REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimization of pediatric CT scans in a developing country**
Penulis	**:** Fotso Eddy Kamdem1*, Samba Odette Ngano1,2, Clemence Alla Takam1, Alain Jervé Fotue1, Serge Abogo3 and Cornellius Lukong Fai1
Jurnal	: BMC Peditrics
Vol (No.) Halaman	21 :44
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas dengan kualitas citra dan memiliki kemampuan diagnostik yang tinggi. CT Scan menjadi alat yang sering digunakan terutama pada kepala. Namun radiasiyang berasal dari CT Scan merupakan radiasi pengion yang berisiko sehingga penting untuk melindungi pasien dari radiasi yang tidak perlu. Upaya reduksi dosis dapat dilakukan dengan optimisasi protokol pemeriksaan. Kebutuhan reduksi dosis radiasi ini terutama dilakukan pada pasien anak-anak. Karena anak-anak memiliki ukuran lebih kecil daripada dewasa sehingga tidak sesuai jika harus menerima protokol yang sama dengan dewasa. Tujuan penelitian ini untuk menemukan parameter protokol pemeriksaan pada anak.
Metode Penelitian	Penelitian melibatkan pasien anak yang dibagi dalam beberapa grup umur : <1 tahun, 1-4 Tahun, 5-9 Tahun dan 10 – 14 Tahun. Protokol scan seperti CTDIvol, DLP, mAs, kV, Pitch, Slice Thickness, Umur dan Jenis Kelamin dicatat selama pemeriksaan kepala. Analisa hanya dilakukan pada kualitas diagnosis citra tanpa Analisa kualitas citra. Sebelum optimisasi, Rumah Sakit menggunakan protokol yang sama untuk semua umur. CT Scan tidak memiliki protokol khusus anak-anak. Protokol CT Scan yang digunakan adalah standard dari pabrikan. Analisa statistik menggunakan Microsoft Excel. Parameter scan dan dosis ditampilkan sebagai mean, range dan kuartil 3.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil penelitian menunjukkan 312 pasien terlibat dengan 460 akuisisi. Tahun 2015, protokol masih menggunakan 120 kV, mAs 57,75 – 283,33 dan Slice Thickness 1,25 – 2,5 mm. tahun 2018, protokol optimisasi digunakan yaitu pada tegangan 100 -120 kV, mAs 100 – 250 mAs, slice thickness 2 – 2,5 mm dan Pitch 0,625. CTDIvol anak usia < 1 Tahun adalah 43,44 mGy lebih tinggi dari referensi Swiss yaitu 20 mGy. CTDI vol usia 1-4 Tahun lebih rendah dari referensi Jerman dan Perancis (40 mGy) dan Ukraina (45 mGy). Sedangkan DLP usia 5-9 tahun yaitu 1200,04 tahun 2015 dan 961,72 tahun 2018 jauh lebih tinggi dari DLP referensi 900 mGy.cm. secara umum dosis radiasi tahun 2018 lebih rendah 36,29% dari tahun 2015 dengan penurunan CTDIvol 21,27%, 31,97% dan 17% untuk usia < 1 Tahun, 1-4 Tahun dan 5-9 tahun secara berturut-turut. DLP turun sejumlah 25,14%, 36,29% dan 19,85% secara berturut - turut. Saat menggunakan protokol optimisasi, masih ada dosis radiasi yang lebih tinggi. Sehingga perlu ada pelatihan teknisi CT Scan dan Radiolog untuk melakukan optimisasi. Salah satu caranya adalah menurunkan kV dan mAs, menggunakan teknik rekonstruksi dan membatasi pemeriksaan. Cara yang paling efektif menurunkan dosis radiasi adalah menurunkan tegangan. Untuk pasien dengan bobot 5 dan 50 kg bisa menggunakan tegangan 100 kV sebagai protokol rutin. Pada anak diperlukan Slice Thickness yang lebih tipis daripada dewasa namun mneyebabkan dosis radiasi yang lebih besar. Putch pada anak diusahakan dibawah 2 untuk menjaga kualitas reformasu multi planar tetap optimal dan menghindari artifak. Untuk mereduksi dosis radiasi juga diperlukan penurunan arus (mAs) karena berbanding lurus terhadap besar dosis. Metode rekonstruksi biasanya tidak digunakan untuk mkengurangi dosis namun untuk menjaga kualitas citra dengan menurunkan noise. Penurunan slice thickness memungkinkan dari 5 mm ke 1,25 – 2,5 mm. parameter lain seperti kV, mAs, Slice Thickness, Pitch dapat dimodifikasi untuk optimisasi CT Scan.
Kesimpulan	Penelitian ini menunjukkan dosis dan parameter CT Scan pada saat tidak ada pelatihan proteksi radiasi dan kendali dosis pada tahun 2015. Pada tahun 2018 dilakukan optimisasi protokol CT Scan dengan cara mengubah parameter scan pada anak. Hasil menunjukkan terdapat penurunan dosis radiasi di tahun 2018 dibandingkan 2015. Optimisasi ini dilakukan dengan mengubah rekonstruksi, mengurangi panjang scan sesuai yang dibutuhkan, memilih mode akuisisi dan menagktifkan mode pediatrik.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimization of head computed tomography scan in a tertiary institution in Edo State, South-South Nigeria**
Penulis	**: Chukwuemeka Udo Chikezie1, Akintayo Daniel Omojola2*, Christian Chukwuemeka Nzotta**
Jurnal	: Medical Science and Discovery
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan mengalami kemajuan teknologi yang sangat pesat sejak dikenalkan pada awal 1970. CT Scan memberikan dosis radiasi yang lebih tinggi daripada alat diagnostik lainnya. CT Scan menyumbang radiasi terbesar bagi populasi. Efek radiasi yang mungkin terjadi adalah efek deterministik dan stokastik. Efek deterministik terjadi ketika dosis yang diterima organ melebihi ambang batas dosis sehingga menyebabkan kematian sel. Sednagkan efek stokastik terjadi ketika radiasi menyebabkan peluang kanker dan penyakit keturunan. Meskipun telah ditetapkan DRL berupa nilai DLp dan CTDIvol, namun belum ada bukti upaya reduksi dosis atau optimisasi berdasarkan pengaturan parameter seperti kVp, mA, Scan Time dan Pitch. Selain itu tidak ada prosedur standard karena setiap rumah sakit memiliki merk dan protokol sendiri sesuai radiolog dan radiografer. Terdapat penelitian yang membuktikan bahwa ada reduksi dosis sebesar 50% dengan mengurangi kV dan mAs.juga, iterative rekonstruksi mampu meningkatkan kualitas citra dan mengurangi dosis radiasi. Penelitian ini bertujuan untuk melakukan optimisasi pada pemeriksaan CT Scan Kepala dengan mengurangi arus (mS) dan lebar scan total (TCW) dengan kVp, Pitch dan Panjang scan konstan. Kemudian membandingkan DLP dan CTDIvol protokol optimisasi dengan protokol standard sebelumnya.
Metode Penelitian	Penelitian dilaksanakan mulai Juni – November 2020 menggunakan CT Scan Siemens Somatom Emotion 16 Slices. Analisa citra menggunakan Software MicroDicom. Total pasien 160 dengan rentang umur 18 -87 tahun. Fantom desain local digunakan untuk mengukur CTDIvol dan DLP pada protokol optimisasi. Protokol ini dengan mengurangi mA 39% dan TCW 75% setelah Radiolog puas dengan citranya. Parameter yang konstan adalah kV, panjang scan, Pitch, dan waktu paparan. Citra dipindahkan dari CT Monitor ke sistem windows 8 yang telah diinstal microDicom untuk evaluasi profil dosis. Persentase reduksi dosis radiasi CTDIvol dan DLP adalah sebagai berikut : $\% \, dose \, reduction = \frac{Unoptimized \, CTDI_{vol} - Optimized \, CTDI_{vol}}{Unoptimized \, CTDI_{vol}}$ $\% \, dose \, reduction = \frac{Unoptimized \, DLP - Optimized \, DLP}{Unoptimized \, DLP}$ Analisa statistik menggunakan SPSS IBM Statistik untuk Windows versi 22 tahun 2018. Statistic deskriptif digunakan untuk menganalisa DLP dan CTDIvol dengan uji One-way Anova untuk membandingkan parameter mesin dan uji independent test untuk membandingkan dosis radiasi DLP dan CTDIvol.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Parameter CT Scan pada fantom tiruan adalah dengan mengurangi mA dan TCW sebesar 39 untuk mendapat optimisasi 75%. Terjadi penurunan signifikan pada CTDIvol sebesar 42-46,8% sedangkan DLP sebesar 37,13 – 43,54%. Perbandingan 9 data CTDIvol dan DLP protokol sebelum optimisasi menunjukkan 4 melebihi dan 5 lainnya dibawah hasil penelitian. Dibandingkan dengan CTDIvol protokol optimisasi, hanya satu CTDIvol negara lain yang melebihi hasil penelitian. Perbedaan protokol optimisasi dan non optimisasi tidak signifikan. Perbandingan DLP penelitian ini dengan nasional dan internasional telah dilakukan. Terdapat dua negara yang melebihi DLP non optimisasi. Protokol optimisais menunjukkan DLP terendah dibandingkan dengan negara lain. Tidak ada perbedaan signifikan antara protokol optimisasi dan non optimisasi. Parameter arus (mA) berpengaruh siginifikan terhadap dosis radiasi. Reduksi dosis radiasi sebesar 39%. Pada penelitian oleh frush, parameter yang berkonstribusi terhadap dosis radiasi adalah arus (mA), tegangan (kVp), Pitch dan waktu gantry. Arus berbanding lurus dengan dosis radiasi. Penurunan arus sebesar 50% dapat menurunkan dosis sebesar 50%. Penurunan tegangan dan arus mampu menurunkan dosis hingga 75% dan 60%. Penurunan terbesar dengan reduksi arus dan tegangan. Penurunan tegangan 120 kV ke

	100 kV menyebabkan penurunan dosis 42% CTDIvol. Sedangkan penurunan mAs 270 ke 165 menyebabkan reduksi maksimum 46,8%. penelitian ini menghasilkan penurunana dosis sebesar 45% CTDIvol dan 40% DLP. Dosis radiasi hasil protokol optimisasi lebih rendah dari penelitian di UK, Italy, India, Irlandia, Sudan, Nigeria, Eropa, jepang dan Amerika.
Kesimpulan	Optimisasi CT Scan kepala telah dilakukan di Rumah Sakit Edo Nigeria dengan reduksi dosis sebesar 45 % CTDIvol dan 40% DLP dengan sedikit noise pada citra. Protokol ini dapat digunakan untuk penggunaan klinis

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Optimization of Radiation Dose in Cranial Computed Tomography among Adults: Assessment of Radiation Dose against Image Quality**
Penulis	: **Nnamdi O. E. Okoro 1*, Vahid Changizi 2, Elahe Jazayeri Ghareh Bagh 2, Farideh Pak 2**
Jurnal	: IJMP
Vol (No.) Halaman	: 3*, 197 - 203*
Tahun	2019
Pendahuluan	Perkembangan teknologi CT Scan meningkatkan kualitas citra dan mempercepat waktu pemeriksaa. Namun tanpa mengatur perkembangan ini dapat menyebabkan kenaikan dosis radiasi pada pasien. CT Scan kepala digunakan untuk diagnosa penyakit dengan menampilkan citra kepala, otak, mata dan hidung. Namun CT Scan Kepala harus presisi karena kepala terdiri dari organ yang memiliki rediosensitifitas tinggi. Dosis radiasi pasien bergantung pada faktor, tipe scanner, arus tabung, tegangan dan protokol lain. Manipulasi parameter tersebut mampu menurunkan dosis radiasi. Namun menurunkan tegangan menyebabkan kenaikan noise citra. Optimisasi arus dan modulasi tabung biasanya digunakan untuk reduksi dosis. Penurunan arus sebesar 50% mampu menurunkan dosis radiasi sebesar 50%. Namun peurunan ini menyebabkan peningkatan noise citra. Optimisasi protokol dan parameter pemeriksaan CT Scan selaras dengan prinsip ALARA (As low as Reaseonably Achieveable). Prinsip ini bertujuan untuk membatasi efek buruk paparan radiasi terhadap pasien dengan tetap memastikan kualitas citra diagnostik. Optimisasi menghasilkan
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan empat CT Scan yaitu Phillips Brillia nce 64 slices, Siemens Emotion 16 slices, GE Lightspeed 64 slices dan Toshiba Acquilion One multislices. DLP dan CTDIvol sejumlah 1920 data pasien dari keempat CT Scan tersebut dicatat kemudian dibandingkan dengan standard internasional yang berlaku. Selain itu juga dianalisa SNR atau rasio rerata proses latar dan standard deviasi di luar area. $SNR = \frac{\mu(Signal\ on\ organ) - \mu(signal\ on\ background)}{Noise\ (\sigma)}$
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penelitian seperti yang tercantum pada table berikut : Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 6.6 | 224.49 | 0.426531 Siemen Emotion 16 | 5.9 | 176.9 | 0.33611 GE Lightspeed VCT 64 | 7.7 | 250.00 | 0.475 Toshiba Aquilion one | 7.2 | 239.96 | 0.455924 **Table 3.** Chest scanning and dose parameters Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 13.1 | 773.28 | 11.21256 Siemen Emotion 16 | 12.5 | 708.71 | 10.2763 GE Lightspeed VCT 64 | 14.2 | 803.11 | 11.6451 Toshiba Aquilion one | 13.4 | 781.1 | 11.32595 **Table 4.** Abdomen scanning and dose parameters Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 14.8 | 702.96 | 10.75529 Siemen Emotion 16 | 14.4 | 562.86 | 8.611758 GE Lightspeed VCT 64 | 16.8 | 828.8 | 12.68064 Toshiba Aquilion one | 15.2 | 725.12 | 11.09434 **Table 4.** Abdomen scanning and dose parameters Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 14.8 | 702.96 | 10.75529 Siemen Emotion 16 | 14.4 | 562.86 | 8.611758 GE Lightspeed VCT 64 | 16.8 | 828.8 | 12.68064 Toshiba Aquilion one | 15.2 | 725.12 | 11.09434 DLP dan CTDIvol merupakan parameter yang penting untuk estimasi dosis radiasi. Dosis radiasi pasien bertambah seiring bertambahnya ukuran pasien. Protokol standard saat scan adalah seragam atau sama untuk semua rumah sakit. Tegangan berkisar antara 80 –

120 kV, arus 100 mAs-250mAs untuk pelvis, 60 – 350 mAs untuk abdomen dan dada serta 60 – 360 mAs untuk kepala. Berdasarkan hasil dapat dilihat bahwa dosis radiasi kepala paling kecil sedangkan dosis paling tinggi adalah abdomen. Hal ini karena pada saat protokol konstan, ada pengaruh panjang scan abdomen yang lebih panjang daripada scan kepala. Namun variasi Source to Detector Distance dapat mempengaruhi kualitas citra. Hal ini karena noise CT Scan berbanding terbalik dengan hukum quadrat terbailk jumlah foton yang diterima detektor. Untuk menganalisa kualitas citra, dibutuhkan perhitungan rasio CNR atau rasio sinyal terhadap noise. Proses optimisasi dosis dilakukan dengan membuat grafik antara SNR organ-organ dengan dosis radiasi. Hasilnya, tulang belakang adalah jaringan keras yang menerima sinyal lebih banyak diikuti oleh jaringan ginjal dan paru-paru. Artinya semakin besar densitas organ, semakin besar sinyal dan semakin rendah noise. Berikut adalah hasil perbandingan dosis radiasi dengan referensi:

Table 6. International guidelines and recommendation

Body region	$CDTI/DLP_{ICRP}$	$CDTI/DLP_{EC}$	$CDTI/DLP_{ACR}$	$CDTI/DLP_{AAPM}$
Head	50/1050	60/1050	55.8/837	55.0/825
Chest	30/650	30/650	25/1000	12.0/480
Abdomen	20/780	35/780	25/500	19.1/382
Pelvis	20/780	40/780	15/600	19.1/764

Table 7. International guidelines and standards

Examination	Mean values	Japan	UK	EC
Head CT				
$CTDI_w$ (mGy)	39	47	66	60
DLP (mGy - cm)	544	527	787	1050
Chest CT				
$CTDI_w$ (mGy)	9.3	9.5	17	30
DLP (mGy - cm)	348	447	488	650
Abdominal CT				
$CTDI_w$ (mGy)	10.4	10.9	19.0	35
DLP (mGy - cm)	549	696	472	780

Kesimpulan

Analisa variasi dosis radiasi pada kepala, dada, abdomen dan pelvis telah dilakukan. Protokol scan yang berbeda pada CT Scan berbeda menyebabkan variasi dosis radiasi. Terdapat temuan bahwa dosis radiasi penelitian lebih besar dari standard refrensi dikarenakan panjang scan yang lebih besar. Sehingga memerlukan optimisasi protokol CT Scan. Optimisasi ini didasarkan pada indikasi klinis, area scan dan ukuran badan pasien.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The reliability of radiation dose display of a computed tomography scanner**
Penulis	**:** V. Forss a,b,*, H. Yli-Ollila c, J. Vatanen b, P. Kolhi ¨ c, V.-P. Poutanen c, A. Palom¨ aki a,b
Jurnal	: European Journal of Radiology Open 8
Vol (No.) Halaman	
Tahun	2021
Pendahuluan	Jumlah pemeriksaan CT Scan semakin meningkat secara global. CT Scan berdasarkan radiasi pengion yang dapat menyebabkan efek Kesehatan akut seperti kulit terbakar, sindrom radiasi akut serta meningkatkan risiko kanker. Oleh karena itu penting untuk mengetahui dan mengurangi paparan radiasi pada pemeriksaan CT Scan. Meskipun CT Scan telah memiliki protokol reduksi dosis namun peningkatan jumlah CT Scan dapat meningkatkan dosis akumulasi. CTDI menggambarkan jumlah energi radiasi yang diserap oleh ionization chamber pada irisan tunggal. Nilainya dihitung dengan total radiasi dibagi jumlah irisan. CTDI 100 menggambarkan energi radiasi yang diserap sepanjang 100 mm ionization chamber (tidak bergantung pada jumlah irisan yang discan). Persamaan CTDI adalah : $CTDI[\text{mGy}] = \frac{1}{T}\int_{-\infty}^{\infty} D(z)dz$ **Equation 2:** CTDI_{100} $CTDI_{100}[\text{mGy}] = \frac{1}{T}\int_{-50\,mm}^{50\,mm} D(z)dz$ CT Scan mendeskripsikan dosis radiasi menggunakan dua nilai yaitu CTDIvol dan DLP. CTDIvol dihitung dengan melibatkan beban rerata CTDIw dan faktor Pitch. CTDIw dihitung dari CTDI100 pada pusat dan tepi fantom untuk menghitung variasi dosis serap antara tepi dan pusat area irisan. CTDIw dan CTDI vol rumusnya adalah : $CTDI_w[\text{mGy}] = \frac{1}{3}CTDI_{100}^{center} + \frac{2}{3}CTDI_{100}^{periphery}$ **Equation 4:** CTDI_{vol} $CTDI_{vol}[\text{mGy}] = \frac{CTDI_w}{pitch}$ CTDIvol menggambarkan jumlah radiasi yang diterima untuk menghasilkan satu irisan pada suatu citra sedangkan CTDI, CTDIw, CTDI100 menggambarkan jumlah radiasi selama satu rotasi gantry. DLPw dihitung dengan cara mengalikan CTDIw dengan panjang scan. Rumus DLPw adalah : $\text{DLP}_\text{w}\ [mGy{\cdot}cm] = \text{CTDI}_\text{w}{\cdot}\text{scan length}$ CTDI memiliki satuan mGy dan DLP satuannya mGy.cm Tujuan penelitian ini adalah mengembangkan metode untuk evaluasi akurasi tampilan radiasi pada computer CT Scan dan menentukan akurasi laporan dosis ct scan dan faktor koreksinya.
Metode Penelitian	Ct scan yang digunakan adalah Toshiba Aquilion 32, fantom PMMA dan Ionization chamber 100 mm. pengukuran pada lubang dengan jarak 10 mm dari permukaan fantom. Pengukuran menggunakan protokol kepala. Protokol yang samd iterapkan pada 12 dari 18 pengukuran. Hasil pengukuran diuji normalitasnya dengan SPSS uji Q-Q plots, Kolmogorov Smirnov dan saphiro wilk. Perbedaan antara tampilan dan pengukuran diuji dengan one sample Wilcoxon.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil Penelitian menunjukkan data pengukuran tidak terdistribusi normal. Data hasil pengukuran tercatat lebih rendah daripada hasil tampilan CT Scan, yaitu 416,7 mGy cm dengan 422.2 mGy. cm. rerata perbedaannya adalah -1,26. Pada data control dari vendor, terdapat perbedaan tampilan dengan pengukuran yaitu -17,3 dan rerata perbedaan -7,52&. Tidak ada korelasi antara waktu, parameter pencitraan dan tekanan udara terhadap perbedaan tampilan dan pengukuran. Terdapat variasi substansial antara dosis tampilan dengan dosis pengukuran. Hasil pengukuran lebih rendah daripada hasil tampilan. Perbedaan ini disebabkan karena alat CT Scan dan kondisi pengukuran. Dosis radiasi tampilan hanya berdasarkan pada parameter. Meskipun parameter tegangan, arus, bahan tabung dan filter sama, namun jumlah foton yang diproduksi dapat berbeda sehingga ada variasi. Selain itu perbedaan disebabkan oleh perbedaan teknologi CT Scan, perbedaan Ionizatiom Chamber, akurasi pengukuran, penempatan alat ukur, jumlah radiasi hambur yang tidak terbaca alat dan tekanan serta temperature udara dapat mempengaruhi akurasi pengukuran.

	Penempatan alat ukur dibantu dengan laser. Posisi dan orientasi fantom masih bervariasi seting pengukuran sehingga mempengaruhi hasil. Fantom yang digantung lebih akurat daripada diletakkan pada meja karena pada meja terdapat pergerakan. Pengukuran ini tidak memindahkan fantom tetapi hanya memindahkan pencil ionization chamber. Penelitian ini mengindikasikan pentingnya akurasi dosis radiasi yang ditampilkan pada Komputer CT Scan
Kesimpulan	Penelitian ini menunjukkan dosis radiasi tampilan dan pengukuran berbeda. Artinya dosis tampilan CT Scan tidak akurat dan terdapat eror sistematis pada kalibrasi tampilan CT Scan.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Radiation Dose from Computed Tomography Scanning in Patients at Songklanagarind Hospital: Diagnostic Reference Levels**
Penulis	**: Dechen Pema, M.D.1, Supika Kritsaneepaiboon, M.D.2**
Jurnal	: **Journal of Health Science and Medical Research**
Vol (No.) Halaman	: 135 -143
Tahun	2021
Pendahuluan	Sejak dikenalkan, CT Scan menjadi alat diagnostic penting yang jumlahnya semakin bertambah. Penemuan di negara Amerika menunjukkan bahwa CT Scan adalah penyebab 75% dosis radiasi dari pencitraan medis. ICRP mengenalkan nilai DRL dan CTDIvol sebagai nilai dosis CT Scan untuk membantu optimisasi dosis radiasi sesuai konsep ALAR atau as low as reseonably achieveable. Tujuannya optimisasi untuk meminimalisir bahaya potensial dari radiasi pengion. Terdapat berbagai negara yang menetapkan nilai DLR termasuk Thailand namun CT Chest dan Abdomen melampaui DRL Internasional. Tjuan penelitian ini aalah mendapatkan nilai DRL yaitu DLP dan CTDIvol pada Rumah Sakit dengan pemeriksaan paling banyak untuk dibandingkan dengan internasu=ional dan nasional DRL.
Metode Penelitian	Penelitian ini telah mendapat ijin kode etik dan melibatkan 463 data CT Scan kepala, chest dan abdomen. Pendataan dilakukan selama bulan Juni 2017 dan hanya melibatkan pasien diatas 15 tahun. CT Scan yang digunakan adalah Toshiba model Aqcuilion Prime tahun 2012. Variable independent adalah jenis kelamin dan usia pasien. Indikasi medis dikelompokkan berdasarkan trauma, infeksi.inflamasi, malignansi, kongenital, stroke dan lainnya. Dosis radiasi diperoleh berdasarkan tampilan komputer CT Scan yaitu DLP dan CTDIvol. DRL diambil dari data kuartil 3 (median) setiap pemeriksaan. dosis efektif diperoleh dari perkalian DLP dengan faktor bobot organ. Hasilnya dibandingkan dengan DRL internasional. Analisa statistic menggunakan uji Kruskal Wallis.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil menunjukkan bahwa DLP pasien malignansi secara signifikan lebih tinggi dari stroke, trauma, infeksi, kongenital anomaly, dan kondisi lainnya. Sedangkan ct Schest dan abdomen tidak berbeda signifikan.

Data	Head CT	Chest CT	Whole abdomen CT	Total CT
No. of patients	210	71	135	416
No. of CT scans	254	72	137	463
Male, n (%)	98 (47.0)	38 (54.0)	56 (42.0)	192 (46.0)
Age (years), mean±S.D.	57.6±19.7	59.4±16.8	54.9±15.8	57.0±18.0

CT=computed tomography, No.=number, n=number of patients, S.D.=standard deviation

Table 2 Clinical indication distribution according to computed tomography anatomical regions

Clinical indications	Head CT Number (%)	Chest CT Number (%)	Whole abdomen CT Number (%)
Malignancy	59 (23.0)	12 (17.0)* 41 (57.0)**	68 (50.0)
Stroke	74 (29.0)	N/A	N/A
Trauma	73 (29.0)	-	12 (9.0)
Infection/Inflammation	15 (6.0)	16 (22.0)	42 (31.0)
Congenital anomaly	16 (6.0)	1 (1.0)	1 (1.0)
Others	17 (7.0)	2 (3.0)	14 (10.0)

*Scan length covering entire chest only

**Scan length covering entire chest+upper abdomen down to inferior pole of right kidney

CT=computed tomography, N/A=not applicable

Table 3 Comparison of dose length product (mGy.cm) according to clinical indications

Clinical indications	Head CT (mGy.cm)	Chest CT (mGy.cm)	Whole abdomen CT (mGy.cm)
Malignancy	2,067 (1,920, 2,161)	326 (267, 474)* 357 (278, 473)**	992 (604, 1,467)
Stroke	1,048 (981, 1,103)	N/A	N/A
Trauma	1,069 (1,009, 1,115)	N/A	1,174 (914, 1,416)
Infection/Inflammation	1,953 (1,033, 1,080)	276 (258, 349)	1,072 (649, 1,620)
Congenital anomaly	1,026 (978, 1,080)	479 (only 1 case)	2,247 (only 1 case)
Others	1,322 (1,048, 2,113)	517 (345, 679)	1,500 (1,221, 1,416)

Data are presented as median (interquartile range)

*Scan length covering entire chest only

**Scan length covering entire chest+upper abdomen down to inferior pole of right kidney

CT=computed tomography, N/A=not applicable

Region	Phase (n)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	Effective dose (mSV)
Head CT	Non-contrast (186)	55.8 (52.3, 57.5)	1,048.7 (99.7, 1,102.6)	2.5 (2.3, 5.5)
	Non-contrast and contrast-enhanced (68)	57.5 (52.3, 57.5)	2,113.0 (1,990.0, 2,188.0)	4.9 (4.6, 5.1)
	Total (254)	55.8 (52.3, 57.5)	1,089.9 (1,009.2, 1,924.6)	2.5 (2.3, 4.4)
Chest CT	Contrast (72)	7.9 (6.2, 11.6)	317.0 (260.6, 474.7)	5.4 (4.4, 8.1)

Table 4 (continued)

Region	Phase (n)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	Effective dose (mSV)
Whole abdomen CT	Plain (17)	9.6 (7.8, 26.8)	397.8 (299.1, 488.7)	6.0 (4.5, 7.3)
	Arterial (20)	9.2 (7.6, 13.0)	324.9 (223.9, 469.2)	4.8 (3.3, 7.0)
	Venous (56)	9.4 (7.7, 13.2)	449.2 (351.7, 624.4)	6.7 (5.3, 9.4)
	Delayed (44)	13.1 (9.1, 16.5)	340.0 (257.2, 547.3)	5.1 (3.9 8.2)
	Total (137)	9.4 (7.7, 13.2)	1,091.7 (677.8, 1,521.7)	16.4 (10.2, 22.8)

Data are presented as median (interquartile range)

CT=computed tomography, $CTDI_{vol}$=CT dose index volume, DLP=dose length product, mGy=milliGray (unit for $CTDI_{vol}$), mGy.cm=milliGrayx centimetre (unit for DLP), mSV=milliSievert (unit for effective dose), n=number of patients

Table 5 Number of computed tomography studies with computed tomography dose index volume, and dose length product above third quartile (diagnostic reference levels)

DRLs	Head CT	Chest CT	Whole abdomen CT
$CTDI_{vol}$ (mGy) above third quartile	>57.5	>11.6	>13.2
n (%)	63 (24.8)	18 (24.8)	34 (24.8)
DLP (mGy.cm) above third quartile	>1,102.6	>474.7	>624.4
n (%)	54 (21.3)	18 (25.0)	34 (24.8)

CT=computed tomography, $CTDI_{vol}$=CT dose index volume, DRL=diagnostic reference levels, DLP=dose length product, mGy=milliGray (unit for $CTDI_{vol}$), mGy.cm=milliGray x centimetre (unit for DLP), mSV=milliSievert (unit for effective dose), n=number of studies

Table 6 Comparison of the diagnostic reference levels in computed tomography imaging of head, chest and whole abdomen

CT Anatomical region	DRLs of Songklanagarind Hospital		International DRLs				
	This study	Previous study in 2011[27]	UK (2011)[18]	EC (2014)[19]	US (2017)[27]	Australia (2013)[15]	Japan (2015)[21]
Head CT							
$CTDI_{vol}$ (mGy)	57.5	45.0	60.0	60.0	56.0	60.0	85.0
DLP (mGy.cm)	1,102.6	1,089.0	970.0	970.0	962.0	1,000.0	1,350.0
Chest CT							
$CTDI_{vol}$ (mGy)	11.6	8.6	12.0	10.0	13.0	15.0	15.0
DLP (mGy.cm)	474.7	355.0	610.0	400.0	469.0	450.0	550.0
Whole abdomen CT							
$CTDI_{vol}$ (mGy)	13.2	11.3	15.0	25.0	15.0	15.0	20.0
DLP (mGy.cm)	624.4	552.0	745.0	800.0	755.0	700.0	1,000.0

CT=computed tomography, $CTDI_{vol}$=CT dose index volume, DRL=diagnostic reference levels, DLP=dose length product, EC=European Commission, mGy=milliGray (unit for $CTDI_{vol}$), mGy.cm=milliGray x centimetre (unit for DLP), UK=United Kingdom, US=United States

Hasil penelitian menunjukkan DRL penelitian lebih rendah dari DRL internasional. Dosis efektif tidak terlalu tinggi karena faktor bobot jaringan kepala tidak tinggi. Penambahan kontras menyebabkan dosis radiasi menjadi 2 kali lipat daripada non kontras. CT Chest kontas lebih panjang area scan tetapi tidak berbeda signifikan dengan non kontras. CT abdomen menunjukkan dosis efektif tertinggi karena memiliki faktor bobot jaringan tinggi dan multifase. Baik DLP maupun dosis efektif CT Abdomen adalah tertinggi pada semua fase dan tidak berbeda signifikan terhadap indikasi klinis. Terdapat perbedaan dosis radiasi penelitian ini lebih tinggi dari beberaoa negara karena panjang scan melebihi C2 pada pasien trauma. Sedangkan dosis radiasi penelitian lebih tinggi dari penelitian 2011 karena perbedaan parameter dan protokol pemeriksaan.

Penelitian ini terbatas untuk jenis pemeriksaan sehingga penting untuk melakukan pada chest abdominal dan pelvis. Optimisasi dosis radiasi melalui reviu protokol CT oleh radiolog, fisika medis dan teknologis harus dilakukan secara rutin terutama jika ada penggantian software atau hardware pada alat. Penting juga menghubungkan dokter peminta foto dan dokter radiologi untuk menentukan protokol paling tepat sesuai indikasi klinis untuk menghindari paparan radiasi yg tidak perlu.

