mendekati 1 (*adj. R²* = 0.9886) menunjukkan bahwa 98.86% ESD_{calc} dengan *input* $K_{a,r}$ dapat dijelaskan secara linier terhadap DAP.



55



Gambar 3. Perbandingan ESD_{meas} dengan ESD_{calc.} untuk rotasi gantri pada sudut proyeksi (a) LAO (b) RAO (c) CRA dan (d) CAU.



Gambar 4. Diskrepansi antara ESD_{meas} dengan ESD_{calc.}

4. Kesimpulan

Telah berhasil disusun prototipe perangkat lunak estimasi dosis pada kulit pasien radiologi intervensional dengan basis Android™. Diskrepansi ESD hasil kalkulasi dan ESD pengukuran memiliki nilai tertinggi pada proyeksi penyinaran 45 CAU (diskrepansi = 5.25%) untuk ESD kalkulasi dengan input DAP dan 15 LAO (diskrepansi = 5.17%) untuk input $K_{a,r}$; terendah pada proyeksi PA untuk ESD kalkulasi dengan input DAP (diskrepansi = 0.66%) dan 45 CRA untuk input $K_{a,r}$ (diskrepansi = 0.52%). Berdasarkan analisis regresi linier sederhana terhadap korelasi antara input dengan hasil kalkulasi, menggunakan DAP sebagai input dalam kalkulasi estimasi dosis pada kulit pasien radiologi intervensional ($R^2 = 0.9879$) memiliki korelasi yang lebih baik dibandingkan dengan menggunakan $K_{a,r}$ sebagai input ($R^2 = 0.9870$). Hasil kalkulasi ESD perangkat lunak tersebut merupakan dosis titik pada pusat lapangan radiasi, bukanlah dosis maksimum yang diterima kulit pasien.

Penelitian selanjutnya dapat dilakukan dengan tambahan verifikasi akurasi kalkulasi pada variasi mode eksposi, filtrasi, *cine*, dan fluoroskopi. Selain itu, perangkat lunak kalkulasi dosis perlu dikembangkan untuk mengkalkulasi distribusi dosis pada luasan tertentu (2D) sehingga dapat diketahui penyebaran luasan dosis yang diterima pasien. Untuk penyimpanan data pasien yang telah dikalkulasi, ditambahkan fitur penyimpanan data yang dapat terintegrasi dengan perangkat lain.

Referensi

- ¹ International Atomic Energy Agency, “*Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*”, IAEA, Vienna, (2007).
- ² E.L. Mitchell dan P. Furey, “Prevention of radiation injury from medical imaging,” *J. Vasc. Surg.* **53**(1 SUPPL.), 22S–27S (2011).
- ³ International Atomic Energy Agency (IAEA), “*Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures*”, IAEA, Vienna, (2010).
- ⁴ D.L. Miller *et al.*, “Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record for fluoroscopically guided procedures,” *J. Vasc. Interv. Radiol.* **23**(1), 11–18 (2012).
- ⁵ A. Omar, R. Bujila, A. Fransson, P. Andreo, dan G. Poludniowski, “A framework for organ dose estimation in x-ray angiography and interventional radiology based on dose-related data in DICOM structured reports,” *Phys. Med. Biol.* **61**(8), 3063–83 (2016).
- ⁶ International Electrotechnical Commission (IEC), “*Medical electrical equipment: part 2-43- particular requirements for the safety of x-ray equipment for interventional procedures. Report 60601. 2nd ed*”, IEC (2010).
- ⁷ N. Petoussi-Hens, M. Zanki, U. Fill, and D. Regulla, “The GSF family of voxel phantoms,” *Phys. Med. Biol.* **47**(1), 89–106 (2002).
- ⁸ DICOM, *XA Positioner Module*, (2015).
- ⁹ Food and Drug Administration (FDA), “*Performance standards for Ionizing Radiation Emitting Products*”, FDA, (2016).
- ¹⁰ K. Chida *et al.*, “Comparison of dose at an interventional reference point between the displayed estimated value and measured value,” *Radiol. Phys. Technol.* **4**(2), 189–193 (2011).