Kesimpulan	DRL penelitian adalah CTDIvol 57.50 mGy, DLP 1,102.60 mGy.cm untuk kepala, CTDIvol 11.63 mGy, DLP 473.10 mGy.cm untuk chest and CTDIvol 13.15 mGy, DLP 1,467.00 mGy.cm untuk abdomen. Secara umum DRL penelitian lebih rendah dari DRL internasional. Terdapat perbedaan signifikan dosis radiasi malignansi dengan indikasi lainnya.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation Dose Management in Computed Tomography: Introduction to the Practice at a Single Facility**
Penulis	: **Yusuke Inoue**
Jurnal	:MDPI
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan memberikan informasi morfologi dan fungsi dalam waktu yang cepat dan singkat. Namun CT Scan juga memberikan dosis radiasi yang tinggi sehingga meningkatkan potensi kanker. Oleh karena itu optimisasi paparan radiasi CT Scan menjadi sangat penting dan manajemen dosis radiasi dibutuhkan.
Metode Penelitian	Penelitian ini merupakan studi literatur dan pengalaman penulis.
Hasil Penelitian dan Diskusi	1. Manajemen Protokol Pencitraan a. Signifikansi manajemen protokol Pada ct scan, paparan radiasi pasien bergantung pada protokol pencitraan, CT Scan dan ukuran pasien. Mengurangi dosis radiasi dapat meningkatkan noise sehingga menurunkan performa diagnostic. Jika noise dapat diterima maka revisi protokol pemeriksaan dapat diterapkan. DRL menjadi tolok ukur optimisasi dosis radiasi. DRL ditetapkan sebagai nilai 75 persentil dari data dosis suatu negara. Jika DRL Rumah sakit melampaui DRL nasional maka perlu dilakukan evaluasi. b. Persiapan protokol pencitraan subdicisi Pada CT Scan biasanya sudah disiapkan protokol tertentu dan dapat diubah oleh operator sesuai kebutuhan pemeriksaan. pada penelitian ini dilakukan pembagian protokol pencitraan dan menyiapkan protokol lain sesuai kebutuhan klinis. Dengan begini operator memiliki batasan melakukan kesalahan dan mengalami kemajuan pemeriksaan dengan evaluasi kualitas citra dan dosis radiasinya. Sebagai contoh, terdapat protokol khusus untuk indikasi klinis infark otak akut yang meningkatkan paparan namun mengurangi noise. Sedangkan untuk indikasi hidrosefalus, tidak perlu meningkatkan paparan radiasi tetapi menerapkan mode rekonstruksi hybrid yang mampu menekan noise dan menurunkan dosis radiasi. c. Persiapan daftar protokol Daftar protokol digunakan untuk memfasilitasi penggunaan yang tepat dan riviu terhadap protokol pencitraan. Pada penelitian ini disebut Radiology Informastion System (RIS). Operator harus mempertimbangkan range scan, jumlah dan durasi infuse media kontras, waktu pencitraan setelah infuse kontras. Daftar isian persiapan foto adalah : • Nama dan jumlah Protokol di RIS • Nama protokol pada CT Konsol • Order item dalam sistem pesanan • Jangka scan • Durasi, konsentrasi dan jumlah media kontras • Waktu mulai pemindaian setelah kontras dimasukkan • Citra yang direkonstruksi dan reformasi • Penandaan • Indikasi klinis d. Tabulasi parameter pencitraan Daftar parameter pencitraan di CT Scan mendeskripsikan rekonstruksi dan akuisisi citra pada protokol pencitraan dengan informasi detail. Daftar ini dapat dimodifikasi parameter ini diperlukan sesuai dengan jenis pemeriksaan. operator menentukan parameter lalu mendata pada CT Scan sebagai daftar parameter baru. Daftar parameter : • Scan mode (axial or helical) • Tube voltage • Method to determine tube current (fixed or AEC-based) • AEC parameter settings, which vary by manufacturer • Beam width • Rotation time • Pitch factor

- Slice thickness/slice increment
- Reconstruction kernel
- Parameters for hybrid reconstruction (related to noise reduction effects)
- Scan field of view/display field of view

2. Manajemen dosis CT Scan
   a. Indikator dosis dalam manajemen dosis radiasi
   DLP dan CTDIvol adalah dosis radiasi yang secara otomatis muncul di komputer CT Scan. CTDIvol adalah indeks inetnsitas paparan radiasi pada saat pencitraan. DLP merupakan integral CTDIvol pada seluruh panjang scan. DLP dapat dikonversi pada dosis efektif dengan cara dikalikan dengan faktor konversi ICRP. Dosis efektif menjadi indicator potensi efek stokastik seperti karsinogenik dan efek keturunan. CTDI dan DLP pada anak menggunakan fantom 16 atau 32 cm tergantung tipe dan usia pasien. Dosis serap bervariasi tergantung ukuran meskipun output radiasinya sama. SSDE menjadi parameter baru dosis radiasi CT Scan yang memperhitungkan ukuran.
   b. Automatic Exposure Control
   Atenuasi sinar X yang buruk menurunkan deteksi sinar x sehingga meningkatkan noise. Pada pasien besar diperlukan paparan radiasi lebih besar untuk mencegah citra diagnose yg buruk. Keluaran radiasi berbanding lurus dengan tegangan CT Scan dan paparan radiasi dapat diatur menggunakan tegangan. AEC mengatur keluaran radiasi berdasarkan ukuran tubuh. AEC mampu menurunkan dosis radiasi karena mengeluarkan radiasi sesuai atenuasi sinar x.
   c. Kebutuhan pertimbangan ukuran tubuh pada manajemen dosis radiasi.
   Ketika menggunakan AEC, maka DLP bervariasi sesuai ukuran tubuh dan berhubungan dengan berat tubuh. Selama ini DRL dihitung berdasarkan pasien dengan ukuran standard. Sehingga perlu pendekatan dosis radiasi sesuai ukuran tubuh.
   d. Manajemen dosis radiasi melibatkan ukuran tubuh
   Analisa dosis radiasi terhadap ukuran tubuh dilakukan menggunakan grafik plot. Kemudian dibentuk persamaan regresi linier. Standard DLP pada berat tertentu dapat diestimasi dengan memasukkan berat pada persamaan. Deviasi DLP adalah DLP sesungguhnya dikurangi DLP estimasi.
   e. Table standard dosis untuk manajemen dosis radiasi
   Perhitungan DLP pada berat badan 40. 60 dan 80 kg lalu dilakukan menggunakan persamaan determinasi dosis kemudain Menyusun table dosis standard.
   f. Identifikasi pemeriksaan radiasi tinggi
   Dosis tinggi dianalisa dan dievaluasi penyebabnya.
3. Prosedur pencitraan berbasis Manajemen Dosis Radiasi
a. Langkah untuk praktik baik
   Untuk menghasilkan kualitas tinggi, perlu standarisasi pelayanan, prosedur dan protokol pencitraan radiologi. Seluruh staf harus dilatih dan didukung untuk melaksanakan perbaikan berdasarkan data dosis radiasi.
b. Permintaan CT oleh dokter
   Penggunaan sistem order, area pencitraan, fase pencitraan dan indikasi klinis dapat membantu dokter waspada terhadap dosis radiasi. Contohnya pada saat mengorder pemeriksaan muncul notifikasi dan warna terkait peringatan dosis radiasi.
c. Persiapan hari pemeriksaan
   Pada hari pemeriksaan dilakukan pengecekan termasuk indikasi klinis dan prosedur pemeriksaan.
d. Operasi RIS pada pemeriksaan
   Penggunaan RIS bertujuan memeriksa protokol, scan range, diskripsi protokol, berat badan dll.
e. Operasi CT Konsol selama pemeriksaan
   Operator harus memastikan data pasien dan pemeriksaan yang dimasukkan ke dalam computer CT Scan telah benar
f. Rekaman setelah pemeriksaan
   Operator perlu merekam data dan dosis pasien dari computer konsol kepada RIS. Termasuk data dosis pasien.
   Asoek yang bisa dikendalikan :
   - Panjang scan

	• Penambahan fase scan • Pencegahan paparan pada cardiac • Pengurangan kontras dam tegangan untuk hypofunction Aspek yang tidak dapat dikendalikan : • Pencitraan tanpa naikkan tangan • Pengulangan karena Gerakan pasien • Pengulangan karena inspirasi kurang • Pengurangan karena evaluasi patologis • Asimetri 4. Manajemen dosis radiasi harian a. Pendataan dosis pasien setiapo hari dan evaluasi setiap bulan. b. Pencatatan dosis tinggi yang disebabkan alas an tertentu. Alas an tersebut adalah : • Pengulangan karena salah posisi • Panjang scan yang semakin panjang • Panjang scan karena lesi yang besar • Pengulangan foto karena Gerakan pasien • Pengulangan foto karena inspirasi kurang • Pengurangan foto karena patologis • Pengulangan foto karen kerusakan CT Scan • Kesalahan pemilihan protokol • Posisi tidak tepat • Kesalahan informasi berat badan c. Masalah pada panjang scan. Panjang scan menjadi lebih panjang karena ketidakjelasan batas atas dan bawah badan yang di scan. d. Penggunaan diameter ekivalen air Penggunaan diameter air untuk pengukuran CTDIvol menjadi kurang real karena pada manusia terdapat komposisi jaringan yang menghasilkan dosis berbeda karena penggunaan AEC e. Masalah informasi berat badan Kekurangan sumber data berat badan menjadi salah satu gangguan pada penentuan dosis radiasi yang actual. f. Kekurangan informasi DLP DLP selalu bervariasi tergantung CT Scan, sehingga perlu kajian lebih dalam g. Pendekatan keselamatan radiasi Hasil QA dan QC didiskusikan setiap bulan yang dihadiri oleh operator, dokter radiologi, dan personal terkait. Termasuk membahas masalah dan akar/penyebab masalah tersebut. Sehingga kemudian ditemukan solusi baik berupa kebijakan maupun perubahan protokol pemeriksaan.
Kesimpulan	Manajemen dosis radiasi dapat dilakukan dengan cara : 1. Optimisasi CT Scan melalui daftar protokol dan daftar parameter untuk peningkatan berkelanjutan. 2. Analisa dosis radiasi setiap pemeriksaan 3. Pemeriksaan bermasalah dibahas dan dievaluasi 4. Keterlibatan seluruh operator untuk melakukan manajemen dosis radiasi Dengan cara ini, pemeriksaan bermasalah dapat menurun jumlahnya.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Effective dose from radiation exposure in medicine: Past, present, and future**
Penulis	**: Colin J. Martin a,*,1, John D. Harrison b,1, Madan M. Rehani c,1s**
Jurnal	: Physica Medica 79
Vol (No.) Halaman	: 87 - 92
Tahun	2020
Pendahuluan	Dosis efektif merupakan kuantitas yang ditetapkan oleh ICRP untuk menggambarkan pengukuran dosis berkaitan dengan risiko yang menyebabkan efek stokastik. Lambang dosis efektif adalah E. Dosis efektif menggabungkan dosis pada organ yang sensitive terhadap kanker dan efek genetic serta membebani sesuai sensitifitasnya dengan faktor bobot organ. Saat ini faktor bobot digunakan secara umum meskipun terdapat perbedaan risiko pada organ yang muda dan tua atau laki-laki dan perempuan. Tujuan paper ini untuk membahas dosis efektif € dan perkembangannya.
Metode Penelitian	Studi literatur dan artikel.
Hasil Penelitian Diskusi	Penggunaan E pada kedokteran dapat membandingkan dosis dari pemeriksaan dan sumber radiasi yang berbeda. E dapat digunakan untuk menentukan prosesudr yang tepat pada pasien. Hal ini karena E dapat digunakan sebagai indicator pendekatan potensi risiko radiasi. Perhitungan E diperoleh dari perhitungan simulasi Monte Carlo pada fantom referensi. Faktor bobot organ juga berubah nilainya sesuai perkembangan. Manfaat adanya dosis efektif pada kedokteran : 1. Menunjukkan petunjuk dan preosedur justifikasi 2. Pilihan teknik imajing seperti sinar x dan kedokteran nuklir 3. Dosis periset dan relawan 4. Laporan dosis radiasi tidak diinginkan akibat kerusakan alat 5. Efikasi imajing 6. Dosis tenaga Kesehatan pendamping pasien 7. Pelajaran dan pelatihan pada tenaga professional 8. Perhitungan E kolektif 9. Estimasi E pasien 10. Komunikasi pasien dan tenaga professional Dosis efektif pada kedokteran nuklir menggambarkan perubahan dinamis yang terjadi pada distribusi radioaktivitas dalam organ. E pada CT Scan diperoleh dari computer console yaitu DLP dan CTDIvol yang dikalikan dengan faktor konversi. E pada radiografi bergantung pada KAP, IAK dan ESAK. E pada Inervensi menggunakan KAP. Perkembangan fantom, kode transport radiasi dan kompueterisasi akan menghasilkan perhitungan E yang lebih baik. Selain itu perlu ada perbedaan faktor bobot pada anak dan dewasa.
Kesimpulan	Aplikasi dosis efektif (E) dalam kedokteran semakin berkembang cepat untuk menunjukkan potensi risikp radiasi terhadap efek stokastik. Perhitungan ini berkaitan dengan fantom ukuran rerata manusia. dosis efektif diperoleh dari indicator dosis yang dikalikan dengan faktor bobot. Dosis efektif lebih akurat dna presisi dalam menentukan dosis radiasi terhadap organ dan potensi efeknya sesuai sensitivitas.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Relationships of Radiation Dose Indices with Body Size Indices in Adult Body Computed Tomography**
Penulis	**: Yusuke Inoue 1,* , Hiroyasu Itoh 2, Kazunori Nagahara 2, Hirofumi Hata 2 and Kohei Mitsui 1**
Jurnal	: MDPI
Vol (No.) Halaman	: 1381 - 1392
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan memberikan radiasi tinggi yang meningkatkan risiko kanker. Manajemen dosis radiasi penting untuk menghasilkan citra yang baik dengan dosis radiasi rendah. Indikasi dosis CT Scan adalah DLP dan CTDIvol. CTDIvol adalah paparan radiasi pada kondisi parameter dan fantom tertentu. DLP merupakan CTDIvol pada seluruh area scan. Kedua besaran ini dan DRL digunakan untuk optimisasi dosis radiasi. Meningkatnya berat badan manusia menyebabkanm kesulitan atenuasi sinar x sehingga sinar x yang diteruskan ke detektor semkain sedikit dan muncul noise. Oleh sebab itu digunkana AEC yang mampu mengatur kekuatan atenuasi dan berpengaruh pada optimisasi. AEC dapat mempengaruhi modulasi arus dan efek berat badan pada modulasi. Maka penting untuk mengevaluasi dosis radiasi pada berbagai ukuran tubuh. Ukuran tubuh dilambangkan dengan diameter efektif (ED) dan diameter ekivalen air (WED). ED dihitung dari diameter anteropasterior dan lateral. Sedangkan WED dihitung dari perbedaan kekuatan atenuasi antara jaringan dan terhitung dari CT. penelitian ini bertujuan untuk investigasi hubungan indeks dosis radiasi CT pada indeks massa tubuh pada pemeriksaan CT Dewasa.
Metode Penelitian	CT scan yang digunakan sejumlah 4 (empat), pemeriksaan yang dilibatkan adalah Thoracic, Abdominal, abdominopelvic dan thoraco-abdominopelvic. Pengecualian pada usia < 20 years, pencitraan tanpa mengangkat tangan, berat badan > 100 kg, tinggi badan < 130 cm, and BMI > 40 kg/m2. Parameter scan menggunakan protokol rutin masing-masing CT Scan. CTDIvol dan DLP diperoleh daari Komputer CT Scan. WED dan ED diperoleh dari sistem manajemen dosis. CTDIvol dan DLP diplot terhadap indeks ukuran tubuh.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil menunjukkan CTDIvol meningkat dengan peningkatan WED. Grafik menunjukkan linieritas yang bagus, termasuk untuk semua alat CT Scan. CTDIvol memiliki korelasi linier positif pada indeks pengukuran tubuh seperti berat, tinggi, BMI dan BSA. Tetapi korelasi lebih rendah daripada WED dan ED. Dibandingkan dengan koefisien korelasi CTDIvol, DLP menunjukkan korelasi lebih rendah pada WED, ED, berat, tinggi dan BMI namun lebih tinggi pada BSA. DLP menunjukkan korelasi yang kuat terhadap WED dan ED. Penelitian ini menginvestigasi indeks dosis radiasi terhadap indeks ukuran tubuh. Ukuran tubuh berdasarkan perhitungan citra (WED dan ED) dan berdasarkan pengukuran langsung (Berat, tinggi, BMI, BSA). Untuk CTDIvol, manajemen dosis radiasi lebih cocok menggunakan indeks Berat/Tinggi. DLP meningkat seiring meningkatnya panjang scan. Manajemen dosis radiasi menggunakan persamaan regresi linier indeks dosis dan indeks ukuran tubuh memberikan manfaat besar selain evaluasi dosis standard dan ketergantungannya pada ukuran tubuh untuk masing-masing scanner dan protokol citra.
Kesimpulan	Korelasi antara WED dan CTDIvol sangat baik, membuktikan bahwa AEC mengatur modulasi dosis berdasarkan perbedaan ukuran pasien. Hubungan dosis dan ukuran tubuh berbeda pada CT Scan. Mengindikasikan signifikansi manajemen dosis radiasi yang melibatkan ukuran tubuh. Dari semua indeks pengukuran tubuh, berat/tinggi dan berat adalah yang paling sesuai untuk manajemen dosis.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation Dose Management in Computed Tomography: Introduction to the Practice at a Single Facility**
Penulis	: **Yusuke Inoue**
Jurnal	:MDPI
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan memberikan informasi morfologi dan fungsi dalam waktu yang cepat dan singkat. Namun CT Scan juga memberikan dosis radiasi yang tinggi sehingga meningkatkan potensi kanker. Oleh karena itu optimisasi paparan radiasi CT Scan menjadi sangat penting dan manajemen dosis radiasi dibutuhkan.
Metode Penelitian	Penelitian ini merupakan studi literatur dan pengalaman penulis.
Hasil Penelitian dan Diskusi	1. Manajemen Protokol Pencitraan a. Signifikansi manajemen protokol Pada ct scan, paparan radiasi pasien bergantung pada protokol pencitraan, CT Scan dan ukuran pasien. Mengurangi dosis radiasi dapat meningkatkan noise sehingga menurunkan performa diagnostic. Jika noise dapat diterima maka revisi protokol pemeriksaan dapat diterapkan. DRL menjadi tolok ukur optimisasi dosis radiasi. DRL ditetapkan sebagai nilai 75 persentil dari data dosis suatu negara. Jika DRL Rumah sakit melampaui DRL nasional maka perlu dilakukan evaluasi. b. Persiapan protokol pencitraan subdicisi Pada CT Scan biasanya sudah disiapkan protokol tertentu dan dapat diubah oleh operator sesuai kebutuhan pemeriksaan. pada penelitian ini dilakukan pembagian protokol pencitraan dan menyiapkan protokol lain sesuai kebutuhan klinis. Dengan begini operator memiliki batasan melakukan kesalahan dan mengalami kemajuan pemeriksaan dengan evaluasi kualitas citra dan dosis radiasinya. Sebagai contoh, terdapat protokol khusus untuk indikasi klinis infark otak akut yang meningkatkan paparan namun mengurangi noise. Sedangkan untuk indikasi hidrosefalus, tidak perlu meningkatkan paparan radiasi tetapi menerapkan mode rekonstruksi hybrid yang mampu menekan noise dan menurunkan dosis radiasi. c. Persiapan daftar protokol Daftar protokol digunakan untuk memfasilitasi penggunaan yang tepat dan riviu terhadap protokol pencitraan. Pada penelitian ini disebut Radiology Informastion System (RIS). Operator harus mempertimbangkan range scan, jumlah dan durasi infuse media kontras, waktu pencitraan setelah infuse kontras. Daftar isian persiapan foto adalah : • Nama dan jumlah Protokol di RIS • Nama protokol pada CT Konsol • Order item dalam sistem pesanan • Jangka scan • Durasi, konsentrasi dan jumlah media kontras • Waktu mulai pemindaian setelah kontras dimasukkan • Citra yang direkonstruksi dan reformasi • Penandaan • Indikasi klinis d. Tabulasi parameter pencitraan Daftar parameter pencitraan di CT Scan mendeskripsikan rekonstruksi dan akuisisi citra pada protokol pencitraan dengan informasi detail. Daftar ini dapat dimodifikasi parameter ini diperlukan sesuai dengan jenis pemeriksaan. operator menentukan parameter lalu mendata pada CT Scan sebagai daftar parameter baru. Daftar parameter : • Scan mode (axial or helical) • Tube voltage • Method to determine tube current (fixed or AEC-based) • AEC parameter settings, which vary by manufacturer • Beam width • Rotation time • Pitch factor

- Slice thickness/slice increment
- Reconstruction kernel
- Parameters for hybrid reconstruction (related to noise reduction effects)
- Scan field of view/display field of view

2. Manajemen dosis CT Scan
   a. Indikator dosis dalam manajemen dosis radiasi
   DLP dan CTDIvol adalah dosis radiasi yang secara otomatis muncul di komputer CT Scan. CTDIvol adalah indeks inetnsitas paparan radiasi pada saat pencitraan. DLP merupakan integral CTDIvol pada seluruh panjang scan. DLP dapat dikonversi pada dosis efektif dengan cara dikalikan dengan faktor konversi ICRP. Dosis efektif menjadi indicator potensi efek stokastik seperti karsinogenik dan efek keturunan. CTDI dan DLP pada anak menggunakan fantom 16 atau 32 cm tergantung tipe dan usia pasien. Dosis serap bervariasi tergantung ukuran meskipun output radiasinya sama. SSDE menjadi parameter baru dosis radiasi CT Scan yang memperhitungkan ukuran.
   b. Automatic Exposure Control
   Atenuasi sinar X yang buruk menurunkan deteksi sinar x sehingga meningkatkan noise. Pada pasien besar diperlukan paparan radiasi lebih besar untuk mencegah citra diagnose yg buruk. Keluaran radiasi berbanding lurus dengan tegangan CT Scan dan paparan radiasi dapat diatur menggunakan tegangan. AEC mengatur keluaran radiasi berdasarkan ukuran tubuh. AEC mampu menurunkan dosis radiasi karena mengeluarkan radiasi sesuai atenuasi sinar x.
   c. Kebutuhan pertimbangan ukuran tubuh pada manajemen dosis radiasi.
   Ketika menggunakan AEC, maka DLP bervariasi sesuai ukuran tubuh dan berhubungan dengan berat tubuh. Selama ini DRL dihitung berdasarkan pasien dengan ukuran standard. Sehingga perlu pendekatan dosis radiasi sesuai ukuran tubuh.
   d. Manajemen dosis radiasi melibatkan ukuran tubuh
   Analisa dosis radiasi terhadap ukuran tubuh dilakukan menggunakan grafik plot. Kemudian dibentuk persamaan regresi linier. Standard DLP pada berat tertentu dapat diestimasi dengan memasukkan berat pada persamaan. Deviasi DLP adalah DLP sesungguhnya dikurangi DLP estimasi.
   e. Table standard dosis untuk manajemen dosis radiasi
   Perhitungan DLP pada berat badan 40. 60 dan 80 kg lalu dilakukan menggunakan persamaan determinasi dosis kemudain Menyusun table dosis standard.
   f. Identifikasi pemeriksaan radiasi tinggi
   Dosis tinggi dianalisa dan dievaluasi penyebabnya.
3. Prosedur pencitraan berbasis Manajemen Dosis Radiasi
a. Langkah untuk praktik baik
   Untuk menghasilkan kualitas tinggi, perlu standarisasi pelayanan, prosedur dan protokol pencitraan radiologi. Seluruh staf harus dilatih dan didukung untuk melaksanakan perbaikan berdasarkan data dosis radiasi.
b. Permintaan CT oleh dokter
   Penggunaan sistem order, area pencitraan, fase pencitraan dan indikasi klinis dapat membantu dokter waspada terhadap dosis radiasi. Contohnya pada saat mengorder pemeriksaan muncul notifikasi dan warna terkait peringatan dosis radiasi.
c. Persiapan hari pemeriksaan
   Pada hari pemeriksaan dilakukan pengecekan termasuk indikasi klinis dan prosedur pemeriksaan.
d. Operasi RIS pada pemeriksaan
   Penggunaan RIS bertujuan memeriksa protokol, scan range, diskripsi protokol, berat badan dll.
e. Operasi CT Konsol selama pemeriksaan
   Operator harus memastikan data pasien dan pemeriksaan yang dimasukkan ke dalam computer CT Scan telah benar
f. Rekaman setelah pemeriksaan
   Operator perlu merekam data dan dosis pasien dari computer konsol kepada RIS. Termasuk data dosis pasien.
   Asoek yang bisa dikendalikan :
   - Panjang scan

	• Penambahan fase scan • Pencegahan paparan pada cardiac • Pengurangan kontras dam tegangan untuk hypofunction Aspek yang tidak dapat dikendalikan : • Pencitraan tanpa naikkan tangan • Pengulangan karena Gerakan pasien • Pengulangan karena inspirasi kurang • Pengurangan karena evaluasi patologis • Asimetri 4. Manajemen dosis radiasi harian a. Pendataan dosis pasien setiapo hari dan evaluasi setiap bulan. b. Pencatatan dosis tinggi yang disebabkan alas an tertentu. Alas an tersebut adalah : • Pengulangan karena salah posisi • Panjang scan yang semakin panjang • Panjang scan karena lesi yang besar • Pengulangan foto karena Gerakan pasien • Pengulangan foto karena inspirasi kurang • Pengurangan foto karena patologis • Pengulangan foto karen kerusakan CT Scan • Kesalahan pemilihan protokol • Posisi tidak tepat • Kesalahan informasi berat badan c. Masalah pada panjang scan. Panjang scan menjadi lebih panjang karena ketidakjelasan batas atas dan bawah badan yang di scan. d. Penggunaan diameter ekivalen air Penggunaan diameter air untuk pengukuran CTDIvol menjadi kurang real karena pada manusia terdapat komposisi jaringan yang menghasilkan dosis berbeda karena penggunaan AEC e. Masalah informasi berat badan Kekurangan sumber data berat badan menjadi salah satu gangguan pada penentuan dosis radiasi yang actual. f. Kekurangan informasi DLP DLP selalu bervariasi tergantung CT Scan, sehingga perlu kajian lebih dalam g. Pendekatan keselamatan radiasi Hasil QA dan QC didiskusikan setiap bulan yang dihadiri oleh operator, dokter radiologi, dan personal terkait. Termasuk membahas masalah dan akar/penyebab masalah tersebut. Sehingga kemudian ditemukan solusi baik berupa kebijakan maupun perubahan protokol pemeriksaan.
Kesimpulan	Manajemen dosis radiasi dapat dilakukan dengan cara : 1. Optimisasi CT Scan melalui daftar protokol dan daftar parameter untuk peningkatan berkelanjutan. 2. Analisa dosis radiasi setiap pemeriksaan 3. Pemeriksaan bermasalah dibahas dan dievaluasi 4. Keterlibatan seluruh operator untuk melakukan manajemen dosis radiasi Dengan cara ini, pemeriksaan bermasalah dapat menurun jumlahnya.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: an institutional dose report**
Penulis	**: Eray Atlı, Sadık Ahmet Uyanık, Umut Öğüşlü, Halime Çevik Cenkeri Birnur Yılmaz, Burçak Gümüş**
Jurnal	: Physica Medica 79
Vol (No.) Halaman	: 87 - 92
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas pencitraan yang umum digunakan dalam diagnostik. Meskipun pemeriksaan CT Scan lebih rendah daripada radiografi namun berkonstribusi dosis radiasi yang paling besar yang berisiko menyebabkan kanker. Sehingga perlu optimisasi CT Scan. Langkah pertama membandingkan dosis radiasi CT Scan dengan DRL referensi. Optimisasi segera dilakukan terutama jika DRL local melbihi DRL Nasional. Tujuan penelitian ini adalah mengetahui nilai tipical pada pemeriksaan CT kepala, leher, dada dan abdomen.
Metode Penelitian	Pengambilan data diperoleh dari bulan Januari – Desember 2018. Paremeter dosis radiasi diperoleh dari PACS. Fantom 16 cm mewakili kepala, 32 cm mewakili pemeriksaan lainnya. CTDIvol dan DLP dicatat serta panjang scan dihitung dengan membagi DLP dengan CTDIvol. Analisa statistik menggunakan Software SPP dengan uji : Kolmogorov -Smirnov untuk uji normalitas, One sample Wilcoxon untuk membandingkan parameter dosis dengan data terlapor sebelumnya, one sampel t test untuk membandingkan panjang scan kepala dan lejher dengan studi sebelumnya.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil penelitian dari total 1781 CT Scan termasuk 607 CT Kepala, 149 CT Leher, 561 CT dada dan 464 Abdominal CT. hasil dosis radiasi adalah sebagai berikut :

Table 3. The first, second, and third quartile values for DLP (mGy.cm)

Region	1st quartile	2nd quartile (Median)	3rd quartile
Head, n=607 (34%)	878	988	1129
Neck, n=149 (8%)	244	299	378
Chest, n=561 (32%)	214	314	416
Abdomen n=464 (26%)	308	457	656

n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans.
DLP, dose length product.

Table 4. The first, second, and third quartile values for ED (mSv)

Region	1st quartile	2nd quartile (Median)	3rd quartile
Head, n=607 (34%)	1.84	2.07	2.37
Neck, n=149 (8%)	1.44	1.76	2.23
Chest, n=561 (32%)	2.99	4.40	5.82
Abdomen, n=464 (26%)	4.62	6.85	9.84

n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans.
ED, effective dose.

Table 5. Study data, national data and international data

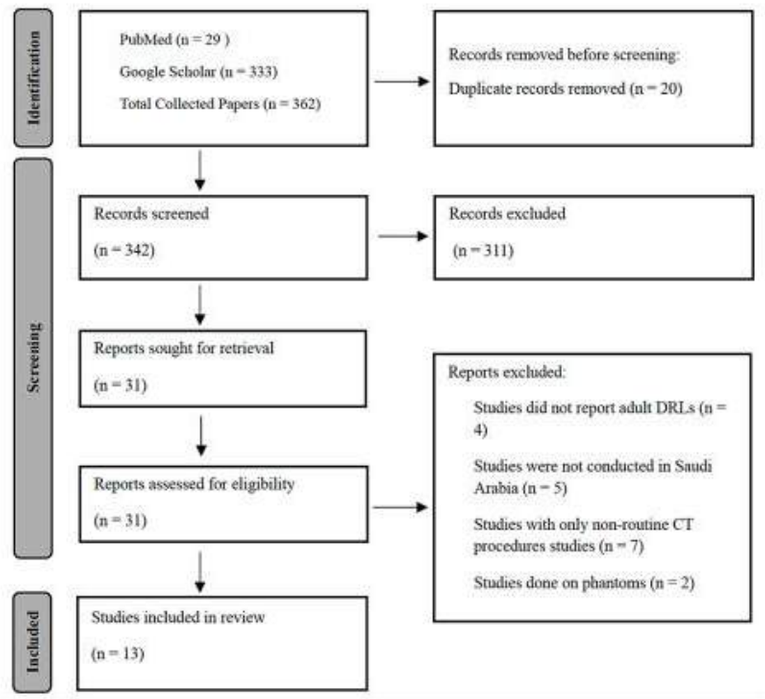
	Study data[a]			National data[a](8)			European data[b] (10, 20)			USA data[a] (11)			Worldwide data[c] (20)
	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	Mean ED mSv
Head	53	988	2.07	66.4	810	1.7	60	1000[d]	1.9	62	1120	3	1.7
Neck	13.1	299	1.76	N/A	N/A	N/A	N/A	500	2.5	22	650	7	3
Chest	8.3	314	4.4	11.6	289	4.1	10	400	6.6	17	610	13	7
Abdomen	8.6	457	6.85	13.3	204	3.1	25	800	11.3	17	860	16	6.8

$CTDI_{vol}$ volumetric computed tomography dose index; DLP, dose length product; ED, effective dose; N/A, not applicable.
[a]Data of study are median values. Data of national and United States of America (USA) are 3rd quartile values.
[b]$CTDI_{vol}$ and DLP values in Dose Data of Med 2 (DDM2) study are the most common values in that report, representing the status of established diagnostic reference levels in Europe. Effective dose of DDM2 was taken given by Vilar Palop et al. (20).
[c]Since data of the study were expressed with median values, these values cannot be compared with mean values of worldwide data.
[d]All p values of the comparisons of the study data with national, European and USA data were $p < 0.001$, except for head DLP value of European data ($p = 0.590$).

DRL merupakan alat untuk optimisasi paparan radiasi pada pasien. Evaluasi ini menilai apakah dosis radiasi pasienpada pemeriksaan rutin terlalu tinggi atau terlalu rendah. Nilai tipikal adalah median dari data dosis radiasi suatu fasilitas Kesehatan. DRL lokal adalah gabungan nilai tipikal dari 10 institusi. DRL local institusi ini sudah dapat dijadikan refrensi terhadap nilai tipikal untuk optimisasi. Sedangkan DRL adalah persentil 75 atau kuartil 3 dari data satu negara. Optimisasi dapat dilakukan dengan membandingkan nilai tipikal terhadap nilai DRL loka, regional, nasional. Perbaikan harus dilakukan jika ditemukan nilai tipikal lebih tinggi dari DRL sesuai prinsip ALARA.

Penelitian ini mengambil data DLP, CTDIvol dan ED. DLP dan CTDIvol diperoleh dari CT Scan dan dibandingkan dengan refrensi. ED menggambarkan dosis ekivalen terhadap organ terpapar yang melibatkan faktor koefisien (E= k x DLP). Penelitian ini menemukan

	bahwa CTDIvol median studi lebih rendah dari kuartil 3 sedangkan DLP dan ED lebih tinggi untuk kepala dan dada. Kemungkinan disebabkan karena panjang scan yang lebih panjang dari opanjang scan DRL referensi. Pada studi ini panjang scan kepala 18,1 cm dan dada 38 cm sedangkan oleh Badawy panjang standard scan kepala 11,4 cm dan dada 34,1 cm. nilai DRL, CTDIvol dan ED studi ini bervariasi dibandingkan dengan DRL dari berbagai negara. Kelemahan studi ini adalah hanya melibatkan parameter 120 kV, pasien dewasa dan persamaan sederhana (ED = k x DLP).
Kesimpulan	Nilai Tipikal Value studi ini telah ditemukan. Secara umum membutuhkan optimisasi pada pemeriksaan kepala dengan cara perbaikan parameter pemeriksaan untuk mereduksi dosis radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Radiation Doses in Routine CT Examinations for Adult Patients in Saudi Arabia: A Systematic Review**
Penulis	**: Khaled Alenazi**
Jurnal	: Careus
Vol (No.) Halaman	: 1381 - 1392
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan dianggap sebagai modalitas penting untuk diagnosa penyakit menggunakan citra cross sectional. Penggunaan CT Scan meningkatkan dosis radiasi populasi. Ditemukan bahwa pasien menerima dosis melebihi kebutuhan dengan kualitas citra yang sama. Sehingga penting untuk fokus pada menciptakan protokol dan panduan untuk meminimalisir dosis radiasi. Pada CT Scan, besaran dosis adalah DLP dan CTDIvol yang merepresenatasikan dosis radiasi pasien. Penelitian ini bertujuan untuk revie sistematis pada publikasi dosis radiasi pasien pada pemeriksaan rutin dibandingkan dengan penemuan DRL serta menganalisa apakah dosis pasien turun atau naik.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan studi literatur pada Google Schoolar dan Pubmed dari tahun 2014 – 2024. Strategi pencarian menggunakan sistem PRISMA. Fokus reviu pada data dosis CT Scan kepala, abdomen, pelvis dan abdomen pelvis. Berikut skemanya : 
Hasil Penelitian dan Diskusi	Sejumlah 21 artikel dinilai eligible dan diidentifikasi melalui revie riset. Kuantitas dosis radiasi dilambangkan DLP dan CTDIvol serta beberapa menggunakan ED. Nilai rerata CTDIvol kepala, chest, abdomen, pelvis, AP, and CAP sekitar 40.67 - 61.80 mGy, 5.80 - 14.90 mGy, 8.60 - 16.15 mGy, 10.80 - 17.35 mGy, 14.10 - 16.84 mGy, dan 12.00 - 22.94 mGy secara berturut – turut. Nilai mean DLP kepala, chest, abdomen, pelvis, AP, and CAP sekitar 757 - 1212 mGy.cm, 243 - 657 mGy.cm, 369.5 - 549 mGy.cm, 379.6 - 593 mGy.cm, 658 - 940.43 mGy.cm, dan 740 - 1493.8 mGy.cm, secara berturut-turut. CTDIvol dan DLP kepala lebih tinggi dibandingkan dengan pemeriksaan lainnya. DLP secara langsung mempengaruhi ED sehingga penting untuk memperhatikan panjang scan. Perlu menghindari scan yang lebih panjang dari yang dibutuhkan agar mengurangi dosis radiasi. Selain itu evaluasi DRL penting dilakukan setiap tahun karena DRL menjadi alat optimisasi.
Kesimpulan	DLP dan CTDIvol menjadi parameter yang paling umum digunakan untuk merepresentasikan dosis radiasi. Perbandingan dosis paling banyak menggunakan rata-rata dan persentil ke 3. Dosis radiasi tertinggi secara umum adalah kepala baik pada DLP mapupun CTDIvol. Salah satu yang mempengaruhi adalah panjang scan, semakin panjang scan semakin besar DLP dan ED.

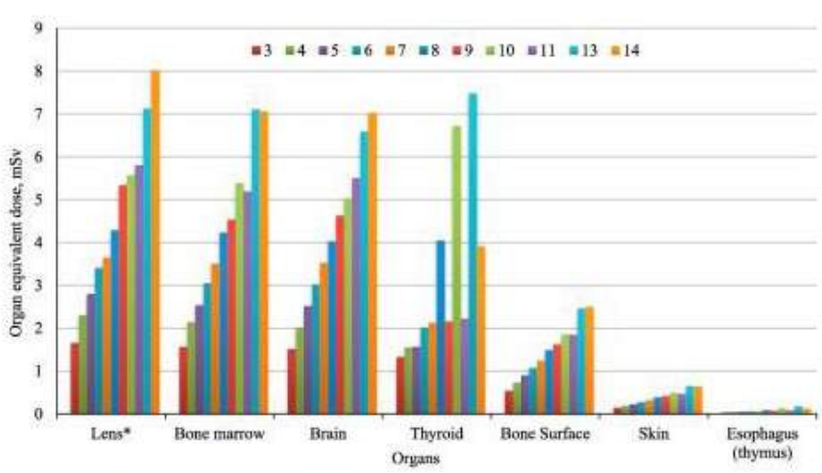
REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation dose evaluation of pediatric patients in CT brain examination: multi-center study**
Penulis	: **Fotso Kamdem Eddy1*, Samba Odette Ngano1,2, Fotue Alain Jervé1 & Abogo Serge3**
Jurnal	: Scientific Reports
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2021
Pendahuluan	DRL pertama kali dikenalkan oleh ICRP sebagai alat optimisasi manajemen dosis radiasi pada prosedur pencitraan. DRL ditetapkan dengan besaran DLP dan CTDIvol. Terdapat penetapan DRL untuk pediatri oleh Lembaga Institute for Radiation Protection and Nuclear Safety (IRSN) and the France Society For Pediatric and prenatal Imaging (SFIPP). DRL pada pediatri ini sebagai upaya melindungi organ seperti mata, tiroid dan gonad. Selain itu sebagai alat optimisasi CT Scan kepala pada pediatri agar mengurangi dosis radiasi pada anak-anak. Anak -anak memiliki risiko radiasi lebih tinggi karena sel-selnya masih sensitive dan berkembang dengan pesat.
Metode Penelitian	Total pasien yang dilibatkan sejumlah 320 pasien CT Kepala mulai Agustus 2019 hingga Maret 2020. Pasien ini dikelompokkan pada usias <1 tahun, 1-4 tahun, 5 -5 9 tahun dan 10 – 14 tahun. Data DLP dan CTDIvol diperoleh dari tiga fasilitas Kesehatan yang berbeda termasuk perbedaan CT Scan dan parameter pencitraan. Analisa statistic menggunakan Software Excel 2016 dengan uji Kolmogorov Smirnov untuk menguji distribusi normal, student's t-test untuk menguji signifikansi perbedaan dan percentile 75 untuk mendapatkan DRL studi yang dibandingkan dengan DRL Perancis.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penelitian seperti yang tampak pada table berikut ini :

Age (Year)	Hospitals	kV mean/median (min–max)	mA mean / median (min–max)	Slice thickness (mm)mean / median (min–max)
<1	Hospital 1	108.94/100 (100–120)	193.45/150 (149–360)	3.67/1.25 (1.25–5)
	Hospital 2	118/120 (100–120)	131.81/122.3 (76–222.8)	1.25/1.25 (1.25–2.5)
	Hospital 3	120/120 (120–120)	150 (150–150)	1.25 (1.25–1.25)
1–4	Hospital 1	108.94/100 (100–120)	217.8/187.85 (150–400)	4.57/5 (1–5)
	Hospital 2	118/120 (100–120)	126.6/129 (75.8–188.3)	1.25/1.25 (1.25–2.5)
	Hospital 3	120/120 (120–120)	–	–
5–9	Hospital 1	108.94/100 (100–120)	270.64/300 (116.1–360)	3.56/5 (1–5)
	Hospital 2	118/120 (100–120)	148.83/138 (84–248)	1.25/1.25 (1.25–2.5)
	Hospital 3	120/120 (120–120)	280 (280–280)	1.25 (1.25–1.25)
10–14	Hospital 1	108.94/100 (100–120)	303.33/300.6 (229.6–360)	2.1/1.25 (1.25–5)
	Hospital 2	118/120 (100–120)	176.81/167.3 (84–398)	1.25/1.25 (1.25–2.5)
	Hospital 3	120/120 (120–120)	–	–

Ages (Year) Hospitals	CTDIvol (mGy) 75th percentile (extreme values)				DLP (mGy.Cm) 75th percentile (extreme values)			
	< 1	1–4	5–9	10–14	< 1	1–4	5–9	10–14
Hospital 1	15.32 (12.1–54.8)	24.22 (8.6–49.4)	39.7 (14.2–54.8)	49.75 (27.8–54.8)	311.52 (194.4–1172.8)	456.9 (183.3–1075.9)	864.72 (136.7–1183.3)	1021.92 (376–1263.2)
Hospital 2	34.3 (14.6–62.5)	37.05 (14.9–43.1)	38.7 (17.7–51.8)	46.52 (19.6–61.9)	829.9 (262.9–1266.2)	906.65 (349.1–1129.5)	984.8 (417.9–1340.1)	990.82 (280.4–1949.8)
Hospital 3	17.1 (17.1–47)	25.5 (17.1–51.5)	38.07 (17.1–53.9)	48.5 (17–67.4)	379.35 (161.5–922.6)	504.75 (181.7–1371)	945.77 (249.6–1319.4)	1155.2 (461.2–1761.6)
DRL	–	20	22	26	–	320	360	470

Secara garis besar, CTDIvol dan DLP dari penelitian lebih tinggi dari DRL Perancis. DLP antar fasilitas bvervariasi karena parameter yang dan alat yang berbeda. CT Pediatri dapat dilakukan dengan kV dan mAs rendah. Selain itu dengan cara meningkatkan kecepatan rotasi gantry dan kolimasi irisan dengan mengubah konfigurasi dapat menurunkan dosis radiasi tanpa menurunkan resolusi dan kualitas citra. Dari studi ini ditemukan pentingnya optimisasi CT Scan. Parameter seperti kV, mAs, waktu rotasi tabung dan tebal irisan berpengaruh terhadap dosis radiasi pasien. Penurunan kV dan mAs dapat menurunkan dosis radiasi. Kekurangan penelitian ini adalah tidak ada informasi paremeter akuisisi CT Scan, Riwayat pemeriksaan CT Scan Pasien dan tidak ada keterangan filtrasi tabung, teknik rekonstruksi dan konfigurasi detektor dari berbagai CT Scan. Penelitian ini tidak mengevaluasi efek modifikasi parameter terhadap kualitas citra.

Kesimpulan	Terdapat dosis radiasi pediatri yang melebihi DRL perancis tahun 2019. Sehingga penting untuk melakukan perubahan protokol yang dapat menurunkan dosis radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Cumulative organ dose and effective dose in adult population underwent repeated or multiple head CT examination**
Penulis	**: Mohd Amirul Azrie Mohd Rosleea, Ibrahim Lutfi Shuaiba, Ahmad Fakharuddin Mohd Napib, Mohd Amir Syahmi Mat Razalia, Noor Diyana Osmana,∗**
Jurnal	: Radiation Physics and Chemistry
Vol (No.) Halaman	: 87 - 92
Tahun	2020
Pendahuluan	Kemajuan teknologi CT Scan menyebabkan peningkatan jumlah CT Scan pada aplikasi klinis. Penggunaan CT Scan secara luas juga meningkatkan pengulangan pemeriksaan CT Scan pada jangka waktu tertentu. Studi populasi menunjukkan ada pengulangan CT Scan yang dialami oleh pasien. Pada CT Scan kepala, dosis radiasi yang diterima oleh mata berpotensi menyebabkan efek deterministik seperti katarak. Sehingga penting untuk fokus pada pencegahan dosis radiasi tinggi dan efeknya pada pasien. Indiktor dosis yang tepat adalah dosis efektif dan dosis organ. Penelitian ini bertujuan untuk mengestimasi dosis organ individu dan dosis efektif pada populasi.
Metode Penelitian	Data yang digunakan adalah pengulangan CT Scan kepala minimal 3 kali atau lebih mulai tahun 2005 sampai 2018. Data ini dari beberapa fasilitas Kesehatan dan alat Ct Scan yang berbeda. Parameter pemeriksaan dan DLP serta CTDIvol dicatat. Dosis ekivalen otak, lensa mata, sumsum tulang belakang dan tiroid diestimasi menggunakan persamaan : Ht = D x Wr (Dosis x Faktor bobot) Dosis efektif kumulatif setiap paparan berulang dihitung dengan persamaan : ED = D x Wt Perhitungan dosis melalui software impact. Koefisien bobot sesuai referensi ICRP 103.
Hasil Penelitian Diskusi	Sebanyak 203 pasien menerima pengulangan CT Scan Kepala 3 kali atau lebih. Data dikategorikan menjadi 11 grup sesuai jumlah pengulangan. Pengulangan paling banyak adalah 3 kali, 4 kali dan 5 kali. Jarak waktu pengulangan paling sering adalah sebelum 1 bulan. Parameter pengulangan pasien adalah sama. Dosis ekivalen secara umum yang paling tinggi adalah mata disusul dengan sumsum tulang belakang, otak, tiroid, tulang dan kulit sebagaimana pada grafik dibawah ini. Dosis semakin meningkat seiring meningkatnya jumlah pengulangan.  **Fig. 1.** Organ dose of the related head organs for each different exposure frequencies. Kebanyakan pasien yang mengalami pengulangan CT Scan Kepala adalah pasien dengan luka trauma dan menindaklanjuti pemeriksaan sebelumnya. Selain itu pada pasien Radioterapi sebagai rangkaian pengobatan sebelum dan sesudah terapi. Pengulangan pemeriksaan CT Scan erat kaitannya dengan dosis efektif dan kumulatif. Hasil perhitungan Software imPACT lebih tinggi daripada perhitungan manual sehingga lebih akurat dan terpercaya dalam estimasi dosis. impact melibatkan faktor koreksi untuk organ spesifik dan modalitas yang banyak. Perhitungan manual tidak melibatkan usia pasien dan CT Scan yang digunakan. Faktor paling mempengaruhi dosis adalah mAs. Lensa mata dapat mengalami katarak jika melebihi dosis ambang (0,5 Gy). Penelitian ini memiliki kekurangan yaitu ukuran pasien tidak optimal untuk estimasi dosis organ dan dosis kumulatif.
Kesimpulan	Dosis efektif dan dosis kumulatif penting untuk ditentukan secara akurat. Semua dosis organ dan dosis efektif kumulatif pengulangan CT Scan 14 kali masih rendah untuk menyebabkan kanker. Batas ICRP adalah 100 mSv dan dosis organ pada penelitian ini masih dibawahnya. Selain itu dosis efektif kumulatif masih pada range 0,1 mSv – 100 mSv

	dan tidak melebihi referensi. Namun dosis lensa mata pada pengulangan 4 kali melebihi dosis ambang ICRP. Penting untuk memilih tipe perhitungan karena masing2 metode menghasilkan nilai berbeda.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: How to estimate effective dose for CT patients**
Penulis	**: Khaled Alenazi**
Jurnal	: Choonsik Lee
Vol (No.) Halaman	: 1825 – 1827
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan memberikan manfaat pada pasien namun juga memberikan potensi efek kesehatan. Secara epidemiologi, terdapat laporan kasus bahwa ada kejadian kanker setelah melakukan CT Scan. Maka penting melakukan perbaikan protokol dan evaluasi dosis radiasi. Terdapat juga beberapa kasus dosis efektif 33.407 pasien dari 2,5 juta pasien melebihi 100 mSv. Dosis efekif merupakan kuantitas ICRP untuk proteksi terhadap efek stokastik seperti kanker. Perhitungan dosis efektif melibatkan bobot organ. Faktor bobot organ diberikan oleh ICRP dan bergantung pada usia serta jenis kelamin.
Metode Penelitian	Penelitian ini merupakan studi literatur.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Dosis efektif CT Scan paling mudah menggunakan DLP yang diperoleh dari komputer konsol dikalikan dengan faktor konversi dosis efektif (k). Faktor konversi ditetapkan oleh ICRP dan telah berganti 2 kali sejak ditetapkan. Faktor konversi bergantung pada jaringan tubuh, fantom pada saat perhitungan dosis dan hasil fantom yang tidak sesuai dengan ukuran pasien dan kemajuan dosis efektif .
Kesimpulan	Penting untuk dilakukan observasi dampak dosis CT Scan secara kumulatif. Selain itu penting untuk memahami perhitungan dan potensi ketidakjelasan yang disebabkan faktor konversi.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation doses and size-specific dose estimate from CT brain examinations according to head sizes in a tertiary hospital in Malaysia**
Penulis	: **Zunaide Kayun a,e, Muhammad Khalis Abdul Karim a,*, Hanif Haspi Harun a, Abdul Halim Shaari a, Rozi Mahmud b, Hamzaini Abdul Hamid c, Akmal Sabarudin d, Ming Tsuey Chew f**
Jurnal	: Radiation Physics and Chemistry
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan menjadi alat diagnosa yang penting sejak dikenalkan pertama kali. CT Scan memiliki banyak sekali manfaat dibandingkan dengan modalitas lain karena lebih cepat dan memiliki resolusi kontras dan spasial yang tinggi. CT Scan juga tidak berbahaya bagi pasien yang didalam tubuhnya terdapat material yang bersifat magnetic. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi paling besar dibandingkan modalitas lainnya. Sehingga perlu optimisasi yang menyeimbangkan reduksi dosis radiasi dan kualitas citra sesuai prinsip ALARA. Dosis radiasi CT Scan dilambangkan dengan CTDIvol dan DLP. CTDIvol adalah dosis radiasi rata-rata pada fantom standard sedangkan DLP adalah total dosis radiasi pasien sepanjang area scan. DLP adalah CTDvol dikalikan panjang scan. Dosis efektif dapayt diestimasi menggunakan DLP, yang menggambarkan risiko rerata efek stokastik pada organ tertentu. Dosis efektif adalah perkalian dosis ekivalen dengan faktor bobot jaringan dan bersatuan mSv. CT DIvol tidak merepresentasikan ukuran tubuh sehingga muncul SSDE atau Size Spesific Dose Estimate. SSDE adalah estimasi dosis sesuai ukuran dan komposisi organ pasien menggunakan pengukuran dimensi linear pada citra pasien. Dimensia ini adalah AP dan LAT. Probablilitas kanker pada prosedur CT Scan memang rendah namun dosis radiasi kumulatif pasien semakin tahun semakin naik karena kebutuhan. Oleh karena itu penting melakukan optimisasi pada protokol CT Scan yang bertujuan mengurangi dosis radiasi tanpa menurunkan kualitas citra. Penelitian ini bertujuan mempelajari dosis radiasi pasien menggunakan SSDE pada 640 Slices CT Scan melibatkan data ukuran kepala pasien.
Metode Penelitian	Total pasien yang dilibatkan sejumlah 146 pasien CT Kepala. Pasien Wanita sebanyak 81 dan Pria 65. Data dikelompokkan berdasarkan ras. Data parameter dan informasi dosis pasien dicatat baik CT Scan Kepala non kontras maupun kontras. Dosis efektif dihitung dengan rumus : ED = DLP x k (2,2 µSv/DLP.cm) sesuai ICRP. Diameter kepala diukur dan dihitung menggunakan : *Deff = √AP × LAT* *SSDE = CTDIvol x f (f adalah konversi diameter)* Untuk menilai dosis ekivalen menggunakan software CT EXPO. Software ini secara otomatis menghitung dosis radiasi sesuai model, pabrikan dan paremeter scan. Risiko kanker CT Scan pada organ adalah : *R = ∑ rTHT (perkalian antara koefisien risiko dan dosis ekivalen organ)* Analisa statistic menggunakan SPSS dengan uji indemependent t-test untuk membandingkan antar grup pria dan Wanita serta dengan dan tanpa kontras. Uji Anova digunakan untuk uji S dan SSDE antar ras.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penelitian seperti yang tampak pada table berikut ini : **Table 1** Summary of scanning acquisition parameter and radiation dose obtained from both protocols, plain CT and CE CT of CT brain examination. Protocol / Parameter: Plain / CE Tube voltage (kVp): 120–140 / 120–140 Reference noise (mAs): 250 / 250 Pitch: 0.9 / 0.9 Slice thickness: 3.0 / 3.0 Scanning mode: Helical / Helical Contrast media: No / Yes Orientation: Craniocaudal / Craniocaudal $CTDI_{vol}$ (mGy): 47.9 ± 7.4 / 111.7 ± 10.5 DLP (mGy.cm): 923.7 ± 131.2 / 2110.3 ± 257.1 Scanning range (mm)[a]: 156.3 ± 24.2 / 156.3 ± 24.2 E (mSv)[a]: 2.02 ± 0.41 / 4.23 ± 0.75 SSDE (mGy)[a]: 47.89 ± 8.11 / 100.16 ± 8.37 [a] (mean ± SD).

Table 2
Comparison of E and SSDE value in both protocols in accord to genders.

Radiation Dose	Protocol	Genders		p-value
		Male	Female	
Effective Dose (mSv)	Plain	2.08 ± 0.47	1.94 ± 0.31	<0.05[a]
	CE	4.53 ± 0.69	4.39 ± 0.84	0.72
SSDE (mGy)	Plain	47.63 ± 8.83	48.24 ± 7.09	0.68
	CE	97.80 ± 8.62	103.14 ± 10.12	0.25

[a] Statistically significant.

Table 3
Cancer risk estimation based on the type of CT brain examinations.

Organ	Cancer risk per 10^6 procedures		P value
	Plain	CE	
Esophagus	1.5	3.0	<0.05
Skin	49.0	73.0	<0.05
Thyroid	19.4	34.9	<0.05

Terdapat perbedaan signifikan antara nilai E dan SSDE. Perbedaan E dan SSDE Pria dan Wanita berbeda signifikan pada CT Scan tanpa kontras namun tidak signifikan dengan kontras. Perbedaan E dan SSDE antar ras tidak berbeda signifikan. DLP dan CTDIvol tidak akurat dalam merepresentasikan dosis radiasi oleh karena itu perlu dilibatkan faktor bobot organ. SSDE menjadi parameter yang lebih akurat sesuai rekomendasi ICRP. SSDE dapat diperoleh melalui dua cara yaitu : berdasarkan radiografi proyeksi scan dan berdasarkan diameter LAT dan AP.
Risiko kanker paling tinggi adalah kulit, tiroid dan esofagus secara berturut -turut. Pada penelitian ini terdapat perbedaan DLP perhitungan dengan DLP konsol karena terpengaruh alat dan protokol (overranging). Overranging biasa ditemui pada pemeriksaan dosis tinggi namun panjang scan pendek seperti : CT kepala pediatri, CT Cardiac, CT Kepala dan Leher.

Kesimpulan	Penelitian ini membuktikan tidak ada perbedaan signifikan nilai E dan SSDE antara jenis kelamin dan ras, kecuali E pada CT Kepala polos.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Benefits of Low-Dose CT Scan of Head for Patients With Intracranial Hemorrhage**
Penulis	**: Dan Wu1 , Gang Wang2, Bingyang Bian1 , Zhuohang Liu1 , and Dan Li**
Jurnal	: Key Issues in Dose Response: Leadership Forum
Vol (No.) Halaman	: 1-8
Tahun	2020
Pendahuluan	Sejak ditemukan, CT Scan berpengaruh besar terhadap riset medis. CT Scan digunakan untuk berbagai macam kasus seperti seizures, sakit kepala kronis termasuk intracerebral hemorrhage (ICH). CT Scan dapat menampilkan Lokasi ICH secara akurat dan jenis pendarahan. Namun CT Scan menyumbang dosis radiasi sebesr 70% meskipun penggunaannya hanya 11% pada prosedur radiologi. Protokol CT Scan dirancang untuk menghasilkan kualitas citra yang baik. Maka penggunaan Low Dose CT Scan yang dapat mengurangi paparan radiasi pasien, sangat penting untuk diagnose ICH. Penelitian ini bertujuan untuk menggambarkan bahwa low dose CT Scan mampu menghasilkan kualitas citra yang baik dan mengurangi paparan radiasi. Selain itu juga menghitung dosis radiasi organ pada pengulangan CT Scan Kepala.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan total 72 Pasien (41 laki-laki dan 31 Perempuan) yang menjalani pemeriksaan CT Scan dari Januari 2017 – Desember 2017. CT Scan yang digunkaan adalah GE ADW4.6 64 Slices. Protokol pemeriksaan menggunakan tegangan 120 kV, 9,6 detik, Slice Thickness 5 mm, waktu rotasi gantry 0,75 detik, kolimasi 64 x 0,625 mm, FoV 250 mm, image matriks 512 512 pixels, pixel spacing of 0.44 0.44 mm2, and arus 250 mAs, Window Width 80 dan Window Level 40. Low Dose dibagi menjadi 3 kelompok, yaitu 100, 150 dan 200 mAs dengan parameter lainnya tetap. Evaluasi kualitas citra menggunakan Signal Intensity (SI) yang diukur pada Hounsfield Unit (HU), ROI dengan diameter 4 – 6 mm^2 sebanyak 8 dengan rincian : basal ganglia (ROI1), frontal white matter (WM; ROI2), frontal cortical layer (ROI3), lateral ventricles (ROI4), internal capsule (ROI5), cortical layer of cerebellum (ROI6), WM of middle cerebellar peduncle (ROI7), and vermis (ROI8). ROI ditempatkan pada parenkim otak normal. Jik ada pendarahan foci, maka lingkaran diletakkan pada sisi contralateral. SNR dicari menggunakan rumus : $$\mathrm{SNR} = \frac{\mathrm{SI_{ROIa}}}{\mathrm{SD_{ROIa}}}.$$ $$\mathrm{CNR} = \frac{\Delta(\mathrm{SI_{ROIa}}, \mathrm{SI_{ROIb}})}{\sqrt[2]{(\mathrm{SD_{ROIa}})^2 + (\mathrm{SD_{ROIb}})^2}}.$$ CNR dihitung di area supratentorial (ST) antara ROI3/ROI2 (ST-CNR C/WM) dan anatara ROI1/ROI2 (ST-CNR NL/WM). Pada area infratentorial (IT), CNR dihitung berdasarkan ROI6/ROI7 (ITCNR C/WM) dan ROI8/ROI7 (IT-CNRV/WM). Evaluasi kualitas citra ICH, CNR dihitung berdasarkan : $$\mathrm{CNR} = \frac{\mathrm{SI_{ROI9}}, \mathrm{SI_{ROI3}}}{\mathrm{SD_{ROI3}}}$$ SIROI9 adalah Nilai mean HU ROI pada citra ICH, SIROI3 adalah mean ROI pada lapisan cortial depan. SDROI3 adalah Standard Deviasion ROI3. Evaluasi Kualitas Citra oleh Dokter, dilakukan oleh dokter yang berpengalaman > 10 tahun dengan tidak mengetahui data pasien. Dokter mengevaluasi noise citra, artefak dan lesi dan struktur anatomi berdasarkan European Guidelines on Quality Criteria for CT. Skor akhir citra adalah rerata dari 3 parameter. Citra yang memiliki skor diatas 3 dianggap sebagai citra yang berkualifikasi (baik). Berikut adalah table penilaian parameter kualitas citra : *Wu et al* 3 **Table 1.** Grating Scale of Subjective Images Quality. Image Quality Grade Scale / Noise / Artifacts / Anatomical Details and Lesions 5 / No noise / No or minimal artifacts / Clearly 4 / Less than average noise / Less artifacts / Clearly 3 / Average image noise / Noise and artifacts were obvious but acceptable / Better anatomical detail, lesions appeared well 2 / Above average noise / Considerable artifacts make diagnosis difficult / Structures cannot be visualized; lesions shown were blurred 1 / Unacceptable image noise / Not applicable / Unable to identify anatomical detail and lesion

	Dosis radiasi organ/ jaringan spesifik dianalisa menggunakan Radimetrics Enterprise Platform (Radimetrics; Bayer Healthcare, Whippany, New Jersey). Platform tersebut dapat memanajemen dosis radiasi dan Analisa dosis kontras serta akses cepat pada riwayat dosis radiasi. Organ yang diteliti pada studi ini adalah 10 organ yaitu otak, lensa mata, esofagus, otot, sumsum merah, kelenjar ludah, skeleton, kulit, timus dan tiroid. Analisa statistik menggunakan SPSS 22. Variable kontinyu dengan uji t tidak berpasangan dan variable kategori dianalisa menggunakan tes Mann-Whitney U. Turkey Kramer post hoc digunakan untuk Analisa perbandingan antar kelompok. ANOVa digunakan untuk membandingkan lebih dari 2 kelompok.
Hasil Penelitian Diskusi	Kualitas CT Scan kepala sebelum penelitian dinilai. Sebelumnya arus yang dipakai adalah 250 mA. Skor dari radiolog adalah 5 dengan rerata 4,68. Evaluasi citra menunjukkan nilai SNR terbaik pada ROI3 9,76 dan ROI7 9,62. SNR pada area pendarahan menunjukkan nilai 21,90. One Way Anova mengindikasikan perbedaan signifikan dan uji Tukey Kramer pos hoc menyatakan SNR pada hemorage lebih tinggi dari kelompok lain. CNR pada otak normal lebih rendah dari ICH. Perbedaan CNR juga signifikan dan CNR pada hemorage lebih tinggi. Hasil menunjukkan bahwa parameter ini masih overqualified dan dosis radiasi masih bisa diturunkan. Kualitas citra pada Low Dose CT Scan menunjukkan bahwa pada semua kelompok mAs 200, 150 dan 100, nilainya >3. Nilainya semakin turun dengan turunnya mAs. Perbedaan SNR antar kelompok berbeda signifikan. Berdasarkan Tukey-Kramer pos hoc, nilai SNR kelompok konvensional lebih tinggi dari Low Dose. CNR juga menurun dengan penurunan mAs. Data ini membuktikan semakin turun mAs semakin turun kualitas citra. Area predilection ICH adalah area yang lebih terang dari area sekitar. SNR are predilection diketahui lebih tinggi dari area lain. CNR pada area predilection juga lebih tinggi dari area lainnya. Selanjutnya evaluasi dosis radiasi organ menunjukkan adanya pengurangan dosis radiasi dengan penurunan mAs. Pada 100 mA terjadi perbedaan signifikan dosis radiasi organ dari protokol konvensional berdasarkan uji One Way Anova dan Tukey Kramer. Tujuan utama perkembangan CT Scan adalah mengurangi dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra. CT Scan biasa digunakan untuk penyakit kepala seperti vertigo, fraktur skull, cerebral infark untuk membedakan abnormal. SNR dan CNR masih dapat diterima untuk mayoritas area otak. SNR dan CNR pada area predilection lebih tinggi dari area otak lain. Low Dose CT Scan diujikan pada pemeriksaan CT Scan kepala terutama pada ICH. Protokol ini dilakukan dengan menonaktifkan rekonstruksi iterative dan hanya mengatur produk arus dan waktu. Penurunan 250 mAs ke 100 mAs, SNR dan CNR ICH lebih tinggi daripada area otak normal pada CT Scan Konvensional. Manfaat Low Dose CT Scan pada pasien dengan ICH adalah penurunan dosis radiasi otak, lensa mata dan kelenjar ludah. Kualitas citra pada area hemorraghic lebih tinggi daripada area otak. CT Scan pada pasien ICH sebagai pencitraan awal bertujuan untuk mengetahui pendarahan dan kemudian untuk mengetahui kerusakan potensial pada area lain. CT Scan konvensional dibutuhkan untuk mendeteksi kerusakan potensial tersebut. Namun untuk Follow up CT Scan, dapat menerapkan Low Dose. Kecuali jika ada gejala baru, maka dipertimbangkan protokol lain. Penurunan mAs dapat mengurangi dosis radiasi dan mencegah potensi kanker terutama bagi pasien muda.
Kesimpulan	Metode kuantitatif untuk mengestimasi manfaat CT Scan follow up pasien dengan ICH. Kualitas citra telah dievaluasi pada mAs berbeda. Penilaian dilakukan oleh dokter radiologi.
Critical Opinion	Penelitian ini terfokus pada satu indikasi klinis yaitu ICH, sehingga memudahkan pemahaman berdasarkan studi kasus. Metode perhitungan kualitas citra dan rumusnya telah dijelaskan secara rinci. Namun parameter uji yang dibahas tidak rinci sesuai kelompok uji (100, 150, 200 mAs), melainkan hanya membahas hasil uji 100 mAs.
Gap Of Knowledge	1. Belum ada rincian hasil uji pada kondisi kelompok (100, 150, 200 mAs). 2. Belum ada perbandingan citra tetapi hanya perbandingan data saja.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Evaluation of arising exposure of ionizing radiation from computed tomography and the associated health concerns**
Penulis	: **Elfatih Abuelhia and Ali Alghamdi**
Jurnal	: JOURNAL OF RADIATION RESEARCH AND APPLIED SCIENCES
Vol (No.) Halaman	: 13, 295-300
Tahun	2020
Pendahuluan	Kemampuan CT Scan untuk diagnosa penyakit pasien, mampu berkonstribusi meningkatkan harapan hidup pasien. Namun peningkatan penggunaan CT Scan sebagai radiasi pengion dapat meningkatkan dosis radiasi yang menyebabkan potensi kanker. Pengetahuan tentangradiasi hamburan level rendah penting untuk mencegah efek Kesehatan baik deterministik maupun stokastik. Perkembangan teknologi CT Scan bertujuan untuk mengurangi dosis radiasi dan meningkatkan proteksi pasien. Paparan terlalu tinggi dapat meningkatkan risiko efek stokastik dan determinisitik. Penelitian ini bertujuan untuk investigasi paparan radiasi CT Scan dan hubungannya dengan dosis radiasi serta memastikan aplikasi batas dosis radiasi dan proteksi radiasi pasien.
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan pada 4 Fasilitas anonim. Parameter yang digunakan adalah abdomen, dada dan pelvis. Pengukuran dosis radiasi dengan rate meter dosis, lebih baik daripada TLD. Paparan ruangan diukur dengan Fule 451B dan AT1103M dan polimaster 1140M. Dosis radiasi dilambangkan dengan nilai CTDIvol, DLP dan ED. Dimana : CTDIvol = CTDIw/Pitch DLP = CTDIvol x L ED = DLP x k
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penelitian seperti pada tabel berikut :

Table 2. Radiations doses at the control area and wall of the CT scan.

	Average measured radiations dose during radiological investigations in different hospitals					
	Control area CT-room			Wall outside CT room		
Hospitals names	Head (μSv/h)	Chest (μSv/h)	Abdomen Pelvis	Head (μSv/h)	Chest (μSv/h)	Abdomen Pelvis
K (AS-64 Slices)	1.31 ± 0.5	8.15 ± 0.7	10.1 ± 1.2	0.27 ± 0.01	0.41 ± 0.01	0.62 ± 0.02
C (GE –64 Slices)	4.63 ± 0.3	2.97 ± 0.5	5.8 ± 1.2	0.24 ± 0.01	0.13 ± 0.02	0.45 ± 0.03
Q (AS-64 Slices)	0.99 ± 0.2	2.08 ± 0.1	1.55 ± 0.1	0.11 ± 0.01	0.31 ± 0.01	0.18 ± 0.02
Q (Philips ICT-128 Slices)	1.95 ± 0.3	4.23 ± 0.5	5.85 ± 0.7	0.21 ± 0.01	0.26 ± 0.01	0.47 ± 0.01
D (Neusoft – 16 slices)	5.5 ± 1.3	4.19 ± 0.3	6.15 ± 0.4	0.25 ± 0.01	0.14 ± 0.01	0.45 ± 0.02

Table 3. Comparison of patient's effective dose in all hospitals.

Hospitals anonymous names	Parameters		Time (s)	mAs[a]	No. of slices	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy cm)	Patient effective dose in mSv
K (AS-64 slices)	Control area Control area	Head	8.14	364	48	59.5	947.2	1.99
		Chest	9.10	193	139	8.5	436.7	6.11
		Abdomen pelvis	5.71	206	168	12.1	550.3	8.25
C (GE-64 slices)		Head	7.25	330	175	55.15	1285	2.70
		Chest	2.87	650	220	8.91	505	7.07
		Abdomen pelvis	3.43	680	236	13.78	1630	24.45
Q (AS-64 slices)		Head	8.01	363	45	57	919.5	1.93
		Chest	9.22	186	139	8.46	432.7	6.06
		Abdomen pelvis	5.31	206	168	12.1	524.6	7.87
Q (ICT-128 slices)		Head	7.73	274	85	62.6	1357	2.85
		Chest	8.00	298	252	8.8	487.1	6.82
		Abdomen pelvis	5.16	486	512	13.79	1415.8	21.24
D (Nesoft-16 slices)		Head	12.3	329	53	74.84	490.6	1.03
		Chest	8.32	274	102	8.98	508.4	7.12
		Abdomen pelvis	8.7	288	40	19.95	481.4	7.22

[a]All measurements performed with the same 120 kV value.

Berdasarkan table diatas diketahui Rumah Sakit Q memiliki paparan radiasi terendah karena kendali mutu yang diaplikasikan dengan baik. Dosis radiasi pasien di Rumah Sakit Q juga tercatat sebagai dosis radiasi terendah sedangkan Rumah Sakit C memiliki dosis radiasi tertinggi. Pasien yang menjalani pemeriksaan Abdomen mendapat dosis radiasi tertinggi untuk semua Rumah Sakit sedangkan dosis radiasi terendah tercatat pada CT Scan Kepala. Dosis pekerja studi ini lebih tinggi daripada studi lain. Kekurangan studi ini adalah jumlah sampel dan jenis pemeriksaan yang terbatas. Dosis pekerja diperoleh dari detektor radiasi bacaan langsung. Ke depan akan digunakan TLD yang dipakai pekerja. Berikut adalah hasil dosis efektif petugas :

Table 4. Range of annual occupational doses reported by researchers a study for comparison.

Annual occupational effective dose (in mSv)	Study
0.64–8.2	This work
1.17–1.92	(Valuckas et al., 2007)
0.07–3.70	(Al-abdulsalam, 2013)
1.0–2.2	(Wu et al., 2005)
0.05–0.47	(Nassef & Kinsara, 2017)
1.19–2.52	(Korir et al., 2011)
1.22–1.71	(Jabeen et al., 2010)
0.1–3.60	(Sajjad et al., 2012)

Operator CT menerima dosis efektif tahunan (mean ±SD) mulai dari 2.83 ± 0.4 mSv/y - 12 ± 2.4 mSv/y. Publik menerima dosis efektif tahunan sebesar 0.40 ± 0.04 mSv/y - 0.87 ± 0.04 mSv/y. Patien menerima dosis efektif minimal sebesar 1.03 mSv and maksimal 24.45 mSv. Untuk mencegah paparan radiasi berlebih, dibutuhkan pelatihan pada staf,

	pelaksnaaan kendali mutu dan riviu protokol baru.
Kesimpulan	Dosis radiasi pekerja dan public masih dibawah referensi ICRP.
Critical Opinion	Penelitian ini sudah mengevaluasi dosis radiasi dari sudut pasien dan pekerja. Dengan begitu, informasi yang diperoleh menjadi lengkap. Namun tidak dijelaskan parameter rinci CT Scan masing-masing alat yang digunakan dalam penelitian. Padahal studi ini termasuk multicenter yang memiliki modalitas dan protokol berbeda sehingga dosis radiasinya berbeda. Faktor konversi juga harusnya dicantumkan sebagai dasar perhitungan dosis efektif. Selain itu pada jurnal ini tidak dijelaskan rincian metode pengukuran paparan radiasi ruangan.
Gap of Knowledge	1. Parameter rinci CT Scan yang digunakan dalam penelitian tidak dicantumkan sehingga tidak bisa membandingkan antar dosis radiasi secara tepat. Sehingga penting untuk mengetahui parameter masing-masing CT Scan untuk mengetahui pengaruh masing-masing elemen parameter terhadap hasil penelitian. 2. Faktor konversi dosis efektif memiliki beberapa nilai, selanjutnya penting untuk ditentukan faktor konversi dari beberapa sumber sehingga mengetahui yang paling tepat. 3. Metode pengukuran paparan radiasi perlu ditegaskan sehingga setiap modalitas diukur dengan cara dan perlakukan yang sama.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Comparison of low dose and standard dose abdominal CT scan in body stuffers**
Penulis	**: Hooman Bahrami-Motlagh, Zahra Mahboubi-Fooladi, Babak Salevatipour, Hossein Hassanian-Moghaddam & Seyyed Hadi Mirhashemi**
Jurnal	: Clinical Toxicology
Vol (No.) Halaman	: 348–354
Tahun	2018
Pendahuluan	Paket tubuh adalah membawa paket dengan cara menelan atau memasukkan pada rectum dan vagina. Biasanya digunakan untuk membawa obat-obatan terlarang. Pencitraan diagnostic berfungsi untuk mendeteksi paket tubuh. CT Scan merupakan modalitas yang paling sesuai untuk mendeteksi dan mengestimasi ukuran paket. Namun CT Scan juga memberikan dosis radiasi yang besar kepada pelaku pembawa paket. Oleh sebab itu penting untuk menrapkan CT Scan Low Dose untuk mereduksi dosis radiasi. Penelitian ini bertujuan evaluasi performa diagnostic pada protokol Low Dose untuk deteksi paket dalam tubuh manusia dibandingkan dengan protokol standard.
Metode Penelitian	Dosis radiasi pasien ditentukan dengan DLP yang tertera pada CT Scan. CT Scan yang digunakan adalah Toshiba 16 Slices dengan parameter tetap yaitu Pitch Factor: 1.4, rotation time: 0.75, 5 mm and 2.5 mm section thickness dan interval. Protokol standard menggunakan 120 kV dan mAs otomatis sedangkan Los Dose menggunakan 80 kV dan 50 mAs. Hasil citra disimpan dan diproses menggunakan PACS. Hasil citra dianalisa oleh dokter radiologi berpengalaman dengan cara 1. Kualitatif : 1 tidak diterima, 2 diterima, 3 baik, 4 baik sekali 2. Kuantitatif : Perhitungan mean Noise, ROI pada midline, flank and mid-axillary line, dan Standard deviasi densitas udara. Analisa statistic menggunakan SPSS 19 dengan uji McNemar.
Hasil Penelitian Diskusi	Studi ini melibatkan 40 orang pembawa paket. Namun ada 22 orang yang terbukti ada paket dalam tubuhnya. Pada pasien, paket ini terletak di organ-organ yang berbeda. Berikut adalah hasil perbandingannya :

Table 2. Clinical manifestation and severe outcome in each CT group.

	Total	Standard dose CT		Low dose CT	
	$n = 40$	$+n = 22$	$-n = 18$	$+n = 19$	$-n = 21$
Systolic blood pressure[a] (mmHg)		120 [110,140]	120 [110,130]	120 [110,140]	120 [110,130]
Diastolic blood pressure[a] (mmHg)		70 [62,80]	80 [70,80]	70 [60,85]	80 [70,80]
Pulse rate[a] (beat/min)		94 [82,106]	103 [84,115]	93 [82,106]	101 [82,113]
Respiratory rate[a] (per/min)		16 [14,18]	18 [16,19]	17 [14,18]	18 [16,19]
Axillary temperature[a] (°C)		37 [36.8,37]	37 [37,37]	37 [36.9,37.3]	37 [36.8,37]
AVPU scale *n* (%)					
Alert	22 (55)	12 (30)	10 (25)	10 (25)	12 (30)
Verbal	9 (22.5)	7 (17.5)	2 (5)	7 (17.5)	2 (5)
Pain	6 (15)	2 (5)	4 (10)	2 (5)	4 (10)
Unresponsive	3 (7.5)	1 (2.5)	2 (5)	0	3 (7.5)
Clinical manifestation *n* (%)	33 (82.5)	20 (50)	13 (32.5)	17 (42.5)	16 (40)
Nausea/vomiting	9 (22.5)	7 (17.5)	2 (5)	6 (15)	3 (7.5)
Agitation	7 (17.5)	2 (5)	6 (15)	1 (2.5)	7 (17.5)
Abdominal Pain	5 (12.5)	5 (12.5)	0	5 (12.5)	0
Sweating	3 (7.5)	2 (5)	1 (2.5)	2 (5)	1 (2.5)
Fatigue	3 (7.5)	2 (5)	1 (2.5)	2 (5)	1 (2.5)
Vertigo	3 (7.5)	1 (2.5)	2 (5)	1 (2.5)	2 (5)
Retrosternal burning	3 (7.5)	2 (5)	1 (2.5)	1 (2.5)	2 (5)
Dyspnea	2 (5)	1 (2.5)	1 (2.5)	1 (2.5)	1 (2.5)
Paresthesia	2 (5)	0	2 (5)	0	2 (5)
Flushing	2 (5)	2 (5)	0	2 (5)	0
Hallucination	2 (5)	1 (2.5)	1 (2.5)	0	2 (5)
Dizziness	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0	1 (2.5)
Bradypnea	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Seizure	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Staring	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Myalgia	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Shivering	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0	1 (2.5)
Tremor	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Headache	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0
Severe outcome *n* (%)	4 (10)	2 (5)	2 (5)	1 (2.5)	3 (7.5)
Intubation	3 (7.5)	1 (2.5)	2 (5)	0	3 (7.5)
Death	2 (5)	1 (2.5)	1 (2.5)	0	2 (5)
Seizure	1 (2.5)	1 (2.5)	0	1 (2.5)	0

[a]Median [Interquartile range].

Table 3. $CTDI_{vol}$, DLP, Effective dose and mean noise in two different protocols.

Protocol	$CTDI_{vol}$	DLP	ED	Mean noise
Standard dose	16.20 ± 1.57	604.11 ± 42.87	9.06 ± 0.64	8.01 ± 0.29
Low dose	1.53 ± 0.13	62.50 ± 3.57	0.93 ± 0.05	55.32 ± 2.81
p Value	<.001	<.001	<.001	<.001

Values are as Mean ± standard error.
$CTDI_{vol}$: Volume of CT dose index; DLP: Dose-Length-Product; ED: Effective dose.

Table 4. Visual grading score (rater 1 and rater 2) by using a four-step scale (1 = not-acceptable, 2 = acceptable, 3 = good and 4 = excellent.

Protocol and reader	Not acceptable	Acceptable	Good	Excellent
Standard dose reader 1	0	5	17	18
Standard dose reader 2	0	5	18	17
Low dose reader 1	1	28	11	0
Low dose reader 2	1	39	0	0

	Dibandingkan dengan protokol standard, Low Dose memiliki sensitifitas 86% dan deteksi 100%. Berdasarkan uji McNemar, perbedaan standard dan Los Dose tidak signifikan. Low Dose mendeteksi lebih sedikit gambaran paket dibandingkan dengan standard protokol. Namun Los Dose mampu mengurangi dosis radiasi sebanyak 9,7 kali atau dosi efektif sejumlah 0,04 – 1,1 mSv. Secara umum kualitas visual lebih bagus pada protokol standard. Low dose menyebabkan kenaikan noise yang ditandai dengan tampilan lebih berbintik pada citra.
Kesimpulan	Protokol Low Dose memiliki sensitifitas mendekati standard. Pemilihan protokol harus mempertimbangkan gejala klinis. Low dose dapat menggantikan protokol standard pada pasien besar dan pemeriksaan lanjutan karena mampu mereduksi dosis radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimizing Radiation Dose Using Ctdi Value Analysis and Image Quality in the Thorax Low Dose CT Scan (LDCT) Technique with Reduced Dose Variations Using Idose Software**
Penulis	**: Nova Adeline1 ✉ M. Choiroel Anwar2, Yeti Kartikasari3 and Laila Rose Foresta4**
Jurnal	: **Journal of Medical and Health Studies**
Vol (No.) Halaman	: 1-8
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan adalah alat pencitraan yang menggunakan radiasi pengion. CT Scan mampu menghasilkan citra yang berkualitas tinggi untuk mendeteksi abnormal patologis di awal. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi yang lebih tinggi. Faktor paparan tinggi dengan tegangan 120 kV dan arus 200 mAs menyebabkan dosis radiasi tinggi. Tegangan mempengaruhi daya penetrasi sinar x sedangkan arus mempengaruhi jumlah intensitas radiasi yang diterima pasien. Radiasi tinggi berpotensi menyebabkan efek Stokastik dan Deterministik. Sesai rekomendasim ICRP untuk menrapkan prinsip ALARA, maka diperlukan optimisasi CT Scan untuk mengurangi dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra. Sesuai penetapan IDRL oleh Bapeten bahwa batas dosis radiasi dada adalah 11mGy. Sedangkan menurut ACR merekomendasikan penerapan LDCT atau Low Dose CT dengan batas dosis dada 3 mGy pada pasien berat 72,5 Kg dan 170 cm. menurunkan parameter CT Scan dapat mengurangi dosis radiasi namun juga mengurangi kualitas citra. Studi ini bertujuan untuk evaluasi efektifitas iDose pada CT Scan Philips untuk menghasilkan optimisasi CT Scan Low Dose pemeriksaan dada. Dada atau Thorax adalah bagian tubuh manusia yang terletak di antara leher dan abdomen. Pemeriksaan CT dada diawali dengan posisi pasien spine dengan tangan diatas kepala. Pencitraan coronal dari AP dan axial dari apex paru hingga diafragma. Low Dose CT Scan adalah mengubah parameter kV dan mA untuk reduksi dosis radiasi.Low Dose digunakan untuk pemeriksaan CT Non Kontras dan teknik kV < 100 mAs. Biasanya digunakan untuk pasiena anak, skrining pasien dan pemeriksaan lanjutan/ follow up. Cara mereduksi dosis yaitu : mengatur mAs sesuai ukuran tubuh, menghindari high kV > 120, menaikkan Pitch, membatasi irisan tipis, mencegah pengulangan foto dan menggunakan rekonstruksi citra. High Resolution Ct Scan pada Dada menghasilkan resolusi anatomi dan spasial yang tinggi. Prosedur ini biasa digunakan pada parenkim paru dan menggunakan tebal <1,5 mm dan 3 teknik akuisisi (inspirasi, ekspirasi, prone). Kualitas citra CT Scan merupakan parameter yang menentukan baik tidaknya suatu citra CT Scan. Parameter ini adalah resolusi spasial, resolusi kontras, noise dan artefak. Iterative Reconstruksi bertujuan untuk mengurangi noise citra atau artefak menggunakan parameter yang sama. Tujuannya untuk mengurangi dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra. Noise adalah nilai piksel yang tidak diinginkan sebagai tanda tidak homogen yang tampilannya seperti butir-butir tidak jelas. Noise biasa muncul pada are yang kurang terpapar radiasi. Noise dilambangkan dengan nilai Standard Deviasi pada ROI yang diukur pada fantom. Semakin kecil SD semakin sedikit noise dan semakin baik resolusi kontrasnya. Jumlah foton sinar x per piksel disebut SNR. SNR dihitung dengan membandingkan level sinyal foton dengan level noise latar. Semakin tinggi rasio, semakin sedikit noise. SNR dipengaruhi oleh mAs, Slice Thickness, algoritma rekonstruksi, matriks noise, magnitude dan tekstur. NPS adalah noise power spectrum yang lebih baik mendeskripsikan noise daripada hanya standard deviasi. NPS menggambarkan frekuensi ketergantungan noise. Dosis radiasi dapat dihitung dengan CTDI, yaitu metode perhitungan dosis pasien dalam satu kali scan. Sedangkan DLP adalah CTDIvol untuk sepanjang scan. Fantom air digunakan untuk kendali mutu keseragaman noise dan mean CT Number. Penelitian ini bertujuan untuk melihat efek iDose dengan variasi tegangan tabung dan arus serta efeknya pada reduksi dosis radiasi.
Metode Penelitian	Sampel yang digunkaan adalah fantom dan pasien CT Thorax menggunakan variasi tegangan dan iDose. Protokol terbaik dari pengujian fantom diujikan pada 10 pasien. CT Scan yang dipakai adalah Philips Ingenuity 128 Slices dengan tegangan 80, 100, 120, 140 kV, arus : 20 - 665 mA. Fantom bawaand ari alat dan Software IndoQCT untuk Analisa SNR, NPS, Noise. Hasil citra pasien dinilai oleh dokter radiologi.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasil pengukuran pada fantom :

Table 1 CTDIvol and DLP measurement results

IR	tube voltage (kV)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
iDose 3	80	4	85.4
	100	8,6	184
	120	13.2	282
iDose 4	80	4	85.3
	100	8,7	186
	120	13.1	280
iDose 5	80	4	85.3
	100	8,7	186
	120	13.2	283

Berdasarkan hasil diatas terbukti menurunkan tegangan dengan modulasi mAs dapat menurunkan dosis. Penurunan 20 kV dapat menurunkan CTDI sebesar 4,5. Noise yang diukur dengan IndoQCT menunjukkan semakin naik jika tegangan turun. Nilai SNR juga semakin turun dengan penurunan tegangan. Semakin tinggi SNR semakin baikmkualitas citra, artinya penurunan tegangan menurunkan kualitas citra (SNR). NPS nilainya semakin rendah seiring penurunan tegangan. Artinya pada tegangan tinggi, noise diproses secara tidak optimal sehingga tidak muncul.

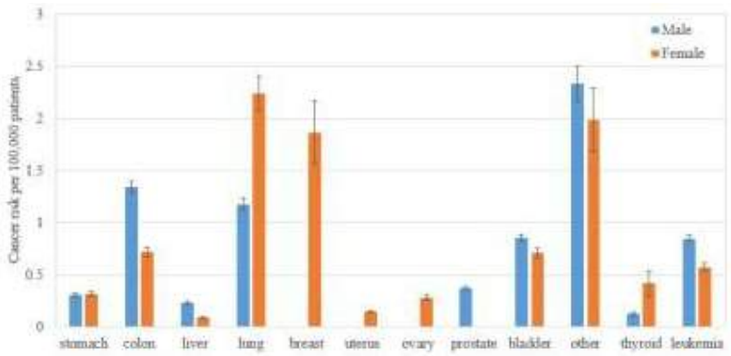
Penilaian citra dilakukan oleh dokter radiologi dengan kategori : 1 = sangat tidak jelas, 2 = kurang jelas, 3 = jelas, 4 = sangat jelas. Asesmen statistic menggunakan SPP 26 uji Cohens Kappa untuk mengetahui korelasi persetujuan antara 2 responden. Hasilnya menunjukkan korelasi yang kuat/bagus.

Hasil nilai dosis radiasi menunjukkan semakin tinggi tegangan semakin besar dosis radiasi. Dosis radiasi tertinggi tercatat pada tegngan 120 kV dan mode iDose 3 dan iDose 4. Dosis radiasi dipengaruhi energi elektron saat menumbuk anoda. Elektron pada anoda mempengaruhi energi saat menembus organ. Dosis radiasi berbanding lurus dengan kuadrat kVp sehingga jelas semakin besar kV semakin besar dosis radiasinya. Noise pada CT Scan berkaitan dengan jumlah foton yang berkonstribusi pada area citra radiografik. Sehingga dapat mempengaruhi kualitas citra. Menaikkan tegangan tinggi dan slice thickness dapat meningkatkan jumlah foton yang dihasilkan tabung sehingga akan mengurangi noise. Penggunaan iDose dan tegangan tinggi menghasilkan citra yang paling baik. Peningkatan tegangan kV dapat meningkatkan SNR sehingga meningkatkan kualitas citra. Sebaliknya, jika tegangan diturunkan maska SNR akan turun sehingga kualitas citra juga menurun karena noise meningkat. Semakin tegangan naik maka level noise semakin rendah atau dilambangkan dengan nilai NPS yang semakin rendah. Sebaliknya, semakin rendah tegangan maka semakin tinggi level noise atau NPS semakin tinggi.

Penelitian ini menunjukkan protokol optimisasi yang dapat diaplikasikan adalah CT Scan dada dengan tegangan 80 kV dan iDose 5.

Kesimpulan	Variasi tegangan dan iDose dapat mempengaruhi kulitas citra. Semakin tinggi tegangan semakin tinggi dosis radiasi dan kualitas citra. Semakin tinggi level iDose maka semakin tinggi pula kualitas citra dibuktikan dengan penurunan nilai Noise dan NPS serta meningkatnya nilai SNR. Dosis radiasi terendah pada tegangan 80 kV dan iDose 3, iDose 4, iDose 5. Sedangkan tertinggi pada tegangan 120 kV pada iDose 3 dan iDose 4. Protokol optimisasi yang diperoleh adalah pada tegngan 80 kV dan iDose 5.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Evaluation of Cancer Risk Induced by Radiation Exposure from Normal Head CT Scans**
Penulis	: **Golshan Mahmoudi 1, Ali Bahrami 1, Nima Rostampour 2, Reza Maskani 1, Farzaneh Joukar 3, Ali Hosseinzadeh 4***
Jurnal	: Frontiers in Biomedical Technologies
Vol (No.) Halaman	: 13, 295-300
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas pencitraan cepat dan paling mudah diakses yang berperan sangat penting pada diagnose, terutama pada pasien trauma. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi lebih tinggi daripada radiografi umum. Satu pemeriksaan abdomen sama dengan 1- 250 radiografi dada. Salah satu efek jangka panjang radiasi pengion adalah induksi kanker. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi frekuensi CT Scan kepala normal dan estimasi indikasi kanker terkait dosis radiasi yang dihasilkan.
Metode Penelitian	Penelitian melibatkan 400 pasien yang menjalani CT Scan dari November – Desember 2021. Data diambil dari PACS diantaranya usia, jenis kelamin, teknis dan dosis CT Scan. Setiap pencitraan diberi kuisioner yaitu : 0 = tidak ada trauma atau patologis (Normal Scan), 1 = terdapat potensial ketidaknormalan dan 2 = terdapat trauma atau patologis (Abnormal Scan) . CT Scan yang digunakan adalah CT Siemens Somatom Emotion 6 Slice. Protokol CT Kepala yaitu 130 kV, 150 mAs, 6 mm slice thickness untuk dewasa, dan 120 kV, 50 mAs, and 6 mm slice thickness for anak-anak. Dosis efektif merupakan parameter yang paling umum menggambarkan efek stokastik pada pencitraan medis. Rumusnya adalah ED = DLP x k Dimana DLP diperoleh dari CT Scan dan k adalah faktor konversi. Faktor konversi yang digunakan adalah 0.0035, 0.0027, dan 0.0019 untuk usia 1-5, 5-10, >10 tahun. Probabilitas induksi kanker organ spesifik dan seluruh tubuh karena radiasi pada suatu populasi disebut risiko dilambangkan dengan LAR atau Lifetime Attributable Risk. Risiko dihitung dengan rumus : Risk = LAR x ED/100 Artinya LAR mengindikasikan kanker per 100.000 orang yang terpapar dosis Tunggal sebesar 100 mSv. Analisa statistik dilakukan dengan perangkat lunak IBM SPSS versi 21 dengan uji Independent t-test, Chi-square test, one-way ANOVA, and Mann-Whitney U test.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Total 400 pasien dengan pasien Pria 248 dan Wanita 152 orang. Hasil CT Scan 270 orang normal, 13 orang potensi dan 117 orang abnormal. Berikut table demografinya : **Table 1.** Demographic data and CT scans reports data **Variable** — **Mean ± SD[a] / No.(%)[b]** **Gender** Male — 248 (62%) Female — 152 (38%) **Age** — 49.05 ± 22.60 Male — 45.38 ± 22.62 Female — 55.44 ± 21.53 Normal CT — 41.86 ± 20.27 Abnormal CT — 63.03 ± 20.27 Potentially abnormal CT — 76.54 ± 9.89 **CT scan** Normal — 270 (67.5%) Abnormal — 117 (29.3%) Potentially abnormal — 13 (3.3%) **Normal CT scan** Male — 167 (61.9%) Female — 103 (38.1%) **Abnormal CT scan** Male — 77 (65.81%) Female — 40 (34.19%) **Potentially abnormal CT scan** Male — 4 (30.8%) Female — 9 (69.2%) a: Average ± SD for continuous variables. b: No.(%) for categorical variables Jumlah CT Scan Pria lebih banyak daripada Wanita secara signifikan. Dosis populasi Pria 463.42±51.83 sedangkan Wanita 444.51±45.44. Dosis efektif Pria 0.88±0.09 , Wanita 0.84±0.08 dan Dosis efektif rerata adalah 1.72±0.09. Dosis antar jenis kelamin dan hasil CT Scan tidak berbeda signifikan. Resiko kanker leukimia 0,71 per 100.000 pasien. Risiko kanker untuk semua kanker 7.02±4.80 dan 8.30±9.24 per 100,000 pasien.

	 **Figure 3.** Radiation cancer risk estimates per 100,000 patients due to normal head CT scans for males and females for each cancer site Evaluasi risiko kanker menggunakan BEIR VII yang menunjukkan bahwa kolon dan paru-paru lebih banyak pada laki-laki sedangkan risiko paru-paru dan payudara pada Wanita. Risiko kanker lebih tinggi pada Wanita daripada pria karena tubuh Wanita lebih sensitive. Risiko kanker juga lebih sedikit seiring meningkatnya usia.
Kesimpulan	Pemeriksaan CT Scan kepala Normal lebih banyak daripada abnormal. Sehingga risiko kanker akan meningkat.
Critical Opinion	Studi ini datanya kurang akurat dan metode BEIR cenderung melebihkan risiko kanker.
Gap of Knowledge	

REVIEW JURNAL	
Judul	**: A Comparison of Low Dose with Standard Dose Chest CT Scan in Diagnosis of COVID-19**
Penulis	**: HINA HANIF MUGHAL1, MUHAMMAD IMRAN AFTAB2, MADIHA ALI3, FAISAL MEHMOOD4, SANA YAQOOB5, MUTAYYABA MAJEED6**
Jurnal	:**ORIGINAL ARTICLE**
Vol (No.) Halaman	: 126–134
Tahun	2022
Pendahuluan	Covid -19 merupakan penyakit yang menyebar sebagi pandemi dengan sangat cepat pada lebih dari 203 negara. CT Scan membantu diagnosa pneumonia akut parah. Namun CT Scan memberikan dosis radiais yang menyebabkan risiko kanker. Berdasarkan penelitian , CT Low Dose hamper tidak menyebabkan kerusakan DNA namun masih menghasilkan citra yang baik. Tujuan penelitian ini adalah untuk membandingkan CT dada 30 mAs dengan 150 mAs.
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan di deparetemn radiologi RS Benazir Bhutto Hospital yang melibatkan 45 pasien. CT Scan yang digunakan adalah Philips MX 16. Protokol standard 150 mAs dan 120 kVp sedangkan Low Dose 30 mAs. Penilaian citra menggunakan kuisioner yang dilakukan oleh 3 Radiolog, dengan pilihan : 0 = tidak jelas 1 = ambigu 2 = jelas Uji statistic yang digunakan adalah kappa test untuk kecocokan antar radiolog. Risiko kanker dada dihitung dengan rumus : ED = DLP x k (0,016 mSv/mGy.cm).
Hasil Penelitian Diskusi	Penilaian Dokter Radiolog A, B dan C terhadap citra Low Dose adalah 6.32±2.9, 5.38±2.7, dan 5.8±3.28. berikutb adalah hasil statistic :

Table 1: agreement amongst the observers for both doses i.e. 30mA and 150mA, for individual lobes and TLS (total lung score)

Dose	Lung lobe	Kappa (κ)	P value for κ	ICC [confidence interval]	P value for ICC
Standard-dose	RUL	0.59	< 0.01	0.81 [0.66–0.91]	< 0.01
	RML	0.48	< 0.01		
	RLL	0.52	< 0.01		
	LUL	0.62	< 0.01		
	LLL	0.69	< 0.01		
Low-dose	RUL	0.57	< 0.01	0.84 [0.70–0.93]	< 0.01
	RML	0.45	< 0.01		
	RLL	0.57	< 0.01		
	LUL	0.52	< 0.01		
	LLL	0.71	< 0.01		

Table 2: Agreement between the observersfor low-dose and standard dose readings of all observers in calculation of individual lobes and TLS (total lung score)

Observer	Lung Lobe	Value of Kappa (κ)	P value (for κ)	Interclass coefficient [confidence interval] for TLS	P value for ICC
Observer A	RUL	0.99	< 0.01	0.98 [0.97–0.99]	< 0.01
	RML	0.93	< 0.01		
	RLL	0.79	< 0.01		
	LUL	0.91	< 0.01		
	LLL	0.96	< 0.01		
Observer B	RUL	1.00	< 0.01	0.98 [0.96–0.99]	< 0.1
	RML	0.91	< 0.01		
	RLL	0.67	< 0.01		
	LUL	1.00	< 0.01		
	LLL	0.90	< 0.01		
Observer C	RUL	0.97	< 0.01	0.99 [0.97–0.99]	< 0.01
	RML	0.98	< 0.01		
	RLL	0.53	< 0.01		
	LUL	0.94	< 0.01		
	LLL	1.00	< 0.01		

Table 3: Statistics related to absolute risk of cancer with regards to dose of radiation emitted from standard-dose and low-dose computed tomography of chest in recognition of thoracic features of COVID-19 (CAR = Cancer Absolute Risk)

Dose	CT dose index (mGy)	Dose Length Product (mGy·cm)	Exchange ratio (mSv/mGy·cm)	Operational dosage (mSv)	CAR (×10−4)
Standard-dose	13.278±1.35	398.56±88.69	0.016	7.21	2.41
Low-dose	3.107±0.78	104.748±23.65	0.016	1.69	0.68

CT Scan digunakan untuk mendeteksi pneuminoa dan mendapatkan informasi secara rinci pada Covid-19. Penelitian ini menunjukkan Low Dose mampu mengidentifikasi Pneumonia secara adekuat dan memberikan proteksi radiasi sejumlah >70%. Protokol Low Dose mampu mencegah mortalitas akibat kanker di kemudian hari karena radiasi. Deteksi lesi CT Scan pasien Covid 19 paling banyak melibatkan lobus RLL dan LLL sednagkan paling sedikit RML.

Kesimpulan	Perbedaan protokol Low Dose CT Scan dengan standard dalam mengidentifikasi lesi paru pasien Covid 19 tidak berbeda signifikan. Protokol Low Dose dapat mengurangi radiasi sehingga menurunkan risiko kanker.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Low-dose computed tomography of urolithiasis in obese patients: a feasibility study to evaluate image reconstruction algorithms**
Penulis	**: De-Hua Chang1,* Karin Slebocki2,* Ekaterina Khristenko1 Jan Herden3 Johannes Salem3 Nils Große Hokamp2 Kamal Mammadov2 Martin Hellmich4 Christoph Kabbasch2**
Jurnal	: **Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy**
Vol (No.) Halaman	: **12 439–445**
Tahun	2019
Pendahuluan	Urolitiasis merupakan penyakit yang umum akibat berlebihan konsumsi fruktosa dan kurang olahraga. Pasien yang memiliki batu ginjal, mayoritas memiliki Riwayat keluarga dengan urolitiasis. CT Scan abdomen dan pelvis adalah modalitas yang mampu memastikan ada tidaknya urotialisis pada pasien. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi tinggi pada pasien. Low Dose CT Scan menjadi protokol yang mampu menurunkan dosis radiasi. Untuk pasien dengan BMI tinggi, Los Dose masih dilarang karena menyebabkan citra yang tidak jelas. Tujuan penelitian ini adalah memastikan Low Dose CT pada pasiem obesitas dengan gejala batu ginjal.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pasien suai > 18 tahun dengan BMI >25kg/m^2. DLP dicatat dari komputer konsol sedangkan Dosis efektif diperoleh dari perkalian DLP dengan faktor konversi 0,0151. CT Scan yang digunakan adalah iCT Phillips dengan 128 × 0.625 mm section collimation dan pitch factor of 0.977. Scan dilakukan dengan tegangan 100 kV dan arus 50 mAs. Pemrosesan dengan FBP, rekontruksi iDose level 4 dan IMR level 2. Penilaian kualitas citra dikategorikan dengan : 1 = non diagnostic 2 = penurunan kualitas citra yang parah 3 = tidak menurun signifikan Penilaian delinasi ureter : 1 = non diagnostik 2 = delinasi tidak jelas 3 = delinasi ureter bisa dilakukan Penilaian noise citra : 1 = interpretasi tidak dapat dilakukan 2 = interpretasi terbatas 3 = interpretasi jelas Penilaian ketajaman : 1 = buram parah 2 = kurang tajam 3 = tajam ROI yang dipakai adalah 100mm^2 digambar pada otot psoas dan gluteal subcutaneous fat. Analisa statistik menggunakan IBM SPSS. Mean dan persentase digunakan utk uji kuantitatif dan kualitatif. Uji dilakukan dengan Wilcoxon untuk distribusi antar algoritma rekonstruksi, uji Mc Nermar atau kappa statistic untuk kescocokan pengamat. Nilai sebagai berikut : poor", κ value ≤0.19; "fair", κ value 0.20–0.39; "moderate", κ value 0.40–0.59; "substantial", κ value 0.60–0.79 and "almost perfect", κ value 0.80–1.00.
Hasil Penelitian Diskusi	25 pasien curiga urolitiasis dilibatkan pada studi ini. BMI pasien 29.29 ±3.74 kg/m2 (range: 25.2–36.0 kg/m2). DLP dan Dosis efektif tercatat 100.04±10.00 mGy*cm dan 1.51±0.15 mSv. Berikut adalah datanya :

Table 1 Patient distribution and imaging data

Patient distribution (n=22)		κ value
Age (years), mean±SD	45.8±15.9	
Gender (male), n	19 (76.0%)	
Height (cm), mean±SD	174.3±8.8	
Weight (kg), mean±SD	89.3±13.2	
BMI (kg/m^2), mean±SD	29.3±3.7	
Imaging findings		
Number of stones (n)	27	1.0
Size of stones (mm)	5.08±2.36	0.88
>5 mm (n)	10	
≤5 mm (n)	17	
Location of stones (n)		0.92
Left	10	
Right	13	
Both	2	
Proximal	13	
Middle	5	
Distal	9	

Table 2 Image evaluation scores (mean±SD) and inter-reviewer agreement (κ). Overall image quality: 1 = nondiagnostic, interpretation not possible; 2 = severely reduced image quality, restricted interpretation; 3 = no/slightly reduced image quality, interpretation unequivocal. Delineation of ureter: 1 = nondiagnostic, delineation of ureter not possible; 2 = delineation of ureter questionable; 3 = delineation of ureter possible. Image noise: 1 = severe, interpretation not possible; 2 = moderate, interpretation limited; 3 = minimal/little, interpretation clear. Sharpness/outline of concretion: 1 = severely blurred, 2 = slightly blurred, 3 = sharply defined

	IMR	iDose	FBP
Overall image quality	3.0±0.2	2.6±0.5	1.6±0.6
κ	1	0.60	0.46
Delineation of ureter	2.8±0.5	2.1±0.5	1.3±0.5
κ	0.52	0.61	0.52
Image noise	2.3±0.5	1.4±0.5	1.0±0.0
κ	0.44	0.27	n/a
Sharpness/outline of concretion	2.1±0.6	1.6±0.5	1.0±0.2
κ	0.48	0.26	−0.04

Note: For simplicity, only the imaging data from reviewer 1 are given.
Abbreviations: n/a, not available; FBP, filtered-back projection; IMR, iterative model-based reconstruction.

Table 3 Objective image noise (mean±SD)

	FBP	iDose	IMR
Muscle	89.4±20.9	55.1±10.5	21.7±5.4
Fat	78.2±23.1	43.4±7.3	19.6±3.5

Abbreviations: FBP, filtered-back projection; IMR, iterative model-based reconstruction.

Pada studi ini terdapat reduksi dosis radiasi sebesar 85%. Rerata dosis efektif adalah 1,51 ±0.15 mS. Penutunan ini dengan tegangan 100 kVp dan mAs tetap. Iterative rekonstruksi dengan IMR mampu meningkatkan kualitas citra dengan baik, termasuk pada pasien dengan BMI 25 – 35 kg/m^2.

Kesimpulan	Menggunakan algoritma rekonstruksi, Low Dose CT untuk urolitiasis dapat dilakukan untuk pasien overweight dengan BMI 25 – 35 kg/m^2.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations: an institutional dose report**
Penulis	: **Eray Atlı** **Sadık Ahmet Uyanık** **Umut Öğüşlü** **Halime Çevik Cenkeri** **Birnur Yılmaz** **Burçak Gümüş**
Jurnal	: Diagn Interv Radiol
Vol (No.) Halaman	: 27: 147–151
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas pencitraan yang menggunakan SInar X untuk menciptakan citra yang digunakan untuk diagnosa. Meskipun jumlah pemeriksaan CT Scan lebih sedikit daripada radiografi umum namun menyumbang radiasi terbesar pada manusia. sehingga perlu upaya proteksi radiasi melalui optimisasi. Langkah pertama optimisasi adalah mengetahui DRL. DRL atau Dose Reference Level adalah nilai referensi untuk evaluasi parameter dosis radiasi dan penentuan apakah parameter radiasi ini dalam jangkauan. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan nilai tipikal CT kepala, leher dan dada serta abdomen dan mereviu sesuai standard nasional dan internasional.
Metode Penelitian	Penelitian dimulai dari Januari 2018 – Desember 2018 dengan data utama DLP dan CTDIvol. CT Scan yang digunakan adalah CT System 64 slice. Analisa Statistik yang digunakan adalah IBM SPSS 23 dengan uji Kolmogorov Smirnov untuk menentukan distribusi normal atau kontinyu. Jika data kategorial, ditampilkan dengan presentase, distribusi tidak normal menggunakan median dan jika normal menggunakan mean ± standard deviation (SD). Parameter dosis radiasi dibandingkan dengan studi sebelumnya. Berikut adalah parameter : **Table 1.** CT scanning parameters of relevant anatomic regions 	Parameters	Head CT n=607 (34%)	Neck CT n=149 (8%)	Chest CT n=561 (32%)	Abdomen CT n=464 (26%)
---	---	---	---	---
Slice thickness (mm)	2.5	2.5	2.5	1.25
Detector coverage (mm)	20	40	40	40
Tube current (reference noise index) (mAs)[a]	170–500 (3.80)	80–400 (9.10)	90–400 (15.86)	80–450 (15.86)
Tube voltage (kV)	120	120	120	120
Gantry rotation time (s)	0.5	0.6	0.5	0.5
Pitch	0.53	0.98	1.37	1.37 | n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans. [a]Auto mAs was activated and iterative reconstruction was performed. **Table 2.** The first, second, and third quartile values for $CTDI_{vol}$ (mGy) | Region	1st quartile	2nd quartile (Median)	3rd quartile
---	---	---	---
Head, n=607 (34%)	48.6	53	59.1
Neck, n=149 (8%)	11.4	13.1	14.8
Chest, n=561 (32%)	5.7	8.3	10.8
Abdomen, n=464 (26%)	5.9	8.6	12.5	 n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans. $CTDI_{vol}$, volumetric computed tomography dose index.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Total sejumlah 1781 CT Scan dilibatkan 607 head CT (34%), 149 neck CT (8%), 561 chest CT (32%), and 464 abdominal CT (26%) scans. Berikut adalah hasilnya :

Table 3. The first, second, and third quartile values for DLP (mGy.cm)

Region	1st quartile	2nd quartile (Median)	3rd quartile
Head, n=607 (34%)	878	988	1129
Neck, n=149 (8%)	244	299	378
Chest, n=561 (32%)	214	314	416
Abdomen n=464 (26%)	308	457	656

n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans.
DLP, dose length product.

Table 4. The first, second, and third quartile values for ED (mSv)

Region	1st quartile	2nd quartile (Median)	3rd quartile
Head, n=607 (34%)	1.84	2.07	2.37
Neck, n=149 (8%)	1.44	1.76	2.23
Chest, n=561 (32%)	2.99	4.40	5.82
Abdomen, n=464 (26%)	4.62	6.85	9.84

n represents number of CT scans. Percentage represents the number of scans in that particular region within the total number of scans.
ED, effective dose.

Table 5. Study data, national data and international data

	Study data[a]			National data[a](8)			European data[b] (10, 20)			USA data[a] (11)			Worldwide data[c] (20)
	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy.cm	ED mSv	Mean ED mSv
Head	53	988	2.07	66.4	810	1.7	60	1000[d]	1.9	62	1120	3	1.7
Neck	13.1	299	1.76	N/A	N/A	N/A	N/A	500	2.5	22	650	7	3
Chest	8.3	314	4.4	11.6	289	4.1	10	400	6.6	17	610	13	7
Abdomen	8.6	457	6.85	13.3	204	3.1	25	800	11.3	17	860	16	6.8

$CTDI_{vol}$, volumetric computed tomography dose index; DLP, dose length product; ED, effective dose; N/A, not applicable.
[a]Data of study are median values. Data of national and United States of America (USA) are 3rd quartile values.
[b]$CTDI_{vol}$ and DLP values in Dose Data of Med 2 (DDM2) study are the most common values in that report, representing the status of established diagnostic reference levels in Europe. Effective dose of DDM2 was taken given by Vilar Palop et al. (20).
[c]Since data of the study were expressed with median values, these values cannot be compared with mean values of worldwide data.
[d]All p values of the comparisons of the study data with national, European and USA data were $p < 0.001$, except for head DLP value of European data ($p = 0.590$).

Sesuai ICRP 135, DRL merupakan bentuk investigasi yang digunakan untuk optimisasi proteksi radiasi pada paparan medik. Jika DRL institusi lebih tinggi dari DRL nasional maka perlu investigasi dan studi untuk menentukan penyebabnya. Namun tetap mempertahankan kualitas citra. Studi ini melaporkan data Quartil 1, 2 dan 3 dengan reviu menggunakan Quartil 2 terhadap standard nasional/internasional. Pada CT Scan head dan chest, median/quartil 2 CTDIvol studi ini lebih rendah dari quartil 3 namun DLP dan ED lebih tinggi quartil 3 data nasional. Pada CT Abdomen, CTDIvol, DLP dan ED lebih rendah dari Quartil 3. Penyebab head dan chest lebih tinggi dari nasional adalah karena perbedaan panjang scan. Hasil studi ini dibandingkan dengan DRL negara lain menunjukkan hasil berbeda-beda, karena perbedaan nilai DRL masing-masing negara.

Kesimpulan	Nilai Tipikal CT kepala, dada dan abdomen telah diketahui dan berdasarkan hasil studi ini, ditemukan bahwa perlu optimisasi.
Critical Opinion	Studi ini hanya melibatkan parameter tegangan 120 kV, tidak melibatkan pediatri dan perhitungan ED sangat sederhana.
Gap of Knowledge	

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Establishment of national diagnostic dose reference levels (DRLs) for routine computed tomography examinations in Jordan**
Penulis	**: Khaldoon RADAIDEH 1,ABCDEF,*, Ali AL-RADAIDEH 2,CD, Ramzun Maizan RAMLI3,CF, Abdallah SALEH3,BC,Rasha ALSHAYEB1,B**
Jurnal	: **Polish Journal of Medical Physics and Engineering January 2023** **The Journal of Polish Society of Medical Physics**
Vol (No.) Halaman	: 29,
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan menjadi salah satu modalitas Sinar X yang paling penting. DRL ditetapkan ICRP sebagai 75 percentil pada distribusi median. DRL menjadi alat optimisasi dan tolok ukur apakah perlu investigasi terhadap protokol pemeriksaan. DRL perlu dievaluasi setiap tahun. Jika median dosis radiasi lebih rendah dari DRL nasional, maka optimisasi diperlukan untuk meningkatkan kualitas citra. Namun jika median lebih tinggi dari DRL maka optimisasi dilakukan pada dosis radiasi. Parameter dosis radiasi yang digunkan : CTDIvol = CTDIw/Pitch DLP = CTDIvol x Scan Length ED = k x DLP (dengan k 0.0023 untuk kepala, 0.014 untuk chest, 0.015 untuks abdomen–pelvis, and the chestabdomen-pelvis). Tujuan studi ini adalah menentukan DRL local, membandingkan DRL dengan negara lain, dan membandiangkan CTDIvol dan DLP dengan panduan internasional.
Metode Penelitian	Data yang dilibatkan adalah protokol rutin, berat pasien, data pemeriksaan dan indeks dosis (CTDI dan DLP). Berikut protokol detailnya: **Table 1. Descriptions of different CT protocols for different types of scanners used in all regional hospitals involved in the study.** 	Protocol	Scanner Type (# of slices / raw)	kV	mAs (mean)
---	---	---	---
Chest, abdomen and pelvis K value: 0.015 [8,17-19]	Philips (16)	120	269
	GE (64)	120	287
	Toshiba (16)	100	131
	Hitachi (16)	120	165
Abdomen and pelvis K value: 0.015 [8,17-19]	Philips (16)	120	216
	Siemens (16)	100	231
	Neusoft (16)	120	250
	Toshiba (16)	120	148
	Hitachi (16)	120	165
	Philips (16)	140	190
	Siemens (16)	140	350
Head CT scan K value: 0.0023 [8,17-19]	Philips (16)	120	200
	Siemens (16)	100	443
	Neusoft (16)	120	490
	Toshiba (16)	120	200
	Hitachi (16)	120	225
	Philips (16)	120	432
	Siemens (16)	140	396
Chest CT scan K value: 0.014 [8,17-19]	Philips (16)	120	180
	Siemens (16)	120	146
	Neusoft (16)	120	250
	Toshiba (16)	120	124
	Hitachi (16)	120	150
	Philips (16)	140	177
	Siemens (16)	120	270	 *Number of series: 1; rotation time range: 0.28 – 1.00; pitch range: 0.6713-1.500.*
Hasil Penelitian Diskusi	DLP dan CTDIvol dilaporkan sesuai quartil 1, quartil 2 dan quartil 3. Berikut adalah hasilnya : **Table 2. Analysis by examination type of average $CTDI_{vol}$ per sequence, total DLP per examination and ED per examination, for distribution of values per CT scanner.** | CT examination	Values of $CTDI_{vol}$ per sequence (mGy)				Values of DLP per examination (mGy·cm)				Values of ED per examination (mSv)			
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
	1st quartile (25%)	Median (50%)	Mean	3rd quartile (75%)	1st quartile (25%)	Median (50%)	Mean	3rd quartile (75%)	1st quartile (25%)	Median (50%)	Mean	3rd quartile (75%)
CAP CT scan	9.9	13.9	14.3	19.3	670	913	1140	1150	10	13.6	15.4	17.2
AP CT scan	9.7	13.2	14.6	17.8	480	686	724	923	7.2	10.2	10.8	13.8
Head CT scan	50.1	51.9	55.8	64.5	973	1114	1115	1225	2.25	2.5	2.56	2.8
Chest CT scan	8.1	12.86	12.7	16.6	328	453	466	582	4.4	6.37	6.44	8.1	 *CAP: chest abdomen pelvis; AP: abdomen pelvis; ED: effective dose*

Table 3. Comparison between the current study with international studies for chest-abdomen-pelvis CT scan (3rd quartile).

The country	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	Effective dose (mSv)
JORDAN (Current Study)	19.3	1152.87	17.25
GREECE 2015[56]	17	1020	15.3
IRSN FRANCE 2013[26]	20	1000	15
SWITZERLAND 2013[25]	15	1000	15
CANADA 2016[54]	17	1269	19.035
EGYPT 2017[28]	33	1320	19.8
AUSTRALIA 2020[48]	11	940	14.1
IRELAND 2012[57]	12	850	12.75
MALAYSIA 2019[54]	11	695	10.425

Effective dose coefficient or conversion coefficient k=0.015[15,16]

Table 4. Comparison between the current study with international studies for abdomen pelvis (3rd quartile).

The country	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	Effective dose (mSv)
JORDAN (current study)	17.9	929	13.90
UAE 2020[29]	14.0	810	12.15
EU COMMISSION 2004[45]	15.0	724	10.86
SWITZERLAND 2013[25]	15.0	650	9.75
IRSN FRANCE 2013[26]	17.0	800	12.00
ICRP 2010[43]	35.0	780	11.70
AUSTRALIA 2020[48]	13.0	600	9.00
US 2017[52]	16.0	781	11.72
CANADA 2016[54]	18.0	874	13.11
JAPAN 2016[55]	20.0	1000	15.00
GREECE 2011[33]	35.0	780	11.70
GREECE 2015[56]	16.0	760	11.40
EGYPT 2017[28]	31.0	1325	19.88
UK 2011[44]	15.0	745	11.18
IRELAND 2012[57]	12.0	600	9.00
IRAN 2019[58]	12.0	524	7.86
TURKEY 2015[59]	13.0	204	3.06
TURKEY 2021[60]	8.6.0	457	6.86
SYRIA 2010[61]	24.1	721	10.82
MALAYSIA 2016[51]	12.8	450	6.75
MALAYSIA 2019[54]	7.0	309	4.64

Effective dose coefficient or conversion coefficient k=0.015[15,16]

Table 5. Comparison between the current study with international studies for brain CT (3rd quartile).

The country	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	Effective dose (mSv)
JORDAN (current study)	65.1	1232	2.83
UAE 2020[29]	40.0	695	1.60
EU COMMISSION 2004[45]	72.0	945	2.17
SWITZERLAND 2013[25]	65.0	1000	2.30
IRSN FRANCE 2013[26]	65.0	1050	2.42
AUSTRALIA 2020[48]	52.0	770	1.77
US 2017[52]	56.0	962	2.21
CANADA 2016[54]	82.0	1302	3.00
JAPAN 2016[55]	85.0	1350	3.11
GREECE 2011[33]	60.0	1050	2.42
GREECE 2015[56]	67.0	1055	2.43
EGYPT 2017[28]	30.0	1360	3.13
UK 2011[44]	60.0	970	2.23
IRELAND 2012[57]	66.0	940	2.16
IRAN 2019[58]	46.0	723	1.66
TURKEY 2015[59]	66.4	810	1.86
TURKEY 2021[60]	53.0	988	2.27
SYRIA 2010[61]	60.7	793	1.82
MALAYSIA 2016[51]	46.8	1050	2.42

Effective dose coefficient or conversion coefficient k=0.0023[17,18]

Table 6. Comparison between the current study with international studies for chest CT (3rd quartile).

The country	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	Effective dose (mSv)
JORDAN (current study)	16.6	586	8.21
UAE 2020[29]	10.0	276	3.85
EU COMMISSION 2004[45]	12.0	421	5.89
SWITZERLAND 2013[25]	10.0	400	5.60
IRSN FRANCE 2013[26]	15.0	475	6.65
ICRP 2010[43]	35.0	650	9.10
AUSTRALIA 2020[48]	10.0	390	5.46
US 2017[52]	16.0	443	6.20
CANADA 2016[54]	14.0	521	7.29
JAPAN 2016[55]	20.0	550	7.70
GREECE 2011[33]	30.0	650	9.10
GREECE 2015[56]	14.0	480	6.72
EGYPT 2017[28]	22.0	420	5.88
UK 2011[44]	15.0	350	4.90
IRELAND 2012[57]	11.0	390	5.46
IRAN 2019[58]	12.0	377	5.27
TURKEY 2015[59]	11.6	289	4.05
TURKEY 2021[60]	8.3	314	4.40
SYRIA 2010[61]	22.0	520	7.28
MALAYSIA 2016[51]	19.9	600	8.40

Effective dose coefficient or conversion coefficient k=0.014[19,20]

Dosis radiasi pada studi ini ada yang lebih rendah dari negara lain ada juga yang lebih tinggi. Secara umum dosis radiasi di timur Tengah lebih tinggi dari dosis radiasi di negara barat. Hal ini disebabkan karena pada negara berkembang terdapat perkembangan teknologi dan pengetahuan serta perhatian terhadap proteksi radiasi yang berbeda dengan negara maju. DRL suatu negara ditemukan lebih rendah dari tahun ke tahun.

Kesimpulan	DRL perlu ditetapkan oleh suatu negara dan membandingkannya dengan negara lain. Selain itu evaluasi DRL harus dilakukan setiap tahun. CT Scan teknologi terbaru mampu memberikan kualitas citra dengan radiasi yang lebih rendah.

REVIEW JURNAL	
Judul	: Redefining Radiastion Metrics : Evaluating Actual Doses in Computed Tomography Scans
Penulis	: Redefining Radiation Metrics: Evaluating Actual Doses in Computed Tomography Scans
Jurnal	: Biomedicines
Vol (No.) Halaman	: *12*, 600
Tahun	2024
Pendahuluan	Penggunaan CT Scan pada 10 tahun terakhir meningkat sebesar 82%. Diperkirakan sekitar 400 juta pemeriksaan CT Scan diseluruh dunia setiap tahunnya. CT Scan menyumbang 9,6% tetapi menyumbang lebih dari 62% dosis kolektif. Karena peningkatan dan pengulangan pemeriksan CT Scan dapat meningkatkan resikon kanker. Estimasi dosis bergantung pada metode perhitungan dosis radiasi yang digunakan. Metode yang biasa digunakan adalah fantom atau monte carlo. Akan tetapi perbedaan ukuran dan komposisi pasien membutuhkan faktor koreksi. Metode estimasi radiasi asli masih menjadi perdebatan. Metode yang ada saat ini adalah Dose Length Product (DLP), Effective Dose (ED), atau Size Spesific Dose Estimate (SSDE. Namun belum ada yang menggambarkan dosis radiasi nyata selama pemeriksaan berlangsung.
Metode Penelitian	Data yang digunakan adalah pemeriksaan dada (Chest) dari tahun 2020 – 2021. Pemeriksaan dikecualikan untuk pasien obesitas (BMI > 35) atau pasien kurus (BMI< 18) dan kondisi Kesehatan lainnya. Datab diperoleh dari Pesawat CT Scan Siemens Somatom yang terdiri dari Tegangan, Arus, Diameter fantom standard, CTDIvol, DLP, Panjang Scan, range scanning actual. Dimensi Anteriro – Posterior (AP) dan Lateral (LAT) secara manual diperoleh menggunakan penggaris dari scan cross sectional paling luar. D effektif diperoleh dari $\sqrt{\mathbf{AP} \times \mathbf{LAT}}$ Dilakukan pengujian hubungan CTDIvol dan parameter anthropometric (umur, tinggi, berat badan dan BMI) Berdasarkan AAPM NO. 204, faktor k untuk masing-masing diameter efektif yang dihitung diestimasikan sebagai Size Spesific Dose Estimate (SSDE) dengan rumus : SSDE = CTDIvol x k Untuk menghitung Size Spesific Dose Length Product (DLP) setiap pasien, digunakan DLPss. Rumusnya adalah : DLPss = DLP x k Untuk menghitung Dosis efektif (ED) digunakan faktor dosis konversi protocol spesifik (f) dengan rumus : ED = DLP x f Pemeriksaan CT Scan Dada merujuk pada software statistic TIBCO Software Inc versi 13 dan diolah dengan tes Shapiro Wilk untuk menguji normalitas, Perbandingan Independent Group untuk perbandingan jenis kelamin, uji daerah anatomis dengan students t-test untuk distribusi normal dan Mann whitney U Test untuk data distribusi tidak normal. Koefisien korelasi liner diuji dan dihitung dengan statistik non parametrik dengan korelasi rank Spearman.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Panjang Scan :

Parameter	Rata-rata group	Laki-laki	Wanita	
Panjang Scan :				
Scan Topogram	387.0 ± 48.04 mm	406.20 ± 51.27 mm	368.34 ± 38.29 mm	
Scan Diagnostic	321 and 476 mm	414.91 ± 29.08 mm	386.18 ± 26.51 mm	
LAT	35.07 ± 4.01 cm	36.32 ± 3.44 cm	33.85 ± 4.18 cm	
AP	25.57 ± 3.38 cm	26.74 ± 3.26 cm	24.44 ± 3.12 cm	

Korelasi BMI dengan diameter efektif	r = 0.77	r = 0.82	r = 0.82	
CTDI vol	7.83 ± 2.92 mGy	8.30 ± 2.49 mGy	7.38 ± 3.23 mGy	
SSDE	9.37 ± 2.31 mGy	9.6 ± 2.09 mGy	9.15 ± 2.5 mGy	
Hubungan CTDIvol dengan Parameter Anthropometric		r = 0.88	r = 0.79	
Hubungan SSDE dan BMI		r = 0.73	R = 0.66	
DLP Topogram	5.28 ± 0.88	5.58 ± 0.80	5.00 ± 0.86	
DLP Diagnostic	286.51 ± 99.82	314.98 ± 93.11	258.88 ± 98.97	
DLPss	343.90 ± 81.66 mGy·cm	364.89 ± 79.87 mGy·cm	323.53 ± 78.69 mGy·cm	
ED	4.01 ± 1.4 mSv	4.41 ± 1.3 mSv	3.62 ± 1.39 mSv	

Multifase scan dada memberikan dosis rata2 dua kali dari single fase scan. Hasil pengukuran dosis yang presisi dari metode diatas, dapat memberikan implementasi tindakan untuk mengurangi radiasi, memofidikasi protocol scan dan generasi CT Scan yang lebih advance.
Dosis actual yang diterima pasien bergantung pada beberapa faktor seperti setting meja, protocol pemeriksaan, jenis scanner dan ukuran serta fisik pasien. Pemilihan ukuran scanning area adalah cara efektif membatasai dosis radiasi. Perpanjangan scan tidak memberikan informasi diagnostic namun memberi sumbangan dosis radiasi (DLP). Beberapa penelitian oleh Cohen et al dan Liao et al menemukan bahwa banyak terjadi perpanjangan scan area tubuh yang menyebabkan peningkatan dosis radiasi. Menurut zanca perpanjangan scan tanpa justifikasi terlepas dari indikasi klinis dapat meningkatkan radiasi secara signifikan.
Dimensi area cross sectional pada dosis radiasi memiliki korelasi dengan dosis radiasi. Pengukuran paling akurat dan presisi menggunakan pengukuran diameter berdasarkan cross sectional area (Deff a). Akan tetapi pengukuran ini memerlukan waktu dan tenaga. Anam et al menemukan bawha Deff m tidak berbeda signifikan dengan Deff a namun Deff c berbeda signifikan dengan Deff m sehingga tidak merekomendasikan penggunaakn Deff c untuk perhitungan Diameter efektif. Lamoureux mengenalkan diameter Deff r, yaitu rasio external diameter pasien dengan diameter internal (kecuali jaringan lemak). Parameter tersebut melibatkan komposisi tubuh. Pada penelitian ini rerata diameter efektif 29.92 ± 3.45 cm memiliki deviasi 6,5% dari diameter fantom referensi 32 cm. sekitar 70 % pasien yang diteliti, dioameter efektif lebih kecil dari diameter fantom, sedang 30 % melebihi nilai. Ini mengindikasikan bahwa dosis radiasi yang disebut CTDIvol memiliki nilai lebih rendah dari nilai sebenarnya. Ditemukan bahwa ada hubungan kuat anatara dosis radiasi dengan total volume jaringan adiposa. Pad astudi ini ditemukan bahwa ada korelasi kuat antara CTDIvol dengan diameter efektif. DLP adalah perkalian CTDIvol dengan panjang scan area. Dlp menjadi akurat jika diameter area scan mirip dengan diameter fantom referensi. Pada studi ini Deff sekitar ¾ pasien yang diuji nilainya lebih kecil sedangkan 1/3 pasien hamper tidak sama dengan diameter fantom. DLPss dari hasil studi ini lebih tinggi dari nilai yang dihitung dengan cara tradisional.

Kesimpulan	Ada potensi penggunakan terminology DLPss untuk estimasi dosis radiasi pasien. Namun dibutuhkan penelitian lebih banyak pasien dan modalitas untuk meneliti lebih jauh DLPss.

REVIEW JURNAL	
Judul	: Developing Optimized CT Scan protocols : Phantom measurements of image quality
Penulis	: Francis Zarb, Louise Rainford, Mark F. McEntee
Jurnal	: Radiography
Vol (No.) Halaman	: *Radiography 17 , 109-114*
Tahun	2010
Pendahuluan	Sejak dikenalnya CT Scan, terjadi peningkatan penggunaan CT Scan secara luas. Meskipun CT Scan hanya 5 % pemeriksaan diagnostic tetapi menyumbang 34% dosis kumulatif. Kenaikan pemanfaatan CT Scan juga meningkatkan potensi risiko radiasi. Di sisi lain, tanpa dilakukan CT Scan dapat kehilangan informasi diagnostic yang penting. Radiasi yang bersifatlaten jangka panjang sulit diprediksi efek radiasinya. Oleh sebab itu diperlukan optimisasi yang disarkan pada prinsip ALARA (As Low As Reasinably Achieveable). CT Scan harus dijustifikasi dan memadai untuk scenario klinis, parameter harus dioptimisasi dan Teknik pengurangan dosis harus dikembangkan. Dosis CT Scan harus dikurangi tanpa mengurangi kualitas gambar. Pengurangan dosis radiasi dilakukan dengan mengurangi tegangan (kV), arus (mA), dan menaikkan Pitch. Tetapi dapat menaikkan noise dan resolusi kontras pada gambar. Banyak strategi yang dikenalkan untuk melakukan oprimisasi berdasarkan prinsip Alara. Penelitian ini menggunakan fantom yang bertujuan untuk menganalisa efek yang terjadi pada manipulasi parameter CT Scan seperti mA, kV dan Pitch.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT Scan sebanyak 4 unit yaitu : Siemens Somatom Emotion Duo, Philips Brilliance 64 Slices, Brightspeed 16-Slice dan GE Lightspeed 2 slice. Kv, ma dan pitch yang sering digunakan diperoleh dari pengisian Quisioner. Parameter scan tersebut kemudian digunakan untuk Scan Fantom Cathpan 600 CT QA. Fantom ini biasa digunakan untuk pengembangan riset ilmiah dan evaluasi citra baik dari segi fisik dan diagnostic. Dengan fantom ini dapat dilihat Low Contrast Resolution (CR), high spatial Resolution (SR) dan modul keseragaman citra. Pada fantom Cathpan ini terdapat nilai kontras 0,3%, 0,5% dan 1 % dan menurun dengan diameter 15 mm, 9 mm, 8 mm, 7mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm dan 2 mm. pengukuran dilakukan dengan total jumlah lempengan kontras sebagai nilai CR. High SR modul memiliki 1 sampai 21 garis per cm pengukuran resolusi tinggi. SR diukur dengan jumlah pasangan garis yang dapat dilihat dari 21 yang tertera pada citra. Sedangkan uji homogenitas diukur dengan ROI pada citra di pusat dan 4 pinggir citra fantom. Rerata standtad deviasi diukur sebagai rerata noise. Fantom di scan menggunakan 4 CT Scan berbeda dengan panjang konstan 20 cm. CTDI dan DLP dari total pengujian dicatat sebagai indikasi dosis radiasi. Fantom cathpan discan secara berulang menggunakan parameter scan yang lebih rendah secara sistematis. Yang pertama adalah arus (mS) karena unti yang paling berpengaruh terhadap CR dan Noise. mA dikurangi sampai terdapay perubahan pada CR, Noise dan SR. angka mA sebelum angka mA yang menyebabkan perubahan ini ditetapkan sebagai batas pengurangan mA. Nilai mA yang diperoleh dari scan sebelumnya digunakan untuk menguji penurunan tegangan (kV). Tegangan dikurangi terus hingga terjadi perubahan pada CR, Noise dan SR. angka kV sebelum angka kV yang menyebabkan perubahan kualitas gambar, akan digunakan untuk menguji Pitch. Pitch diuji dengan cara yang sama sampai mendapatkan batas terendah yang dapat mengurangi kualitas citra. Angka batas arus (mS), Tegangan (kV) dan Pitch ini adalah batas terendah optimisasi yang boleh dilakukan tanpa mengurangi kualitas gambar (CR, Noise dan SR). Analisa citra dievaluasi oelh fisikawan medis dan senior radiografer yang merujuk pada AAPM No 18. Data yang dihasilkan diproses menggunakan SPSS versi 17 uji K-S Test, paired sample t-test untuk membandingkan rerata dosis dan kualitas citra pada protokol dan arus yang baru.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Terdapat 70 data parameter scan yang berbeda untuk 3 pengujian CT termasuk 4 daerah anatomi. Protokol uji baru ditentukan dari batas perubahan kualitas citra. Parameter dibawah batas menghasilkan Peruabahan signifikan pada CR dan Noise ($p < 0,05$) tetapi tidak pada SR. pada parameter diatas batas, CR dan Noise tidak terpengaruh signifikan. Hasil menunjukkan bahwa penurunan arus (mA) sejumlah 20%-33% menyebabkan

	menurunan dosis radiasi dengan persentase yang sama (20% - 33%). Akan tetapi meningkatkan noise dengan presentase 3%-27%. Beberapa penelitian menemukan bahwa penurunan mA masih bisa digunakan untuk mengurangi dosis radiasi dengan kualitas gambar yang masih bisa diterima. Penurunan tegangan (kV) 14%-17% mengurangi dosis radiasi sebesar 32% - 38% dengan kenaikan noise sebesar 16%-29%. Peningkatan Pitch 0%-69% menyebabkan penurunan dosis radiasi sebesar 35% dan menaikkan noise 25%.dengan Pitch meningkat maka waktu menjadi semakin singkat sehingga semakin sedikit dosis yang diterima. Terdapat penelitian oleh Crawley et al, yang menunjukkan bahwa 4x penurunan dosis mengakibatkan 2x peningkatan noise. Penelitian ini juga menemukan bahwa penurunan mA dan peningkatan Pitch menyebabkan penurunan dosis terbesar sejumlah 40%-51% mengakibatkan peningkatan noise sebesar 70%. Penurunan dosis 49% dengan noiser 50% diperoleh dari penurunan mA dan KV. SR tidak berubah selama parameter scan tidak dibawah batas ambangnya. Penurunan kualitas citra paling banyak pada Noise dengan CR n=turun sekitar 7-23%. Terdapat penurunan signifikan pada CTDIvol dengan DLP menggunakan protokol baru. Dibawah parameter ambang batas, terdapat penurunan kualitas citra signifikan pada nilai CR dan Noise. Tetapi nilai SR tidak berbeda signifikan. Untuk alat yang ada Automotaic Tube Current, pada saat pengujian dimatikan untuk mengetahui pengukuran yang actual. Parameter kualitas citra yang paling penting adalah Noise pada CT Scan untuk mendeteksi object kontras rendah. Noise kuantum berkonstribusi besar terhadap noise pada citra, termasuk detector dan noise digitisasi yang biasanya dikesampingkan. Total jumlah foton x ray terdeteksi yang menentukan noise pada citra, dipengaruhi oleh sejumlah faktor yang dikendalikan oleh operator yaitu mAs, kV dan Pitch. Perubahan efek perubahan parameter scan terhadap dosis radiasi dan kualitas citra berbeda sesuai dengan CT Scan yang digunakan. Sehingg protokol baru secara spesifik harus ditetapkan untuk setiap CT Scan.
Kesimpulan	Penelitian ini membuktikan bahwa perubahan parameter scan dapat memberi pengaruh besar terhadap DLP dan CYDI. kV, mA dan Pitch dapat diubah untuk mengurangi dosis tanpa efek pada SR tapi mengurangi CR dan meningkatkan Noise. Efek perubahan kualitas gambar telah dievaluasi pada fantom cathpan tetapi belum dilakukan pada citra klinis.

REVIEW JURNAL	
Judul	Dose Evaluation of Head CT Scans Using Phantom for optimization Protocol
Penulis	Fernanda Stephanie Santos and Arnaldo Prata Mourao
Jurnal	International Journal of radiology anda Imaging Technology
Vol (No.) Halaman	Vol 8 Issue 2
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas yang dapat menghasilkan citra kualitas tinggi. Akan tetapi peningkatan permintaan CT Scan berdampak pada dosis pasien dan paparan pada populasi secara keseluruhan. CT Scan menyumbang sebesar 62% dosis kolektif daripemeriksaan diagnostic. Selama ini dosis radiasi CT Scan hanya diukur pada fantom ukuran standard sedangkan pasien CT Scan mulai dari ukuran bayi hingga pasien berukuran besar. Sangat sulit untuk mendapatkan dosis pasien secara detal dan actual karena pasien memiliki ukuran yang bervariasi. Sehingga perkembangan fantom dapat mendukung keakuratan pengukuran. Fantom ini harus memiliki karakter serap terhadap berkas X Ray layaknya pada manusia. Semakin banyak juga penggunaan CT Scan pada anak-anak terutama disebabkan karena kecelakaan, jatuh dari mobil, jatuh dari sepeda hingga masalah dengan saraf pusat. Sehingga sangat penting mengembangkan protokol untuk menurunkan radiasi tanpa menurunkan kualitas citra. Resiko efek stokastik meningkat pada anak-anak dikarenakan sifat radiosensitifitas jaringan. Dosis yang diterima anak-anak sebanding dengan energi yang diberikan pada saat pemberian radiasi ionisasi. Pada penelitian ini pengujian dilakukan pada 2 fantom yang terdiri dari fantom standard dan fantom kecil untuk mengetahui CTDI. Pengujian dilakukan menggunakan variasi tegangan (80,100 dan 120 kV) dan Arus (mAs).
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan pada Pesawat CT Scan GE Lightspeed VCT dengan 64 channel. Fantom yang digunakan sejumlah 2 yang semuanya terbuat dari polymethyl-methacrylate (PMMA). Ukuran standar fantom kepala dewasa adalah diameter 16 cm dan panjang 15 cm sedangkan untuk pediatri adalah diameter 12 cm dan panjang 15 cm. fantom ini memiliki 5 lubang yaitu satu di pusat dan 4 di tepi (1 cm dari ujung fantom). Pengukuran dosis dilakukan secara bergantian pada kelima lubang fantom PMMA. Posisi pengukuran sesuai dengan analogi jam dinding yaitu jam 3, 6, 9, dan 12. Lubang pengukuran diisi dengan pencil chamber sedangkan lubang yang terbuka diisi dengan PMMA berbentuk pensil. Pencil Chamber yang digunakan adalah RAdcal Accu Gold model 10X6-3CT untuk mengukur kerma udara pada fantom PMMA. Langkah awal pengukuran adalah memusatkan fantompada pusat Gantry menggunakan laser dan pergerakan meja. Kemudian diukur secara bergantian pada setiap posisi. CTDI100, central adalah Dosis indeks pada posisi pusat, CTDI100,Peri adalah Dosis Indeks pada posisi tepi. Scan dilakukan pada tegangan 120, 100, 80 kV dan variasi mAS. Untuk memperoleh nilai Dosis indeks maka hasil pengukuran yang masih besaran kerma udara, digunakan faktor konversi air/PMMA (Fc). Faktor yang digunakan adalah 1,0418, 1,0324, 1,0106 untuk tegangan 120, 100, 80 kV secara berturut-turut. Protokol penyinaran menggunakan arus 100 mA, waktu 1 s dan beam thickness 10 mm dengan variasi tegangan (120, 100 dan 80 kV). Scan helical sepanjang 10 cm juga dilakukan pada tengahj area fantom kepala. Hal ini untuk menentukan arus hasil auta mA dengan tegangan berbeda. Biasanya arus pada irisan pertama disesuaikan kemudian selanjutnya tetap karena ukuran fantom sama. Protokol yang digunakan menggunakan Pitch yang mendekati 1. Untuk memastikan kualitas citra, digunakan Analisa noise pada pusat irisan citra. Nilai noise maximum diterima dengan batas 1% mempertimbangkan gfanyom seragam. Sehingga batas 1 % ditetapkan sebagai nilai rujukan pada saat mengaplikasikan protokol baru. 4 daerah ROI dievaluasi menggunakan nilai Stanmdard Deviasi yang sebanding dengan nilai Skala Hounsfield. $N\% = \frac{SD}{\overline{HU} + 1000} \cdot 100$

Hasil Penelitian dan Diskusi	Pengukuran Dosis : Protokol menggunakan tegangan 120 kV memiliki dosis serap tertinggi pada posisi 12 dengan nilai 21,39 mGy paada fantom dewasa dan 25,26 mGy pada fantom pediatri. Dosis serap terendah pada tegangan 80 kV pada posisi 6 dengan nilai 5,84 mGy pada fantom dewasa dan 7.72 pada fantom pediatri. Fantom pediatri selalu menunjukkan dosis lebih tinggi karena area yang lebih kecil daripada dewasa. Tegangan 80 kV selalu menunjukkan dosis paling rendah dan tegangan 120 menunjukkan dosis paling tinggi. Optimisasi Protokol CT Scan : Dosis serap protokol baru pada pasien dewasa bervariasi mulai dari 28.87 – 31.93 mGy dengan nilai terendah pada tegangan 80 kV dan 420 mAs. Noise diukur sekitar 0,978 yang mengindikasikan kualitas citra. Pada fantom pediatri 12 cm, dieproleh dosis serap terendah pada 80 kV dan 240 mAs. Noise diverifikasi pada pusat citra pada nilai 0,929% yang menunjukkan kualitas citra. Rerata dosis pediatri lebih tinggi dari dosis dewasa. Dari kedua fantom diperoleh hasil bahwa penurunan dosis radiasi dapat dilakukan melalui tegangan 80 kV dengan Noise dibawah 1%, sehingga menjadi protokol alternatif untuk melakukan optimisasi. Protokol yang diuji dipilih dari ebberapa protokol dengan variasi mAs yang nilai Noisenya lebih kecil dari 1% (dianalisa dari pusat slice citra).
Kesimpulan	Pasien CT Scan bervariasi mulai bayi hingga dewasa, namun tidak ada fantom PMMA yang terbatas. Sehingga sulit untuk mengukur dosis actual pasien yang berbeda ukuran. Maka perlu untuk dikembangkan fantom PMMA dengan berbagai ukuran. Dari penelitian ini diperoleh informasi protokol baru untuk dewasa dan anak-anak yang dapat mengurangi dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra.

REVIEW JURNAL	
Judul	: Analysis of the Effect Of Pitch Value variation On Image Quality and Examination Time Using A Water Phantom On Head CT Scan Examination Protocol At Ibnu Sina Islamic Hospital Pekanbaru
Penulis	: Nurmajila, Ni Putu Rita Jeniyanthi, I Kadek Sukadana
Jurnal	: Jurnal Ilmu Kesehatan dan Gizi (JIG)
Vol (No.) Halaman	: *2, No. 1*
Tahun	2024
Pendahuluan	CT Scan merupakan alat yang menggunakan Sinar X secara cross-sectional citra tubuh berdasarkan penyerapan Sinar X pada potongan tubuh yang ditampilkan pada layer komputer. Salah satu komponen yang mempengaruhi kualitas citra adalah Noise. Noise diperoleh dari variasi acak pada deteksi foton. Jika noise meningkat maka resolusi kontras akan menurun dan mengurangi kualitas citra. Tampilan Noise adalah citra yang keabu-abuan. Nois dipengaruhi oleh kVp, mA, Waktu Scan, tebal irisan dan metode interpolasi dan helical Pitch. pItch merupakan komponen penting yang secara mendasar mempengaruhi dosis radiasi pasien, kualitas citra dan waktu yang dibutuhkan untuk scan. Scan rutin yang digunakan di RS Ibnu Sina Pekanbaru adalah 0,55. Variasi yang ada adalah 0.55, 0.75, 1, 1.25, dan 1.
Metode Penelitian	Metode yang digunakan adalah eksperimental menggunakan fantom untuk mengetahui pengaruh variasi Pitch terhadap kualitas citra dan lama waktu penyinaran, dengan variasi 0.55, 0.75, 1, 1.25, dan 1.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Noise diperoleh dengan mengukur ROI pada pusat dan tepi fantom. Noise dihitung dengan rumus : $Ss = Sm \frac{kV}{120} \sqrt{\frac{mAs\ x\ Sllicewidth}{300\ x\ 8}}$

Variation*pitch*	*Noise* image measurable	*Noise* corrected image(HU)
0,55	5,51	1,984
0,75	5,76	2,071
1	5,97	2,145
1,25	6,11	2,198
1,5	6,26	2,252

Dari hasil diatas diperoleh bahwa Noise tertinggi pada Pitch 1,5 dengan nilai 2,252 HU sedangkan Noise terendah pada Pitch 0,55 dengan nilai 1,984 HU. Berdasarkan uji statistik menggunakan one way Annova diperoleh bahwa terdapat perbedaan signifikan pengaruh Pitch terhadap Noise.

Variation*pitch*	time*scanning*(s)
0,55	7,9
0,75	6,5
1	5,8
1,25	4,9
1,5	4,3

Dari hasil diatas menunjukkan bahwa waktu terlama pada Pitch 0,55 yaitu 7,9 detik sedangkan waktu tercepat pada Pitch 1,5 yaitu 4,3 detik. Berdasarkan uji statistic yang sama diperoleh hasil signifikan. Hal ini menandakan terdapat pengaruh yang signifikan perubahan Pitch terhadap waktu penyinaran.
Berdasarkan hasil penelitian ini diperoleh bahwa semakin besar Nilai Pitch maka semakin rendah Noise namun semakin lama waktu penyinaran. Namun semua nilai Noise pada pengujian masih masuk rentang referensi yaitu -4 sampai 4 sesuai Perka Bapeten. Pemilihan Pitch sangat penting untuk mendapat kualitas citra yang baik dengan dosis

	radiasi yang kecil. Pitch yang kecil meningkatkan lama waktu, mengurangi noise dan mencegah artefak. Sebaliknya Pitch yang besar menyebabkan area tidak terdeteksi oleh detector, mengurangi dosis radiasi tetapi meningkatkan noise.
Kesimpulan	Terdapat pengaruh yang signifikan variasi Pitch terhadap kualitas citra dan waktu penyinaran.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Analysis of the Effects of Variation of Phantom Diameter on Radiation Dose on Image Dicom CT Scan Using IndoseCT**
Penulis	: **Intan Andriani1*, Trisna Budiwati2 , Diah Rahayu Ningtias**
Jurnal	: Jurnal Eduhealth
Vol (No.) Halaman	: 13*, No. 1*
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan merupakan alat yang dapat menghasilkan irisan citra sagittal, coronal dan axial pada objek atau pasien yang menjalani pemeriksaan. CT Scan dapat mendeteksi trauma pada kasus kanker namun dapat memberikan dosis radiasi yang sangat tinggi. Dosis radiasi dapat diukur dengan metode CTDI. Pengukuran CTDI pada fantom dapat mengestimasi dosis radiasi pada pasien, termasuk dosis permukaan. Pengukuran dapat dilakukan di atas maupun di bawah fantom karena sinar x berputar 360°.
Metode Penelitian	Metode yang digunakan adalah pengukuran CTDI pada fantom yang berbeda ukuran. Tipe penelitian ini adalah kuantitatif dan eksperimental. CTDIvol dipengaruhi oleh Pitch, Kolimasi dan nilai spesifik lain pada CT Scan. Nilai lain yang menggambarkan dosis adalah DLP, yaitu perkaliaan CTDIvol dengan Panjang Scan. Pada penelitian ini menggunakan Software IndoseCT untuk menganalisa hasil CTDI hasul pengukuran.
Hasil Penelitian dan Diskusi	**Table 1. Measurement Data For Ctdic, Ctdiw, And Ctdivol Using A Radiation Detector** No | Effective Diameter (cm) | Effective mAs | Normalized CTDIc | Normalized CTDIw | Normalized CTDIvol 1 | 8 | 14 | 25.90 | 39.53 | 46.51 2 | 16 | 24 | 23.31 | 35.57 | 39.44 3 | 24 | 51 | 10.61 | 16.20 | 19.06 4 | 32 | 120 | 5.83 | 8.90 | 10.47 Figure 1. Graph Measurement of CTDIc, CTDIw, and CTDIvol *Analysis of the Effects of Variation of Phantom Diameter on Radiation Dose on Image Dicom CT Scan Using IndoseCT- **Intan Andriani, Trisna Budiwati, Diah Rahayu Ningtias*** Nilai CTDI semakin berkurang seiring bertambahnya diameter. Data juga menunjukkan perubahan arus (mAs) pada setiap penyinaran CT Scan. Hal ini karena CT Scan memiliki fitur auto mAs yang dapat berubah sesuai besar fantom. Hasil pengukuran CTDI baik dari pengukuran maupun Software Indosect, sama-sama menunjukkan trend yang sama, yaitu penurunan nilai CTDI seiring bertambahnya diameter fantom.
Kesimpulan	Dosis Radiasi (CTDI) CT Scan menggunakan perhitungan Software IndoseCT dan pengukuran menggunakan alat Piranha menunjukkan penurunan terhadap peningkatan fantom. Estimasi pengukuran dosis menggunakan Software IndoseCT menunjukkan hasil yang akurat

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Computed Tomography Protocol Optimisation for Pediatric Head Trauma : radiation Dose and Image Quality Assesment.**
Penulis	: **Evelyn Anaafi*, Mary Boadu, Albertina Rusandu, Mercy Afadzi, Kwame Anokye Amoabeng**
Jurnal	: Scientific Research Publishing
Vol (No.) Halaman	: 11, 160-175
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan menjadi alat yang sering digunakan untuk mengidentifikasi luka pada kepala. Pengurangan arus berdasarkan usia, ukuran dan berat merupakan hal yang sebelumnya dilakukan untuk optimisasi radiasi pada anak-anak. Akan tetapi saat ini penurunan energy radiasi menjadi metode yang menarik karena terbukti tegangan (kV) yang tinggi dapat menaikkan dosis radiasi tanpa memberikan manfaat diagnostik. Kualitas citra dibuktikan dengan parameter Modulation Transfer Function(MTF), rasio kontras dan noise (CNR), uniformity, CT Number dan Noise. Kualitas citra merupakan gabungan antara pembuktian objektif melalui pengukuran fisik dan pembuktian subyektif melalui persepsi klinisi. CNR merupakan kemampuan menggambarkan jaringan berbeda melalui Noise. MTF menentukan seberapa banyak kontras pada objek asli yang ditangkap oleh detector. CT Number adalah Hounsfield unit. Noise menggambarkan semua konten citra yang membatasi kemampuan menampakkan lesi atau patologi. Kualitas citra CT biasanya dipengaruhi oleh algoritma rekonstruksi yang digunakan. CT Scan pada anak merupakan focus yang menarik karena ada potensi karsinogenik dari pencitraan medis. Risiko leukimia dan tumor otak meningkat seiring meningkatnya akumulasi dosis radiasi. Oleh karena itu protokol CT Scan harus bedakan antara pasien dewasa dengan pasien anak-anak. Hal ini karena anak-anak memiliki sel tubuh yang membelah sangat cepat dan lebih sensitive atau mudah rusak. Penelitian ini bertujuan untuk optimisasi CT Scan kepala trauma pada anak dengan menganalisa kualitas citra menggunakan parameter noise, resolusi kontras, resolusi spatial dan spektrum power noise serat efeknya terhadap dosis radiasi.
Metode Penelitian	CT Scan yang digunakan adalah Siemens Somatom Sensation 64 Slices, Fantom Cathpan 600 dan fantom anthropomorphic. Fantom ini terbuat dari material yang mirip dengan manusia. Parameter penyinaran yang digunakan adalah tegangan 120, 100 dan 80 kV, Arus 300, 250, 230, 210 dan 190, Pitch 0,5 dan 0,9. Parameter ini diperoleh dari protokol yang sering digunakan di Ghana. Kualitas cir=tra dianalisa menggunakan : CT Number, Keseragaman, Homogenitas, CNR, MTF dan Spektrum power noise. Noise diukur dengan ROI pada citra : $\text{Noise } \alpha \frac{1}{\sqrt{mAs}}$ Contras to Noise Ratio (CNR) diukur dengan : $\text{CNR} = \frac{2(HU_m - HU_b)^2}{SD_m^2 + SD_b^2}$ CT Number diukur dengan ROI pada citra. Noise Power Spectrum (NPS) tidak hanya terpengaruh karena jumlah noise tetapi juga struktur noise, sehingga noise muncul di area bawah lurva NPS sedangkan bentuk kurva menunjukkan struktur noise.
Hasil Penelitian dan Diskusi	CTDIvol meningkat seiring meningkatnya mAs baik pada pitch 0,5 dan 0,9. Pada pItch 0,9 menunjukkan dosis radiasi yang lebih kecil daripada 0,5. Noise pada algoritma H30 kernel memberi dosis radiasi lebih rendah daripada H60 kernel.

	Akan tetapi tidak ada perbedaan signifikan pada Pitch yang berbeda. CNR pada H60 kernel menunjukkan dosis radiasi lebih kecil daripada H30 kernel. H60 kernel meningkatkan CTDIvol tanpa merubah CNR. H30 kernel meningkatkan CNR secara tidak linier dengan peningkatan CTDIvol. Pada CNR 5,282 dan CTDIvol 39,1 terdapat keseimbangan kualitas citra dan dosis radiasi. Dengan begitu dapat digunakan protokol baru dari 120 kVp 250 mAs menjadi 120 kVp 190 mAs. Pada spatial frekuensi 50%, MTF konstan pada saat CTDIvol meningkat. Pada kondisi 10%, MTF meningkat pada saat CTDIvol meningkat. NPS menunjukkan H60 kernel miring ke kanan dan H30 kernel miring ke kiri. Dosis radiasi meningkat seiring meningkatnya CTDIvol baik pad pitch 0,5 dan 0,9. Tetapi ada penurunan dosis sebanyak 45% Ketika pitch diubah dari 0,5 ke 0,9. Penurunan Arus (mAs) dapat meningkatkan noise, menurunkan kontras citra dan dosis radiasi. Persentase penurunan arus sama dengan persentase penurunan dosis radiasi, seperti penelitian sebelumnya bahwa penurunan arus 11% dan 20% menyebabkan penurunan dosis radiasi sebesar 11% dan 20% secara berturut turut. Artinya terdapat hubungan linear dari arus dan dosis radiasi. Peningkatan noise juga terjadi pada perubahan H30 dan H60 kernel yang artinya H60 tidak cocok untuk organ kontras rendah seperti kepala. CNR meningkat seiring penurunan CTDIvol, karena pada dosis rendah terdapat peningkatan noise juga. CNR terendah terjadi pada kVp terendah, CNR turun secara drastic akibat perubahan Teknik rekonstruksi yang digunakan. Sehingga pada organ kepala lebih baik memakai H30. CNR juga meningkat seiring peningkatan mAs kecualin pada nilai 210 mAs. MTF memiliki nilai lebih tinggi jika menggunakan H60 kernel daripada H30 kernel. H30 lebih cocok untuk struktur tulang daripada otak. Resolusi kernel digunakan untuk mempengaruhi kemampuan sitem pencitraan untuk membedakan objek pada dua dimensi spasial sebuah citra. Pergeseran H60 kernel ke kanan dan H30 kernel ke kiri menunjukkan H60 memiliki citra lebih tajam meski lebih banyak noise. H60 lebi cocok untuk pemeriksaan kepala sedangkan H30 lebih baik untuk pencitraan tulang.
Kesimpulan	Pitch 0,9 memberikan dosis radiasi lebih rendah daripada Pitch 0,5 dengan reduksi sebesar 2,3%. H30 kernel memberi nilai noise dan CNR lebih besar daripada H60 yang nilainya juga besar pada MTF dan NPS. CNR meningkat seiring CTDIvol meningkat dan noise menurun seiring CTDIvol menurun.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: A Study of Water Phantom Homogeneity from DICOM CT-Images Based on ImageJ**
Penulis	**: Yati, H.1; Sra, H.P.1; Thareq, B.2; Novitrian, N.1; Freddy, H.1; Abdul, W.1**
Jurnal	: Journal of Nuclear Technology in Applied Science
Vol (No.) Halaman	: 8, 179 :186
Tahun	2020
Pendahuluan	Distribusi CT number pada fantom air memiliki variasi pada setiap irisan. Variasi ini dapat mempengaruhi dosis serap. Ada beberapa parameter yang digunakan untuk menganalisa homogenitas fantom air. Penelitian ini menggunakan mean CT Number, Standrad deviasi, dan perbedaan antara nilai terhitung dan terukur. Keseragaman menggambarkan bagaimana suatu citra pada objek homogen dapat secara seragam ditampilkan. Penelitian ini bertujuan untuk menaganalisa distribusi CT Number dan menentukan homogenitasnya yang berpengaruh terhadap rencana pengobatan.
Metode Penelitian	Fantom yang digunakan adalah IBA Dose 1 tipe dengan ukuran 40 x 25 cm x 35 cm. Penyinaran menggunakan CT Scan Siemens Somatom Emotion CT Scanner dengan parameter 130 kVp. 320 mAs, 1 mm Slice Thickness. Pemrosesan citra menggunakan analisis bit dan distribusi CT Number. Nilai yang diperoleh dari kedua metode dianalisa menggunakan distribusi normal. Analisa difokuskan pada fantom air pada HU -7 sampai +7 yang merepresentasikan nilai HU air.
Hasil Penelitian Diskusi	Berdasarkan analisis, distribusi CT number air dan akrilik terukur pada -5,66HU dan 70,94HU. Berdasarkan penelitian diperoleh perbedaan pengukuran dan perhitungan sebesar 2,67%. Kondisi yang harus diperhatikan berkaitan hasil pengukuran CT Number adalah : Periksa input distribusi data CT number dari citra CT setiap irisan menggunakan ImageJ, periksa pengaturan pada saat pengukuran, periksa geometri fantom terhadap ukuran ROI, periksa lebar bin setelah mengukur ROI, membatasi pengamatan ROI, periksa ukuran geometri fantom dan membandingkan hasil pengukuran dan pengukuran data ukuran citra CT setiap irisan.
Kesimpulan	Terdapat perbedaan antara perhitungan dan pengukuran sebesar 2,67%.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Radiation Dose Reduction for 80 kVp Pediatric CT Using Deep Learning – Based Reconstruction : A Clinical and Phantom Study**
Penulis	**: Yasunori Nagayama, MD, PhD1, Makoto Goto, RT2, Daisuke Sakabe, PhD2, Takafumi Emoto, RT2, Shinsuke Shigematsu, RT2, Seitaro Oda, MD, PhD1, Shota Tanoue, MD, PhD1, Masafumi Kidoh, MD, PhD1, Takeshi Nakaura, MD, PhD1, Yoshinori Funama, PhD3, Ryutaro Uchimura, MD1, Sentaro Takada, MD1, Hidetaka Hayashi, MD1, Masahiro Hatemura, RT2, Toshinori Hirai, MD, PhD1**
Jurnal	: Pediatric Imaging
Vol (No.) Halaman	: AJR 219, 315-325
Tahun	2021
Pendahuluan	Teknik optimisasi dosis adalah hal yang saat ini sedang dikembangkan. Penurunan tegangan menjadi pilihan efektif untuk menurunkan dosis radiasi. Namun kekurangannya adalah meningkatkan noise. Iterative reconstruction (IR) merupakan teknisk standard arus untuk mengurangi noise. Namun kekurangannya tidak dapat menampakkan tekstur noise, resolusi spasial, detektabilitas objek kontras rendah. Metode DRL atau Deep Learning Based Reconstruction adalah teknik rekonstruksi yang menghubungkan jaringan neural convolusional kepada proses rekonstruksi untuk menghasilkan citra kualitas tinggi rendah noise dalam waktu rekonstruksi yang cepat. Penelitian ini memeriksa apakah DLR dibandingkan dengan HIR dan MBIR dapat digunakan untuk mengurangi Dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra pada CT Pediatri tegangan rendah.
Metode Penelitian	Database pasien pediatri MDCT 320 dari January 2017 hingga January 2021 dievauasi. Juni 2017 hingga Agustus 2021 pasien menajalani pemeriksaan dengan protokol standard sedangkan mulai September 2019 sampai Januari 2021 pasien menggunakan protokol reduksi dosis radiasi. Pada masing-masing protokol, direkonstruksi dan disimpan untuk dianalisa. Parameter CT Scan yang digunakan adalah 80 kVp, kolimasi 80 x 0,5 mm, helical Pitch 0,813 dan waktu rotasi 0,35s. Lagoritma Deep learning based Rekonstruksi : jaringan neural convolusional AiCE dipilih untuk mendapatkan citra kualitas tinggi menggunakan HIR dosis rendah sebagai input dan MBIR dosis tinggi sebagai output berdasarkan dataset pengujian. Algoritma merekonstruksi citra HIR dari data mentah kemudian mengaplikasikan jaringan neural convolusional pada ruang citra untuk menghilangkan noise dan meningkatkan definisi tepi. Dosis radiasi yang digunakan adalah metode SSDE. Analisa quantitive dilakukan dengan penilaian Radiologist yang berpengalaman 7 Tahun. Penilaian menggunakan perhitungan ROI, mean SD, SNR dan CNR dari citra organ. Analisa qualitative menggunakan penilaian radiologis terhadap magnitude noise, tekstur noise artifak, ketajaman tepi menggunakan skala (1. Tidak diterima, 2. Suboptimal tetapi cukup secara diagnostic, 3. Rata-rata, 4. Exellent). Evaluasi fantom citra dilakukan dengan Analisa magnitude noise, struktur noise dan resolusi spatial. Penelitian ini menggunakan fantom Cathpan 700 diameter 20 cm, dengan kondisi penyinaran 80 kVp, waktu rotas 0,35 dan pitch 0,831 dan kolimasi 80 x 0,5 mm. Kemudian data mentah direkonstruksi menggunakan HIR, MIDR dan DLR pada kondisi level reduksi noise dan tebal irisan 1 mm. Analisa Kualitas citra menggunakan Software imQuest, version 7.1 Duke University. Analisa tersebut meliputi kurva NPS, magnitude noise, puncak NPS dan rerata frekuensi spasial. Semakin tinggi nilai frekuensi spasial maka semakin tajam tekstur noise, sebaliknya semakin rendah nilai frekuensi spasial maka semakin buram tekstur noise. Kualitas citra dan deteksi lesi tidak hanya bergantung pada noise tetapi juga pada resolusi spasial yang bergantung pada dosis radiasi dan level kontras yang secara matematis tidak liner terhadap IR dan DLR. Waktu kualitas citra pada masing – masing algoritma dilakukan sebanyak 3 kali pada arus terendah (mA). Analisa statistik dosis radiasi dan karakter pasien dilakukan dengan membandingkan

	antara protokol standard dan grup dosis rendah menggunakan independent t test untuk varians data yang sama, Welcht test untuk varians tidak sama dan chi square untuk data kategorik. Paremeter citra quantitative antara algoritma rekonstruksi diuji menggunakan independent t test dengan Welch untuk varians sama dan Holm untuk varians tidak sama.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Total 31 pasien anak menjalani pemeriksaan dengan protokol standard dan 34 anak menjalani pemeriksaan dengan protokol dosis rendah. Dosis radiasi protokol dosis rendah 54% lebih rendah daripada protokol standard. Noise pada mode MBIR dan DLR lebih rendah daripada mode HIR, SNR pada mode MBIR dan DLR lebih tinggi daripada mode HIR, CNR pada mode MBIR dan DLR lebih tinggi daripada mode HIR. Secara kualitatif penilaian pengamat dilakukan terhadap noise citra, tekstrur noise, artefak, ketajaman citra dan kualitas keseluruhan. Hasilnya, magnitude noise, tekstur noise, ketajaman tepi dan kualitas keseluruhan nilainya lebih tinggi pada DLR daripada HIR dan MBIR. Pada evaluasi fantom, hasilnya menunjukkan bahwa secara berturut-turut, magnitude noise terendah adalah mode MBIR, DLR kemudian HIR, puncak NPS terendah adalah DLR, MBIR dan HIR, frekuensi spasial terendah adalah DLR, HIR kemudian MBIR. TTF50% untuk jaringan kontras rendah secara berturut-turut dari yang tertinggi adalah HIR, DLR kemudian MBIR. Nilai indeks detektabilitas tertinggi adalah DLR secara umum daripada mode HIR dan MBIR. Metode DLR dilakukan untuk mengurangi dosis radiasi terutama pada anak-anak tanpa mengurangi kualitas citra. Mode DLR ini ternyata lebih efektif daripada mode HIR dan MBIR karena dapat mengurangi dosis radiasi sekitar 54%. Mode DLR menghasilkan noise lebih rendah, SNR lebih tinggi dan CNR lebih tinggi. Mode DLR juga meningkatkan ketajaman tepi sehingga secara umum memberikan kualitas citra yang lebih baik. DLR secara substansial mengurangi komponen noise frekuensi rendah tanpa menurunkan resolusi kontras, sehingga memberikan tekstur noise lebih tajam dan juga lebih baik untuk mendeteksi objek karena memiliki indeks deteksibilitas baik.
Kesimpulan	DLR digunkan untuk pasien anak-anak agar mengurangi dosis radiasi dengan tetap mempertahankan kualitas citra. DLR juga dapat digunakan untuk pasien dewasa.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **The Dose Optimization and Evaluation of Image Quality in the Adult Brain Protocols of Multi-Slice Computed Tomography: A Phantom Study**
Penulis	: **Thawatchai Prabsattroo 1,* , Kanokpat Wachirasirikul 1, Prasit Tansangworn 1, Puengjai Punikhom 1 and Waraporn Sudchai**
Jurnal	: Jurnal of Imaging
Vol (No.) Halaman	: 13*, No. 1*
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan merupakan alat yang menyebabkan dosis radiasi tinggi terutama pada kepala. Saat ini terdapat berbagai teknik inovasi, algoritma dan tindakan untuk mereduksi dosis radiasi. Sesuai prinsip proteksi radiasi, optimisasi diperlukan untuk memastikan pasien menerima dosis radiasi yang cukup dan kualitas citra diagnostic yang baik. Dosis radiasi CT Scan memberikan potensi risiko yang tinggi kepada pasien. Apalagi dengan bertambahnya penggunaan CT Scan di seluruh dunia, menambah besar dosis radiasi akumulasi. Parameter yang berpengaruh terhadap paparan radiasi pasien adalah kVp, mA, mAs, Pitch, Panjang Scan, Tebal Irisan dan algoritma rekonstruksi. Contoh algoritma rekonstruksi yang dipakai merk CT Scan adalah algoritma Iterative Rekonstruksi (IR). Algoritma ini mampu mengurangi noise citra, meningkatkan detail kontras rendah, mengurangi artefak dan dosis radiasi serta mempertahankan resolusi kontras tinggi. IR dibagi menjadi Statistikal atau Hybrid (HIR) dan Model based-IR (MBIR). HIR menggunakan filtrasi iterative pada proyeksi dan ruang citra, contoh HIR adalah ASIR, ASIR-V, AIDR3D, iDose dan SAFIRE. Sedangkan MBIR menggunakan proyeksi estimasi arus pada ruang citra terhadap ruang proyeksi untuk menstimulasi data proyeksi. Setelah perbandingan simulasi dan pengukuran data proyeksi, data citra dapat diperbarui dan dikomputasi melalui proyeksi belakang pada cara koreksi. Kondisi ini diulang sampai mendapatkan hasil yang dicapai. Contoh MBIR adalah VEO, IMR, ADMIRE dan FIRST. Evaluasi objektif dan subyektif dapat digunakan untuk menganalisa kualitas citra pada citra CT Scan. Evaluasi secara obyektif, menggunakan cara kuantitatif yaitu dengan fantom CT QA dengan menganalisa akurasi dan linearitas CT Number, resolusi spasial kontras rendah, fungsi transfer modulasi (MTF), deteksi kontras rendah, CNR, noise citra, keseragaman dan niali mean CT Number. Sedangkan evaluasi subyektif menggunakan cara kualitatif menggunakan penilaian skor kualitas citra oleh dokter radiologi. Protokol optimisasi harus menyeimbangkan dosis radiasi dan kualitas citra karena parameter akuisisi scan dapat mempengaruhi kualitas citra. Oleh karena itu perlu dilakukan penelitian protokol optimisasi dengan variasi kVp, mAs, SNR, dan Iteratif rekonstruksi Clearview. Fantom yang digunakan adalah Cathpan 700 dan Software yang digunakan adalah AutoQA untuk menganalisa hasil pengukuran.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT Scan Neusoft 128 Slices dan fantom Cathpan 700. Paaremeter yang divariasi adalah kVp, mAs, SNR, dan Iteratif rekonstruksi Clearview. Setelah selesai pengukuran, dosis radiasi DLP dan CTDIvol dicatat. Software yang digunakan untuk Analisa kualitas citra adalah AutoQA Plus v.1.8.7.0. Akurasi CT Number diukur menggunakan ROI pada beberapa material pada fantom Cathpan 700. Nilai ROI masing-masing material dibandingkan dengan nilai referensi fantom. Linieritas dinilai dari koefisien korelasi Pearson antara nilai CT Number terukur dengan koefisien atenuasi target. Akurasi dan linieritas CT Number tidak boleh melebihi nilai referensi. Resolusi spasial kontras tinggi adalah kemampuan membedakan objek kontras tinggi dengan onjek di sekelilingnya. Resolusi kontras tinggi diukur dengan menghitung MTF dan analisa objektif atau asespen pola bar. Resolusi spasial diukur dengan kawat kecil pada Point Spread Function (PSF) dengan ukuran 0,05 mm. PSF menyebarkan gambaran Line Spread Function (LSFs) pada arah horizontal dan vertikal. MTF dihitung dengan deret Fourier dengan nilai pasang garing/cm pada 50%, 10%, dan 2% pada MTF. Batas toleransi resolusi spasial harus lebih dari 5 lp/cm sedangkan batas MTF pada 50%, 10% dan 2% harus lebih dari 3, 5 dan 7 cycles/cm secara berturut-turut.

	Resolusi kontras rendah merujuk pada kemampuan sistem membedakan struktur kontras rendah dan latar belakangnya. CNR mengukur perbedaan sinyal target dan sinyal latar. Detektabilitas kontras rendah juga ditampilkan dalam bentuk kurva Dimana level kontras minimal pada suatu diameter harus terlihat. Rasio noise kontras (CNR) harus sesuai standard 1 pada protokol scan kepala. Keseragaman Mean dan Noise CT Number diukur dengan membuat ROI di pusat dan tepi fantom pada posisi jam 12, 3, 6 dan 9. Nilai noise didefinisikan oleh nilai Standard Deviasi (SD) yang diukur di pusat fantom dengan ukuran ROI sebesar 40% dari fantom. Nilai mean CT Number didefinisikan oleh nilai mean ROI pada pusat fantom dengan diameter 10 % dari ukuran fantom. Nilai mean tidak boleh melebihi 12 ± 10 HU, noise level tidak boleh melebihi 5 dan keseragaman pusat dan tepi tidak boleh melebihi 5 HU. Dosis radiasi diperoleh dari nilai DLP dan CTDIvol pada laporan dosis. Analisa statistik pada data kuantitatif Akurasi dan Linieritas CT Number menggunakan korelasi Pearson's. Data fantom hasil analisa diperoleh dari Software AutoQA Plus dan dibandingkan dengan milai referensi protokol atau spesifikasi fantom atau rekomendasi ACR atau IEC. Dosis radiasi baik DLP maupun CTDIvol hasil pengujian dibandingkan dengan protokol standard dan dianalisa perbedaannya menggunakan one way ANOVA dan Turkey Post Hoc.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Pada kondisi standard, CT Number material Teflon dan Delrin tidak lolos, pada 80 kV Akrilik, Tulang, LDEP, Polystyrene dan PMP tidak lolos, pada 100 kV material Teflon dan Delrin tidak lolos, dan pada 140 kV Tulang dan Delrin tidak lolos. Nilai MTF pada semua kondisi protokol optimisasi tercatat lolos kriteria. MTF semakin tinggi jika tegangan dinaikkan, MTF semakin tinggi saat arus (mAs) dinaikkan dan MTF juga semakin tinggi saat level SNR dinaikkan. Protokol 80 kVp dan 100 kVp memiliki resolusi spasial kontras tinggi yang lebih tinggi daripada 120 kV dan 140 kV. Perubahan mAs, SNR dan persentase IR Clearview tidak mempengaruhi resolusi spasial kontras tinggi. Meningkatkan kVp, mAs, SNR dan Persentase IR Clearview meningkatkan detektabilitas kontras rendah pada objek kontras rendah dan objek dengan diameter kecil. Sebaliknya, menurunkan kVp, mAs, SNR dan persentase IR Clearview dapat menurunkan nilai detektabilitas kontras rendah. Pada CNR, meningkatkan dosis radiasi dengan meningkatkan kVp, mAs dan SNR menyebabkan peningkatan CNR. Sebaliknya menurunkan kVp, mAs dan SNR menyebabkan penurunan detektabilitas kontras rendah.semakin tinggi persentase Clearview IR maka semakin meningkat CNR. Keseragaman Noise dan CT Number pada semua protokol masuk dalam toleransi 5 HU kecuali pada tegangan 80 kVP yang menyebabkan nilai CT Number dibawah toleransi. Dosis radiasi pada protokol optimisasi 80 kVp, 100 kVp, 100 mAs, 200 mAs, SNR 0,3 dan SNR 0,7 lebih rendah daripada protokol standard. Sedangkan pada tegngan 140 kVp, 400 mAs, SNR 1,3 dan SNR 1,7 menyebabkan dosis radiasi lebih tinggi daripada protokol standard. Perubahan IR Clearview tidak mempengaruhi dosis radiasi. Optimisasi diperlukan untuk memastikan pasien memperoleh dosis radiasi yang rendah dengan citra yang tetap berkualitas. Optimisasi peru dilakukan khususnya pada kepala rutin karena terdapat lensa mata yang sensitive terhadap radiasi. Optimisasi dilakukan dengan melakukan variasi parameter CT Scan kemudian menganalisa hasilnya seperti sebagaimana disebutkan diatas. Akurasi CT Number pada tegangan 80 kVP tidak memenuhi standard karena pada kondisi 80 kVp rerata energi menjadi berkurang sehingga mempengaruhi koefisien absorbsi (μ) lalu meningkatkan CT Number. Menurunkan tegangan artinya menurunkan energi dan akurasi CT Number. Resolusi spasial kontra tinggi digunakan untuk membedakan objek kecil dengan kontras tinggi. MTF lebih rendah pada 80 kVP dan 140 kVp daripada 100 dan 120 kVp. Pada 80 kVP terjadi karena banyak peningkatan noise dan pada 140 kVp dikarenakan banyaknya radiasi hambur yang mempengaruhi. Meningkatkan mAs dan SNR dapat meningkatkan radiasi dan menurunkan level noise rendah. Faktor yang mempengaruhi MTF dan rekonstruksi spasial tidak hanya algoritma rekonstruksi tetapi juga lebar detector, tebal irisan spasial, jarak detector ke objek, ukuran fokal spot tabung Sinar X dan ukuran matriks. Detektabilitas kontras rendah adalah kemampuan memisahkan objek kontras rendah dari latar. Protokol yang menggunakan dosis rendah dapat menurunkan resolusi kontras rendah. Sebaliknya peningkatan protokol dosis dan persentase algoritma rekonstruksi yang lebih tinggi mampu meningkatkan resolusi kontras rendah dan CNR.

	Keseragaman citra diukur untuk mengetahui kestabilan CT Number dengan cara membandingkan CT Number pusat dengan CT Number tepi. Semua protokol tidak memenuhi standard yaitu ± 4 HU. Protokol yang menggunakan paremeter tinggi pada kVp, mAs, dan IR Clearview dapat menurunkan Noise. DLPvol dan DLP digunakan untuk mengevaluasi dosis radiasi pada protokol yang berbeda. Menaikkan kVp, mAs dan SNR dapat menaikkan dosis radiasi. Sedangkan menaikkan persentase IR Clearview tidak mempengaruhi dosis radiasi tetapi dapat menurunkan kualitas citra. Semakin tinggi persentase IR Clearview dapat meningkatkan MTF, CNR, detektabilitas kontras rendah dan menekan level noise. Dengan kata lain penggunaan protokol dosis rendah, IR mampu meningkatkan dan mempertahankan kualitas citra pada rentang standard. Penilaian citra pada pasien harus dilakukan oleh Radiolog yang kompeten.
Kesimpulan	Protokol rutin CT Scan kepala harus dioptimisasi untuk menghasilkan dosis radiasi lebih rendah tanpa mengurangi kualitas citra. Tegangan dapat diatur pada 100 dan 120 kVP karena dibawah 100 kVp dapat menyebabkan penurunan CT Number. Arus harus pada rentang 200 – 300 mAs karena arus 200 mAs dapat menurunkan dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra. SNR harus diatur pada rentang 0.7 – 1.0 karena pada SNR 0.7 sudah mampu menurunkan dosis radiasi dengan tetap mempertahankan nilai CNR, detektabilitas kontras rendah, dan noise tetap dalam batas toleransi. Namun nilai keseragaman akan meningkat. Clearview harus diatur pada angka 30%, 60% atau lebih. Clearview pada 30% atau lebih mampu mengurangi noise, detektabilitas kontras rendah dan CNR tanpa mengurangi dosis radiasi. Noise dan ketidakseragaman CT Number meningkat saat menggunakan protokol dosis rendah.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Image quality and radiation dose assessment for the clinically applied 16-slice CT scanner using PMMA phantom and quality assurance phantom**
Penulis	**: Tadelech Sisay Mekonin1* and Tilahun Tesfaye Deressu1**
Jurnal	: Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine
Vol (No.) Halaman	54 :95
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan merupakan sumber paparan radiasi medis terbesar. CT Scan digunakan secara besar dna menyebar ke seluruh dunia. Seiring berkembangnya teknologi, terdapat CT multi irisan (Multislices CT Scan) dengan variasi tebal irisan 2, 16, 32, 64 dan 120 yang mampu memberikan kualitas citra lebih baik namun memberikan dosis radiasi lenbih tinggi disbanding irisan satu (single slice). Dosis radiasi menyumbang 50% dosis efektif kolektif manusia. Pengujian dosimeter CT Scan dan kualitas citra merupakan dua komponen penting untuk mengevaluasi kinerja CT Scan. Evaluasi kualitas citra penting dilakukan agar mendapatkan informasi diagnostik yang baik dengan dosis radiasi serendah mungkin. Dari semua parameter, Kualitas citra dan dosis radiasi dipengaruhi oleh sistem detektor, keluaran tabung Sinar X, teknik rekonstruksi. Untuk mengetahui dosis radiasi dan kualitas citra menggunakan teknik pengukuran dosis radiasi dan software pemrosesan citra. Parameter yang divariasi adalah tegangan tabung, arus, waktu paparan dan pitch.
Metode Penelitian	Pengukuran DLP dan CTDIvol menggunakan fantom PMMA sedangkan parameter kualitas citra seperti keseragaman, akurasi CT Number dan Noise citra menggunakan fantom jaminan kualitas. CT Scan yang digunakan adalah Philips 16 Slice. Protokol pengujian fantom untuk menganalisa keseragaman, noise dan CT Number menggunakan 120 kVp, 150 mAs, rotation times 1000mAs dan Pitch 0,98. Protokol pengujian dosis menggunakan 120 kVp dan 100 mAs. Pengukuran akurasi CT Number juga dilakukan pada kondisi 120 kVp dan 500 mAs. Software pemrosesan citra yang digunakan adalah ImageJ. Analisa kualitas citra dilakukan pada akurasi CT Number pada beberapa material, keseragaman citra pada pusat dan tepi fantom, Noise, CNR dan Resolusi pada fantom. Akurasi CT Number menunjukkan kemampuan menampilkan CT Number secara akurat, Keseragaman citra dihitung dari standard deviasi pada 5 ROI yang berbeda yang nilainya harus pada rentang 5 HU. Noise merupakan fluktuasi stokastik piksel disekitar nilai mean sedangkan sinyal langsung dikaitkan pada jumlah deteksi foto. Perbandingan antara sinyal terhadap noise disebut dengan CNR. Nilai toleransi noise tidak boleh melebihi 10%. Resolusi kontras rendah dan kontras tinggi berhubungan dengan minimal ukuran rinci yang dapat diamati pada sebuah bidang irisan.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil pengukuran dosis menggunakan fantom PMMA pada kepala adalah CTDIvol 10 mGy dan DLP 680 mGy, pada badan adalah CTDIvol 6,1 mGy dan DLP 587 mGy. CT Number pengukuran memenuhi nilai standard dan keseragaman juga tercatat tidka melebihi 8HU. Noise adalah standard deviasi pada fantom. CNR mengevaluasi Tingkat sinyal dalam noise. Perhitungannya dengan membagi rata-rata keabuan ROI dengan latar ROI. Hasil penelitian menunjukkan CT Number keabuan 63.9HU, CT Number latar 54.7HU dan nilai Standard deviasi yang tercatat adalah 4 HU sehingga CNR 2.3HU. CNR pada pasien kepala dewasa, kepala anak dan abdomen dewasa harus lebih dari 1, sedangkan abdomen anak harus lebih dari 0.5. artinya noise memenuhi standard. Keseragaman diukur dengan rata-rata standard deviasi dari ROI tepi dan pusat. Standrad deviasi pusat tercatat 4 HU dan tepi 3,7 HU, 3,5 HU, 7,3 HU, 3,7 HU. Rerata HU adalah 4,4 sehingga keseragaman sesuai referensi. Tujuan penelitian ini adalah memeriksa kualitas citra menggunakan fantom kualitas citra dan memeriksa dosis radiasi menggunakan PMMA. Parameter kualitas citra seperti noise, CT Number dan keseragaman memenuhi standard referensi. Dosis radiasi berupa CTDIvol dan DLP juga memenugi standard batas yang berlaku.
Kesimpulan	CT Scan perlu diuji kualitas citra dan dosis radiasinya karena bekerja menggunakan radiasi pengion yang tinggi. Semua parameter kualitas citra yang dianalisa pada fantom, memenuhi standard referensi. Demikian juga dosis radiasi yang diukur dengan fantom PMMA juga tidak melampaui batas yang berlaku.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimization protocols for head CT scans using an adult and a newborn phantom**
Penulis	**: Fernanda Stephanie Santos1,* and Arnaldo Prata Mourão1**
Jurnal	: Proccedings of the ISSSD
Vol (No.) Halaman	: 1, 159-325
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas yang paling sering dipakai untuk diagnosa. Hal ini karena CT Scan mampu melakukan pemindaian dengan cepat namun menghasilkan kualitas citra yang tinggi. Dosis radiasi CT Scan menjadi perhatian praktisi dari berbagai sektor untuk mengurangi dosis tanpa mengurangi kualitas citra terutama pada pasien anak-anak. Dosis radiasi yang diterima pasien anak-anak berkaitan langsung dengan energi yang digunkan apda saat proses apparan radiasi. Penggunaan CT Scan pada anak-anak terus meningkat karena adanya kecelakaan mobil, sepeda, arena permainan, dan cidera otak. Sehingga penting untuk menyusun protokol reduksi dosis radiasi tanpa mengurangi kualitas citra. Penelitian ini menggunakan fantom CT Kepala dewasa dan kepala anak-anak untuk mengetahui distribusi dosis radiasi CT Scan.
Metode Penelitian	CT Scan yang digunakan adalah CT Scan Philip 16 Slices, Fantom PMMA ukuran dewasa diameter 16 cm dan panjang 15 cm serta ukuran anak-anak diameter 11 cm dan panjang 15 cm. Semua fantom memiliki 5 lubang, satu pada posisi pusat dan keempat lainnya di tepi dengan posisi jam 12, 3, 6, dan 9. Pengukuran dosis dilakukan menggunakan Radcal Accu-Gold model 10X6-3CT yang digunakan secara bergantian pada kelima lubang tersebut. Protokol scan menggunakan variasi tegangan yaitu 70, 80, 100 dan 120 kV, arus 100 mA dan 100mAs, waktu 1 sa dan tebal berkas 10 mm. sedangkan protokol rutin yang biasa dipakai adalah tegangan 120 kV, arus 73,7 mA, muatan 110,5 mAs, waktu tabung 1,5s, tebal berkas 0,8 mm, Pitch 1,0625 dan rekonstruksi 1 mm. Noise juga dihitung pada fantom menggunakan ROI.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penetlitian menunjukkan bahwa protokol dengan tegangan 120 kV menghasilkan dosis radiasi tertinggi pada posisi 12 sebesar 20,93 mGy pada dewasa dan 21,99mGy pada bayi. Sedangkan dosis terendah pada tegangan 80 kV dengan dosis 4,95 mGy pada dewasa dan 5,81 mGy ukuran bayi. Pada tegangan 70 kV posisi 6 juga ditemukan dosis rendah yaitu 3,57 mGy. Dari semua pengukuran, dosis pada bayi selalu lebih tinggi dari dewasa. Pada protokol optimisasi, arus diatur sedemikian hingga noise pada pusat fantom kurang dari 1%. Parameter lain adalah Pitch, waktu, tebal irisan dan rekonstruksi. Protokol optimisasi menghasilkan dosis radiasi lebih rendah daripada protokol rutin dengan persentase reduksi 68,33% pada dewasa. Sedangkan pada anak-anak protokol optimisasi menghasilkan reduksi dosis radiasi sebesar 83,78%.
Kesimpulan	Dosis serap protokol optimisasi CT Scan kepala dewasa dan anak-anak yang diuji pada fantom PMMA menunjukkan penurunan signifikandibandingkan protokol rutin standard. Sehingga protokol optimisasi dapat digunakan sebagai alternatif protokol rutin.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Optimization of Dose Parameters to Patients Undergoing CT Scan Using Four Different CT Scanners with International Guidelines**
Penulis	: **Issahaku Shirazu1, 4, Y. B Mensah2, Cyril Schandorf3, S. Y. Mensah1, Alfred Owusu1**
Jurnal	: IJSRT
Vol (No.) Halaman	: 3*, 197 - 203*
Tahun	2017
Pendahuluan	Telah banyak Lembaga di seluruh dunia yang menetapkan nilai rujukan batas dosis radiasi sinar X pada manusia. CT Scan merupakan modalitas yang mengeluarkan dosis radiasi lebih tinggi daripada modalitas lainnya. Contohnya dosis radiasi CT Scan lebih tinggi 400 kali dibandingkan pemeriksaan Pesawat Sinar X Konvensional. Meskipun pemeriksaan CT Scan hanya 5% dari total pemeriksaan Sinar X namun menyumbang 34% dosis radiasi kolektif. Cara yang paling berguna untuk mengevaluasi dosis radiasi adalah menggunakan DLP. DLP merupakan hasil perkalian CTDIvol dengan panjang scan. Tujuan penelitian ini adalah untuk menentukan CTDI dan DLP pasien dan membandingkannya dengan standard internasional yang berlaku. Selain itu untuk menentukanvariasi dosis efektif pada pasien dengan protokol scan yang sama. Istilah yang digunakan untuk menyatakan dosis radiasi beragam diantaranya dosis serap, dosis organ, dosis ekivalen, dosis efektif dan tingkat dosis. Dosis yang sering digunakan adalah DLP sesuai rekomendasi ICRP pada kepala, dada, abdomen dan pelvis. DLP ini yang akan dibandingkan antar CT Scan yang berbeda. Telah banyak publikasi tentang dosis radiasi pada pasien tetapi hanya terbatas pada satu merk CT Scan, protokol dan hanya pada fantom. CTDI diformulasikan sebagai : $CTDI = \frac{1}{N.T}\int_{\infty}^{\infty} D\,(Z)\,dx$ $CTDI_{VOL} = CTDI_W/PITCH$ $PITCH = \frac{\Delta d}{N.T}$ Pada MSCT, Slice Thicknes atau tebal irisan ditentukan oleh jumlah detektor dan lebar detektor. Pada CT Scan Spiral, terdapat faktor Pitch yaitu pergerakan meja per rotasi gantry. $DLP = CTDI_{VOL} * L$ DLP adalah CTDIvol dikalikan panjang scan.	
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan empat CT Scan yaitu Phillips Brilliance 64 slices, Siemens Emotion 16 slices, GE Lightspeed 64 slices dan Toshiba Acquilion One multislices. DLP dan CTDIvol sejumlah 1920 data pasien dari keempat CT Scan tersebut dicatat kemudian dibandingkan dengan standard internasional yang berlaku. Selain itu juga dianalisa SNR atau rasio rerata proses latar dan standard deviasi di luar area. $SNR = \frac{\mu(Signal\ on\ organ) - \mu(signal\ on\ background)}{Noise\ (\sigma)}$	
Hasil Penelitian dan Diskusi	Hasil penelitian seperti yang tercantum pada table berikut : Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 6.6 | 224.49 | 0.426531 Siemen Emotion 16 | 5.9 | 176.9 | 0.33611 GE Lightspeed VCT 64 | 7.7 | 250.00 | 0.475 Toshiba Aquilion one | 7.2 | 239.96 | 0.455924 **Table 3.** Chest scanning and dose parameters Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 13.1 | 773.28 | 11.21256 Siemen Emotion 16 | 12.5 | 708.71 | 10.2763 GE Lightspeed VCT 64 | 14.2 | 803.11 | 11.6451 Toshiba Aquilion one | 13.4 | 781.1 | 11.32595 **Table 4.** Abdomen scanning and dose parameters Scanner (Manufacturers) | $CTDI_{vol}$ (mGy) | DLP mGy-cm | Effective dose mSv Philips brilliance 64 | 14.8 | 702.96 | 10.75529 Siemen Emotion 16 | 14.4 | 562.86 | 8.611758 GE Lightspeed VCT 64 | 16.8 | 828.8 | 12.68064 Toshiba Aquilion one | 15.2 | 725.12 | 11.09434	

DLP dan CTDIvol merupakan parameter yang penting untuk estimasi dosis radiasi. Dosis radiasi pasien bertambah seiring bertambahnya ukuran pasien. Protokol standard saat scan adalah seragam atau sama untuk semua rumah sakit. Tegangan berkisar antara 80 – 120 kV, arus 100 mAs-250mAs untuk pelvis, 60 – 350 mAs untuk abdomen dan dada serta 60 – 360 mAs untuk kepala. Berdasarkan hasil dapat dilihat bahwa dosis radiasi kepala paling kecil sedangkan dosis paling tinggi adalah abdomen. Hal ini karena pada saat protokol konstan, ada pengaruh panjang scan abdomen yang lebih panjang daripada scan kepala. Namun variasi Source to Detector Distance dapat mempengaruhi kualitas citra. Hal ini karena noise CT Scan berbanding terbalik dengan hukum quadrat terbailk jumlah foton yang diterima detektor. Untuk menganalisa kualitas citra, dibutuhkan perhitungan rasio CNR atau rasio sinyal terhadap noise. Proses optimisasi dosis dilakukan dengan membuat grafik antara SNR organ-organ dengan dosis radiasi. Hasilnya, tulang belakang adalah jaringan keras yang menerima sinyal lebih banyak diikuti oleh jaringan ginjal dan paru-paru. Artinya semakin besar densitas organ, semakin besar sinyal dan semakin rendah noise. Berikut adalah hasil perbandingan dosis radiasi dengan referensi:

Table 6. International guidelines and recommendation

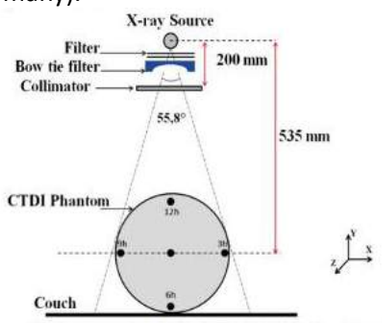
Body region	$CDTI/DLP_{ICRP}$	$CDTI/DLP_{EC}$	$CDTI/DLP_{ACR}$	$CDTI/DLP_{AAPM}$
Head	50/1050	60/1050	55.8/837	55.0/825
Chest	30/650	30/650	25/1000	12.0/480
Abdomen	20/780	35/780	25/500	19.1/382
Pelvis	20/780	40/780	15/600	19.1/764

Table 7. International guidelines and standards

Examination	Mean values	Japan	UK	EC
Head CT				
$CTDI_w$ (mGy)	39	47	66	60
DLP (mGy - cm)	544	527	787	1050
Chest CT				
$CTDI_w$ (mGy)	9.3	9.5	17	30
DLP (mGy - cm)	348	447	488	650
Abdominal CT				
$CTDI_w$ (mGy)	10.4	10.9	19.0	35
DLP (mGy - cm)	549	696	472	780

Kesimpulan	Analisa variasi dosis radiasi pada kepala, dada, abdomen dan pelvis telah dilakukan. Protokol scan yang berbeda pada CT Scan berbeda menyebabkan variasi dosis radiasi. Terdapat temuan bahwa dosis radiasi penelitian lebih besar dari standard refrensi dikarenakan panjang scan yang lebih besar. Sehingga memerlukan optimisasi protokol CT Scan. Optimisasi ini didasarkan pada indikasi klinis, area scan dan ukuran badan pasien.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Anthropometric and computed tomography scan exposure measurements among adult patients, a hospital-based study**
Penulis	**: *Geoffrey Erem, Samuel Bugeza, Faith Ameda, Caroline Otike, William K Olwit, Aloysius Gonzaga Mubuuke, Cyril Scandhorf, Akisophel Kisolo & Michael G Kawooya***
Jurnal	: **Cogent Medicine**
Vol (No.) Halaman	: 8
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan alat diagnostic yang paling diandalkan dan berkembang secara pesat. Tetapi, disamping kecepatannya dalam menghasilkan citra, CT Scan memberikan dosis radiasi yang berpotensi membahayakan pasien. Sehingga penting melaksanakan optimisasi dosis radiasi dan kualitas citra. Terdapat temuan peneliti yang membuktikan dosis radiasi pasien laki-laki lebih besar 5% dari Perempuan, SSDE dan CTDIvol studi di jerman lebi rendah dari DRL ACR, semakin muda usia pasien semakin tinggi dosis radiasi yang diterima dibandingkan dengan pasien berusia lebih tua dan terdapat studi yang menyatakan pentingnya evaluasi DRL karena semkain baru teknologi semakin rendah dosis radiais yang dihasilkan. Tujuan studi ini adalah menganalisa hubungan antara karakteristik antropomorfik pasien daengan dosis radiasi beberapa CT Scan di Uganda.
Metode Penelitian	CT Scan yang dilibatkan adalah Siemens 128 Slices (A), Simens 16 Slice (B) dan Siemens Soamtom 8 Slices (C). sesuai rekomendasi ICRP minimal 10 pasien dan maksimum 20 pasien untuk mendeskripsikan karakter dosis. Data berat badan dikalibrasi dengan skala SECA 762 dan data tinggi dikalibrasi dengan Satdiometer stature meter 206. Variable tetap adalah pasien antropometry dan CT Scan, variable dependen : kV, total mAs, examination mAs, effective mAs, slice thickness, scan length and scan time. Sedangkan variable independent : umur, jenis kelamin, berat dan panjang serta BMI. Statistika Analisa menggunakan stata versi 11,2.
Hasil Penelitian Diskusi	Tujuan studi ini menganalisa hubungan informasi antropometri pasien dengan dosis radiasi CT Scan kepala, dada dan abdomen. Terbukti ada hubungan positif yang signifikan antara berat dengan karakteristik paparan CT Scan (mAs). Namun ada beberapa fasilitas yang tidak ditemukan korelasi positif antara BMI dengan paparan CT Scan. CT Scan kepala tidak menunjukkan korelasi positif antar BMI dengan dosis radiasi. Tidak ada korelasi signifikan antara usia dan jenis kelamin terhadap dosis radiasi. BMI pada CT abdomen Wanita lebih tinggi daripada pada laki-laki. Semakin tinggi berat badan semkin tinggi dosis radiasi.
Kesimpulan	Total mAs, referensi dan pemeriksaan memiliki korelasi signifikan terhadap karakter pasien : berat, tinggi dan BMI di semua fasilitas yang diteliti. Dosis radiasi lak-laki pada CT kepala dan cardiac lebih tinggi dari Wanita sedangkan dosis radiasi CT abdomen pasien Wanita lebih tinggi dari laki-laki.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Assessment of the Radiation Dose during 16 Slices CT Examinations**
Penulis	: **M.Mkimel, R. El Baydaoui, M. R. Mesradi Z.Tahiri, E.Saad, A.Hilali**
Jurnal	**:** International Journal of Recent Technology and Engineering (IJRTE)
Vol (No.) Halaman	: Vol 8
Tahun	2019
Pendahuluan	CT Scan menjadi teknik utama untuk diagnsotik. Namun CT menjadi modalitas yang paling meradiasi pasien sekitar 50 – 500 kali lebih tinggi dari radiografi umum. Perhitungan dosis radiasi yang tepat menjadi kunci utama optimisasi protokol CT Scan. Dosis radiasi Ct Scan adalah CTDIvol dan DLP. Studi ini bertujuan untuk mengestimasi CTDIvol dengan platform GATE (Geant4 Application for Tomography Emission).
Metode Penelitian	Perhitugan CTDI menggunakan GATE (Geant4 Application for Tomography Emission). Pengukuran menggunakan Radcal Radiation Monitor dan fantom CTDI. CT Scan yang digunakan adalah SOMATOM EMOTION 16 CT (Siemens Medical Solutions Erlangen. Germany).  **Figure. 3 The geometry of the SOMATOM Emotion CT.** Spektrum energi diperoleh dari softeaare SRS78 kemudian dimasukkan kedalam Gate. Dosis efektif diperoleh dari DLP = CTDIvol x panjang scan dengan faktor konversi :

Region of body	Conversion factor k (mSv/mGy*cm)
Head	0.0021
Neck	0.0059
Chest	0.014
Abdomen-pelvis	0.015

Hasil Penelitian dan Diskusi	Perbandingan CTDIvol simulasi dengan pengukuran adalah sebagai berikut :

kVp	Head phantom		% difference	Body phantom		% difference
	Measured $CTDI_{vw}$ (mGy)	Simulated $CTDI_{vw}$ (mGy)		Measured $CTDI_{vw}$ (mGy)	Simulated $CTDI_{vw}$ (mGy)	
80	7.74	7.59	1.9	3.21	3.17	1.2
110	17.89	17.57	1.8	8.02	8.41	4.6
130	26.73	26.02	2.6	12.53	11.98	4.3

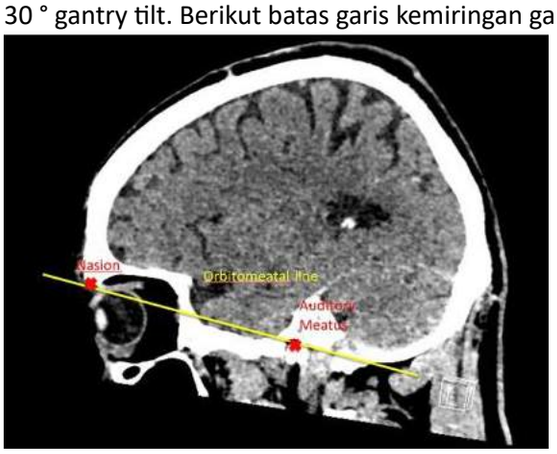
Perhitungan dosis efektif adalah sebagai berikut :

from the DLP and the conversion factors:

Region of body	Gender	kVp	mAs	slices thickness	Scan lenght (cm)[21]	CTDI vol	DLP	k-factor	effective dose
Head	Male	130	100	10 mm	13.1	26.02	340.862	0.0021	0.71
	female	130	100	10 mm	14	26.02	364.28	0.0021	0.76
Neck	Male	130	100	10 mm	18	26.02	468.36	0.0059	2.76
	female	130	100	10 mm	17.6	26.02	457.952	0.0059	2.7
Chest	Male	130	100	10 mm	25	11.98	299.5	0.014	4.19
	female	130	100	10 mm	28	11.98	335.44	0.014	4.69
abdomen-pelvis	Male	130	100	10 mm	46.4	11.98	555.872	0.015	8.33
	female	130	100	10 mm	47.4	11.98	567.852	0.015	8.51

Menaikkan tegangan menyebabkan kenaikan dosis radiasi. Menaikkan Pitch dapat menurunkan dosis radiasi. Dosis efektif Perempuan lebih tinggi dari laki-laki. Dosis efektif studi ini 4 diantaranya lebih tinggi dari studi lain.

Kesimpulan	Dosis radiasi semakin tinggi jika menaikkan tegangan sedangkan dosis radiasi semakin rendah jika menaikkan Pitch. Dosisn radiasi hasil simulasi dengan GATE dibandingkan dengan eksperimen menunjukkan hasil yang sesuai (Good agreement)

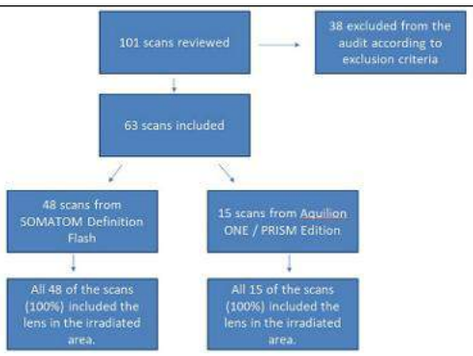
REVIEW JURNAL	
Judul	**: Decreasing Lens Irradiation on Brain Imaging: A Multi-CT Scanner Quality Improvement Project**
Penulis	**: Berk Abay , James C. Sankeshwar , Hussein Kamel**
Jurnal	:
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2024
Pendahuluan	Katarak adalah penyebab kebutaan paling signifikan secara global. Terdapat korelasi positif antara usia dengan katarak. Terdapat penelitian yang meidentifikasi hubungan paparan radiasi terhadap katarak. Metode efektif untuk meminimalisir paparan radiasi pada lensa mata adalah dengan mengatur derajat gantry 10-12 derajat diatas orbito meatal line. Studi ini bertujuan untuk menyajikan analisis retrospektif komprehensif pada CT Scan kepala non kontras.
Metode Penelitian	Studi melibatkan data scan kepala tanpa kontras yang diperiksa menggunakan protokol +-30 ° gantry tilt. Berikut batas garis kemiringan gantry :  101 Scan kepala tanpa kontras dilakukan dengan CT Siemens Somatom dan Aquilion. Sejumlah 38 pemeriksaan dikecualikan yaitu trauma wajah, kepala, leher dan mata. Berikut data yang digunakan : **TABLE 1: Number of patients excluded according to each exclusion criteria from the initial audit and reaudit**

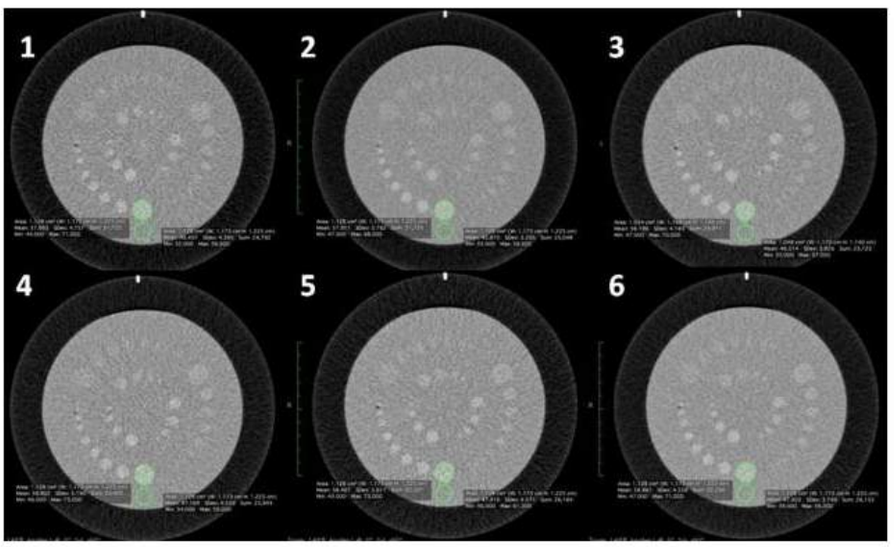
	Initial audit (April 2023) (n=101)		Reaudit (August 2023) (n=183)	
n (%)	SOMATOM Definition Flash n=80 (79)	Aquilion ONE / PRISM Edition n=21 (21)	SOMATOM Definition Flash n=147 (80)	Aquilion ONE / PRISM Edition n=36 (20)
Head trauma n (%)	18 (22.5)	4 (19)	20 (13.6)	6 (16.7)
Neck trauma n (%)	3 (3.8)	0 (0)	6 (4.1)	0 (0)
Facial trauma n (%)	10 (12.5)	2 (9.5)	15 (10)	3 (8.3)
Orbital infection n (%)	1 (1.3)	0 (0)	1 (0.7)	0 (0)
Papilledema n (%)	0 (0)	0 (0)	1 (0.7)	0 (0)
Excluded n (%)	32 (40)	6 (28.6)	43 (29)	9 (25)
Included n (%)	48 (60)	15 (71.4)	104 (71)	27 (75)

Hasil Penelitian Diskusi		

	Initial audit (April 2023)	Reaudit (August 2023)	p-values
Total scans reviewed	n = 101	n = 183	
Excluded scans according to the exclusion criteria	n = 38	n = 52	
Total scans included in the audit	n = 63	n = 131	
Sex (Female %)	46/101 (46%)	88/183 (48%)	p=0.7
Age (years ± SD)	57.35 ± 22.27	53.08 ± 23.36	p=0.1355
Age range	6, 97	1, 93	
Lens exclusion overall (%)	0/63 (0%)	19/131 (14.5%)	p=0.0005
Exclusion of lenses on each CT scanner (%)			
SOMATOM Definition Flash	0/48 (0%)	13/104 (12.5%)	p=0.01
Aquilion ONE / PRISM Edition	0/15 (0%)	6/27 (22.2%)	p=0.07

TABLE 2: Patient demographics and lens exclusion compared in both audits.

	 13 dari 104 pemeriksaan CT kepala somatom definition flash berhasil mengecualikan lensa mata. Hal ini mengindikasikan bahwa program yang diimplememtasikan kepada radiografer berdampak signifikan terhadap reduksi dosis lensa mata. Sedangkan pada CT Aqulion berdampak tidak signifikan. Standard eropa gantry harus disudutkan 10-12 derajat untuk melindungi lensa mata. Menurut studi terdahulu, dosis lensa mata sekitar 25,9 mGy jika diikutkan pada scan kepala. Sedangkan jika tidak diikutkan scan, mnaka dosis radiasinya hanya 1,5 mGy. Hasil studi ini belum memenuhi standard RCR karena : 1. Kemampuan dan kemauan radiografer bervariasi 2. Posisi lensa mata yang hampir masuk ke dalam scan 3. Jumlah pasien terbatas
Kesimpulan	Perlu adanya edukasi dan pengawasan agar tidak melibatkan lensa mata ke dalam scan yang tinggi dosis radiasinya. Dengan melindungi lensa mata dari scanning, dapat mencegah risiko katarak. Dengan edukasi ulang dapat memacu radiografer untuk meningkatkan kewasapdaan terhadap dosis radiasi tinggi

REVIEW JURNAL	
Judul	**: A strategy to optimize radiation exposure for non-contrast head CT: comparison with the Japanese diagnostic reference levels**
Penulis	**: *Kanako K. Kumamaru1 · Yosuke Kogure1 · Michimasa Suzuki1 · Masaaki Hori1 · Atsushi Nakanishi1 · Koji Kamagata1 · Akifumi Hagiwara1 · Christina Andica1 · Keiken Ri2 · Naoyoshi Houshido1 · Shigeki Aoki***
Jurnal	: **Jpn J Radiol**
Vol (No.) Halaman	: 34: 451-457
Tahun	2016
Pendahuluan	DRL pertama kali dikenalkan oleh ICRP yang menjadi alat optimisasi radiasi pada pemeriksaan CT Scan. DRL ditentukan dengan nilai CTDIvol dan DLP. Studi ini bertujuan untuk menggambarkan konsep dan startegi optimisasi dosis radiasi menggunakan DRL sebagai referensi.
Metode Penelitian	Menganalisa CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan CT kepala pasien dewasa tanpa kontras dilakukan selama periode 3 bulan (September hingga November 2015) untuk mengidentifikasi protokol spesifik yang berkontribusi terhadap paparan radiasi di atas tingkat DRL yang diamati pada CT kepala orang dewasa non-kontras. Kemudian dilakukan studi fantom dengan analisis kualitas gambar objektif dan subjektif untuk mengembangkan protokol pencitraan baru. Setelah menerapkan protokol baru, hasilnya dievaluasi dari segi paparan radiasi, prevalensi deteksi penyakit yang signifikan, dan kualitas gambar subjektif.
Hasil Penelitian Diskusi	Dari hasil 2040 data dosis, diketahui bahwa protokol heliks (CTDIvol = 93,4 mGy) dengan satu dari empat CT Scan berkontribusi besar terhadap paparan radiasi di atas tingkat DRL (rata-rata DLP pada pemindai ini = 1401,2 mGy cm-1) pada CT kepala dewasa non-kontras di institusi kami. Untuk menggantikan protokol ini, studi Fantom digunakan untuk menganalisa hasil. Volume lebar menggunakan 120 kVp, 350 mAs, Detektor 4 cm, ketebalan irisan 5 mm, dan CTDIvol 69,8 mGy sebagai protokol baru yang menghasilkan gambar sebanding kualitas dengan protokol yang ada. Setelah implementasi protokol baru, rata-rata DLP keseluruhan menurun menjadi 1365 mGy cm tanpa adanya degradasi kualitas gambar yang nyata. Tidak ada penurunan signifikan dalam prevalensi temuan signifikan setelah revisi protokol yang tercatat Berikut adalah hasil uji fantom : 

Berikut adalah protokol :

Table 2 Comparison of the candidate scan protocols with the scan protocols that were currently being applied

Scan protocol	Protocols that were currently being applied			Candidate protocols		
	1	2	3	4	5	6
	Conventional (skull base)	Conventional (supratentorial)	Helical	Wide volume	Wide volume	Wide volume
Tube voltage (kV)	120	120	120	120	120	120
Tube current (mA)	200	200	300	350	350	350
Rotation time (second)	1.5	1.5	1.0	0.75	1.0	1.0
Slice collimation	1 mm × 4	2 mm × 4	1 mm × 40	1 mm × 40	1 mm × 40	1 mm × 40
Pitch factor	–	–	0.625	–	–	–
Reconstructed slice thickness	4 mm	8 mm	3 mm	5 mm	3 mm	5 mm
$CTDI_{vol}$ (mGy)	115.8	82.4	93.4	53	69.8	
Craniocaudal range (mm)	136		150	151	151	151
DLP (mGy cm)	1253.8		1718.6	801	1053.2	
Background SD	4.4	3.3	3.8	4.6	4.6	3.7
CNR	2.8	3.6	3.1	2.5	2.3	3.0

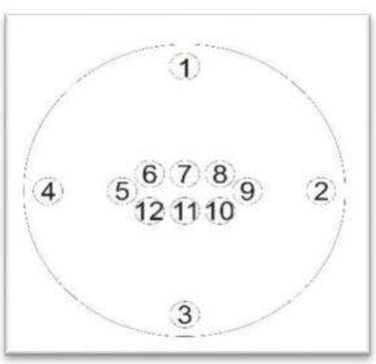
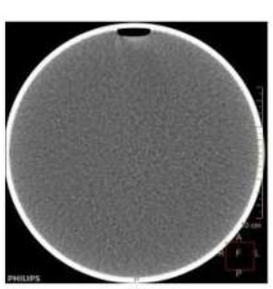
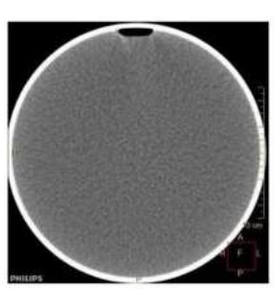
CTDI CT dose index, *DLP* dose length product, *SD* standard deviation, *CNR* contrast to noise ratio

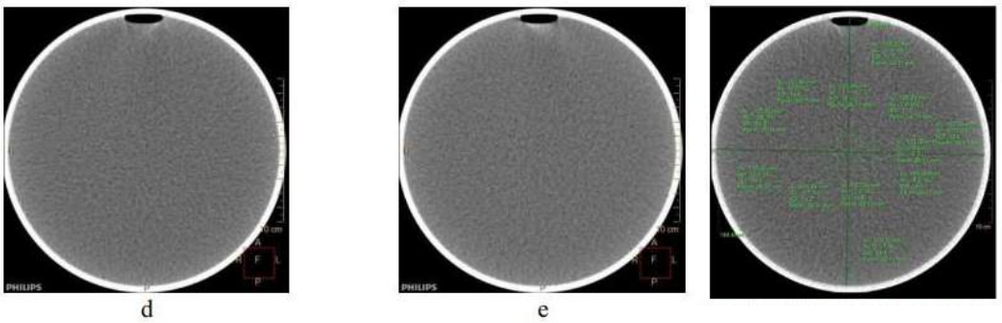
Berikut adalah hasil penilaian :

	Reader 1			Reader 2		
	Old	New	*p* value	Old	New	*p* value
Artifact	2.33 (5)	2.40 (6)	0.71	2.40 (6)	2.47 (7)	0.72
Noise	2.27 (4)	2.40 (6)	0.45	2.33 (5)	2.47 (7)	0.46
Gray-white matter differentiation	2.40 (6)	2.53 (8)	0.47	2.47 (7)	2.53 (8)	0.72

* Mean values are shown, with the number of exams scored as 3 out of 15 CTs indicated inside the parentheses

Kesimpulan	Protokol baru telah didapatkan untuk menurunkan dosis radiasi dari DRL refrensi di Jepang

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Analysis Of Variation Of Tin Filter On Noise Values In Ct Scan Mastoid Protocol Using Ct Scan Single Source: Phantom Study**
Penulis	: **Merry Suzana1, Kusworo Adi2, Darmini3**
Jurnal	: International Journal of Social Health
Vol (No.) Halaman	: Vol 2, Number 9
Tahun	2023
Pendahuluan	Sejak ditemukan tahun 1972, CT Scan berkembang cepat dari tahun ke tahun, termasuk dalam mengurangi dossi radiasi. Metode yang dipakai adalah rekonstruksi iterative, metode modulasi tabung dan arus. Kepala mengandung banyak organ yang sensitive terhadap radiasi. Salah satunya adalah sel udara mastoid yang terletak di area pendengaran. Sel ini bertugas untuk mengatur tekanan udara di telinga. Sehingga perlu untuk dilindungi. Parameter kualitas citra CT Scan adalah spasial, kontras, dan resolusi temporal. Pada 2017 telah dikembangkan filter tin yang berfungsi sebagai filter pada sistem pre pasien yang terbuat dari stanum (Sn). Filter tin adalah filter tambahan yang diletakkan didepan filter bowtie untuk menyaring berkas Sinar X sebelum mengenai pasien. Studi ini bertujuan untuk menganalisa nilai noise, Signal to Noise (SNR), texture noise power spectrum (NPS) dan reduksi dosis pada variasi tin filter (Sn100, Sn110, Sn120, Sn140) pada fantom.
Metode Penelitian	Studi ini menggunakan fantom air, variasi filter tin (Sn100, Sn110, Sn120, Sn140), Analisa Noise, SNR, Tekstur Noise atau NPS menggunakan Software IndoQCT versi 22. Protokol menggunakan mAs with Automatic Tube Control Modulation, tube rotation 0.6 seconds, detector collimation width 1.2 mm, image thickness 1.5 mm, B41s kernel. Analisa citra pada slice 12, 24, 36, 48, 60, 72, 84, 96, 108, and 120. Kemudian diambil citra fantom air tanpa slice.  Setelah mendapatkan protokol terbaik kemudian protokol diujikan pada fantom rando seperti gambar dibawah ini. Kualitas citra dinilai oleh dokter radiologi yang akan menerapkan SOP protokol Low Dose.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasil scan fantom air : a  b  c



d e

Secara berurutan : Fantom a (protokol standard), fantom b (Sn100) , fantom c (Sn110), fantom d (Sn120), fantom e (Sn140) dan fantom 13 pengukuran citra.

Table 1 . Noise Value of Each Tin Filter Protocol

Protocol	N	Noise Average	Standard Deviation	Min Value	Maximum Value
Standard	10	14.0600	0.40729	13,43	14.71
sn100	10	14.5990	0.34323	14,11	15,13
Sn110	10	13.5380	0.22744	13.23	14.03
sn120	10	12.7190	0.20760	12.34	13.05
Sn140	10	12.6670	0 .29010	12.21	13.03

Table 1. SNR value of each Tin Filter Protocol r

Protocol	N	Average SNR	Standard Deviation	Mark Minimum	Maximum Value
Standard	10	0.4530	0.02541	0.40	0.48
sn100	10	0.4610	0.03035	0.41	0.51
Sn110	10	0.4710	0.01595	0.44	0.49
sn120	10	0.5280	0.03425	0.46	0.58
sn140	10	0.5150	0.01354	0.49	0.54

Table 2. Radiation Dose Results from Each Tin Filter Protocol

Protocol	CTDIvol	DLP
Standard	16.71	110
Sn100	9.70	81
Sn110	13.42	113
sn120	16.53	139
sn140	20,24	170

Table 3. NPS value of each *Tin* Filter Protocol

Protocol	Frequency	Peak NPS Value
Standard	0.28	430.65
Sn100	0.2	391.80
Sn110	0.28	255.52
Sn120	0.28	330.89
Sn140	0.28	253.74

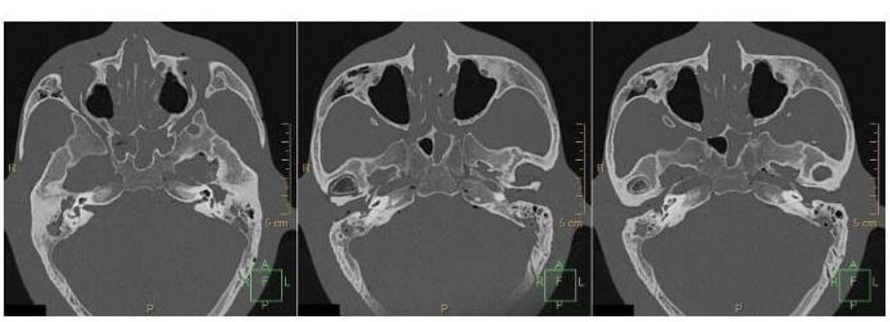
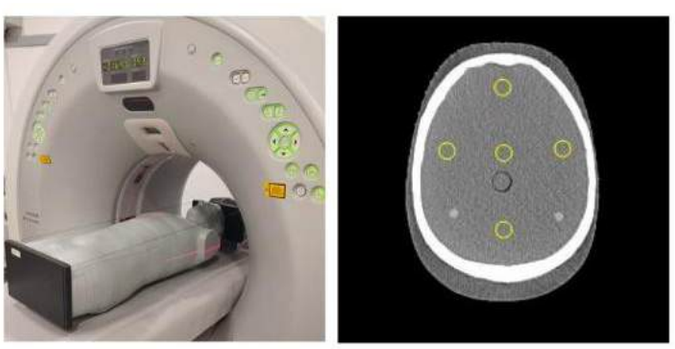


Table 6. Recap of Subjective Assessment Questionnaire Data from 7 Questions

Respondents	Question							Total
	1	2	3	4	5	6	7	
Radiologist 1	4	5	4	5	3	4	5	30
Radiologist 2	4	5	4	5	4	4	5	31

Menurut penilaian dokter radiologi, protokol filter tin yang paling efektif adalah Sn 100. Pada sn 100 citra memiliki kualitas yang baik. Secara kuantitatif, Sn100 mampu menurunkan dosis radiasi sebesar 41,95%.

Kesimpulan	Noise menurun seiring peningkatan kV, artinya peningkatan kV dengan menggunakan filter tin dapat menurunkan Noise. Semakin tinggi kV pada penggunaan filter tin, semkain tinggi SNR. Dosis radiis paling rendah pada Sn100 dengan kualitas citra yang baik. Semakin tinggi kV, semakin tinggi dosis radiasi. Semakin tinggi energi, semakin rendah dosis radiasi yang dihasilkan oleh filter tin.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Assessing the influence of dose modulation on water equivalent diameter estimation in pediatric head CT imaging**
Penulis	**: H. Sekkat, A. Khallouqi, O. El rhazouani, A. Halimi, K. Elmansouri, Y. Madkouri & W. El Atifi**
Jurnal	: ***Radiation Effects and Defects in Solids***
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2024
Pendahuluan	CT Scan merupakan alat medis yang mengeluarkan sinar X dari segala arah untuk menghasilkan citra cross section tubuh manusia. CT Scan mampu menghasilkan citra yang lengkap dan cepat secara presisi namun memberikan dosis radiasi yang besar pada pasien. Dosis radiasi yang paling menjadi perhatian adalah pada anak-anak atau pediatri karena mereka memiliki sel yang sangat sensitif yang berpotensi menyebabkan kanker. Dosis radiasi diwakilkan oleh nilai DLP dan CTDI yang muncul pada computer CT Scan. Definisi dosis lain adalah dosis efektif (Deff) dan diameter ekivalen air (Dw). Dosis efektif memperhatikan ukuran pasien atau atenuasi jaringan dan komposisi badan sedangkan Diameter ekivalen air memperhatikan atenuasi air pada badan pasien. AEC menjadi cara untuk mengatur arus tabung sesuai dengan ukuran tubuh manusia. namun AEC jarang digunakan pada scan kepala pediatri dibandingkan pada scan tubuh. Penelitian ini bertujuan untuk investigasi pengaruh modulasi arus tabung (AEC) terhadap estimasi Diameter Air (Dw) pada pemeriksaan CT Kepala Pediatri menggunakan fantom antropomorfik dan pengaturan pasien.
Metode Penelitian	Analisa fantom menggunakan fantom ATOM, protokol AEC dan tanpa AEC (180 mA). Berikut protokolnya **Table 1.** Head scanning parameters. Parameter — Setting kVp — 120 Collimation (mm) — 1.25*16 Pitch — 0.7 Slice thickness (mm) — 3  **Figure 1.** Head acquisition of ATOM phantom. Akuisisi citra kepala
Hasil Penelitian Diskusi	Sebelum AEC, noise citralokasi carnial lebih rendah pada Lokasi middle (19,2 cm). namun pada 180 mAs, arus tabung Lokasi cranial tampak lebih rendah dari Lokasi middle. Berikut hasilnya : **Table 2.** Results of phantom scanning. Estimasi dosis radiasi menjadi perhatian terutama pasien pediatri. AEC merupakan metode yang penting karena dapat memperkirakan atebuais sinar x pada Lokasi tertentu dan mempertahankan level noise citra. AEC dapat menaikkan dosis radiasi pada pasien dengan ukuran besar. Dosis radiasi berhubungan erat dengan arus tabung pada tegangan tertentu. Aktifasi AEC dapat mengurangi tegangan pada irisan kranial, mencegah disparitas noise citra. Tanpa AEC, memungkinkan terjadinya tegangan yang terlalu tinggi pada organ dengan komposisi atenuasi rendah.
Kesimpulan	AEC secara efektif memodulasi arus tabung sesuai anatomi pasien, mempertahankan

		Cranial location		Middle location		
AEC	NI	Tube current (mA)	Noise	Tube current (mA)	Noise	Cranial to middle ratio
ON	2.0	291	2.59	467	2.7	0.96
	2.5	222	2.66	338	2.83	0.94
	3.0	175	2.91	273	3.29	0.88
	3.5	119	3.32	161	3.64	0.91
	4.0	87	3.58	129	3.91	0.92
	4.5	69	3.82	105	4.40	0.87
OFF	Fixed	180	2.79	180	3.57	0.78

	kualitas citra dan mencegah paparan berlebih akibat tegangan (kV) tinggi pada daerah atenuasi rendah.sehingga AEC dapat digunakan pada pemeriksaan CT Kepala pediatri.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Direct measurement of CTDIw on helical CT scans**
Penulis	**: *Kyle D. DePew Robert C. Boggs Michael V. Yester Gary T. Barnes***
Jurnal	: **Journal of applied clinical medical physics**
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2022
Pendahuluan	CTDIvol adalah singkatan dari Volumetric computed tomography dose indeks. CTDIvol adalah parameter dosis radiasi CT Scan yang diukur menggunakan fantom CTDI yang dipusatkan pada gantry, mengukur CTDIw dengan sumbu aksial dan dibagi oleh pitch. Biasanya CTDI diukur dengan mode aksial namun pengukuran menjadi sulit jika tidak bisa menggunakan mode aksial. Sehingga studi ini bertujuan untuk mengukur CTDIvol menggunakan protokol helical.
Metode Penelitian	Setting CTDIvol seperti pada gambar berikut : Jarak pemindaian heliks adalah jarak permukaan meja yang bergerak saat sinar x-ray menyala dan ditentukan dari informasi teknis yang terkait dengan pemindaian atau dengan membagi DLP yang ditampilkan (produk-panjang-dosis) oleh CTDIvol yang ditampilkan. Alternatifnya, jumlah rotasi dapat ditentukan dengan membagi waktu paparan ruang dengan waktu rotasi. Paparan per rotasi dapat dilakukan dihitung sebagai: *X*rot=*X*measured*/N*rot Dimana Xrot adalah paparan per rotasi, X measured adalah paparan terukur dan Nrot adalah jumlah rotasi per akuisisi.
Hasil Penelitian Diskusi	**TABLE 1** Comparison of axial and helical $CTDI_w$ acquisitions and $CTDI_{vol}$ determinations on GE Discovery CT scanner with body (32 cm diameter) CTDI phantom **Scan FOV** / **Large body** / **Large body** X-ray tube potential (kV) / 120 / 120 X-ray tube current (mA) / 250 / 250 Rotation time (s) / 0.6 / 0.6 Axial (A) or helical (H) / H / A Pitch / 0.984 / 1.0 Number of rotations / 5.92 / 1.0 Measured $CTDI_w$ (mGy) / 11.06 / 11.11 Measured $CTDI_{vol}$ (mGy) / 11.24 / — Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy) / 12.22 / — Displayed/measured $CTDI_{vol}$ / 1.09 / — **TABLE 2** Comparison of helical and axial $CTDI_w$ acquisitions and $CTDI_{vol}$ determinations on GE Discovery CT scanner with head (16 cm diameter) CTDI phantom **Scan FOV** / **Head** / **Head** / **Head** X-ray tube potential (kV) / 120 / 120 / 120 X-ray tube current (mA) / 250 / 250 / 250 Rotation time (s) / 1.0 / 1.0 / 1.0 Axial (A) or helical (H) / H / H / A Pitch / 0.531 / 0.969 / 1.0 Number of rotations / 10.064 / 5.587 / 1.0 Measured $CTDI_w$ (mGy) / 46.13 / 45.70 / 46.38 Measured $CTDI_{vol}$ (mGy) / 86.88 / 47.19 / — Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy) / 93.95 / 51.52 / — Displayed/measured $CTDI_{vol}$ / 1.081 / 1.092 / —

TABLE 3 Comparison of axial and helical CTDIw acquisitions and CTDIvol determinations on Siemens Somatom Drive CT scanner with head (16 cm diameter) CTDI phantom

Scan FOV	30 cm	30 cm
X-ray tube potential (kV)	140	140
Effective mAs	190	152
X-ray tube current (mA)	152	152
Rotation time (s)	1.0	1.0
Axial (A) or helical (H)	H	A
Pitch	0.8	1.0
Number of rotations	13.85	1.0
Measured $CTDI_w$ (mGy)	40.08	40.68
Measured $CTDI_{vol}$ (mGy)	50.10	—
Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy)	46.77	—
Displayed/measured $CTDI_{vol}$	0.93	—

Untuk CT Scan Siemens, Perbedaan CTDIvol terukur dengan nilai yang ditampilkan adalah 2% untuk kepala dan 5% untuk badan. Sedangkan CT Scan GE, perbedaan kedua pemeriksaan adalah 1%.

Terdapat kesesuaian antara nilai CTDI aksial dan helical pada pengukuran fantom.

Terdapat 3 perbedaan :

1. Meja pasien bergerak
2. Paparan helical lebih lama dari aksial
3. Scan helical mengukur nilai dari beberapa rotasi sedangkan aksial hanya satu rotasi

Pendekatan untuk menentukan jumlah ritasi adalah dengan mengukur waktu paparan sinar x dengan ion chamber atau mematikan sensor selama scan helical lalu dibagi dengan jumlah rotasi.

Pengukuran CTDI penting dievaluasi caranya.

Kesimpulan	Terdapat kesesuaian aksial dan helical baik CT siemens maupun GE.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Direct measurement of radiation exposure dose to individual organs during diagnostic computed tomography examinatio**
Penulis	: **KazutaYamashita1*, Kosaku Higashino1, Hiroaki Hayashi2, Kazuki Takegami2, Fumio Hayashi1, Yoshihiro Tsuruo3 & Koichi Sairyo1**
Jurnal	: Scientific report
Vol (No.) Halaman	: 11
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan memiliki banyak manfaat sebagai modalitas pencitraan karena bekerja cepat dan akurat. Namun dosis radiasi CT Scan merupakan penyebab paparan radiasi terbesar dari medis. Meskipun risiko individual kemungkinan kecil namun diterima oleh banyak manusia sehingga angka potensial kanker jadi meningkat. Dosis radiasi CT Scan menjadi perhatian besar yang harus dioptimisasi. Salah satu caranay adalah menggunakan DLP dan CTDIvol untuk estimasi dosis radiasi pasien. Namun dosis tersbeut diukur berdasarkan fantom yang disimulasikan seperti pasien. Untuk mendapatkan estimasi risiko efek radiasi dari CT Scan yang diterima pasien, perlu mengetahui dosis efektif individu pasien secara tepat. Studi ini bertujuan untuk mengukur dosis efektif secara langsung, mengevaluasi variasi dosis organ dan membandingkan pengukuran dengan perhitungan simulasi.
Metode Penelitian	Pengukuran dosis radiasi dilakukan dengan meletakkan dosimeter pada organ cadaver yang diperiksa dengan CT Scan. Dosimeter diekstrak dan dihitung dengan WAZA-ARI v2 atau aplikasi berbasis web. Kemudian dianalisa secara statistic dengan independent t test untuk membandingkan masing-masing organ dan prosedur CT Scan.

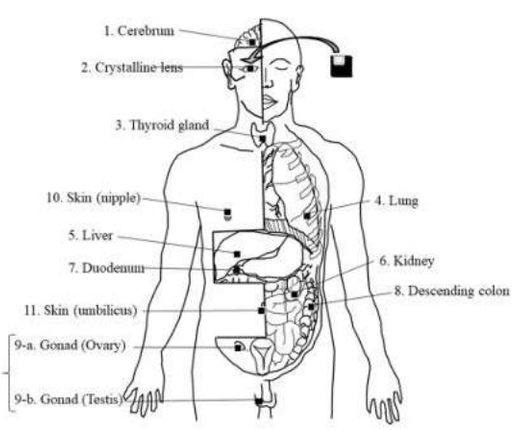


Figure 2. Dosimeter positioning. All dosimeters were implanted and fixed using surgical sutures and tape. In total, 11 dosimeters were used for each whole-body cadaver.

	Whole-body scan	Head scan	Chest scan	Abdominal scan
Tube voltage (kV)	130	130	110	130
Tube current (mAs)	80	121	22.5	80
Pitch factor	0.8	0.55	1.5	0.8
Beam collimation (mm)	16×0.6	16×0.6	16×0.6	16×1.2
Rotation time (second)	0.6	1.5	0.6	0.6
Field of view (mm×mm)	1300×500	160×210	400×370	400×350

Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasil pengukuran :

n=6 (mGy)	Whole-body scan**	Head scan	Chest scan	Abdominal scan**	*P* value** (paired t test)
1. Cerebrum	14.33±1.30	31.18±2.18	0.02±0.01	0.06±0.05	<0.001
2. Crystalline lens	13.22±3.70	29.95±3.84	0.03±0.01	0.13±0.12	<0.001
3. Thyroid gland	19.57±2.67[a]	1.32±0.70	2.14±0.32	0.25±0.13	<0.001
4. Lung	15.53±1.59	0.76±0.90	1.91±0.23	2.88±2.85	<0.001
5. Liver	15.68±1.08	0.13±0.09	1.62±0.61	12.01±2.02	0.008
6. Kidney	12.04±1.96[a]	0.04±0.03	0.44±0.38	9.94±1.32	0.014
7. Duodenum	17.58±1.18	0.05±0.03	0.13±0.06	12.82±1.36	<0.001
8. Descending colon	14.56±3.47	0.05±0.03	0.22±0.23	10.35±2.20	0.007
9-a. Gonad (testis) (n=4)	15.62±0.99	0.01±0.0004	0.01±0.002	0.56±0.34	<0.001
9-b. Gonad (ovary) (n=2)	14.26±1.84	0.05±0.03	0.08±0.005	11.96±0.46	<0.001
10. Skin (nipple)	13.97±1.91[b]	0.40±0.23	1.63±0.18	5.50±4.73	<0.001
11. Skin (umbilicus)	19.44±3.62[a,b]	0.07±0.04	0.14±0.07	15.63±2.09	0.007

Berikut hasil perhitungan CT Scan pada konsol :

	Whole-body scan	Head scan	Chest scan	Abdominal scan
1. Cerebrum	23.47	50.1	0.03	0.01
2. Crystalline lens	23.65	50.76	0.03	0.02
3. Thyroid gland	40.7	2	3.79	0.3
4. Lung	25.44	0.26	2.43	7.09
5. Liver	25.47	0.04	2.27	23.37
6. Kidney	27.3	0.02	2.11	26.5
7. Duodenum	24.79	0	0.21	24.3
8. Descending colon	24.77	0	0.17	24.17
9. Gonad	20.33	0	0.01	18.48
10. Skin	17.2	0.07	2.43	3.76
CTDI vol (mGy)	13.33	63.67	1.31	13.36
DLP (mGy cm)	1732.35	1018.74	52.38	534.49

Semakin tinggi kV dan mAs semkain tinggi dosis radiasi. Dosis radiasi pengukuran whole body lebih tinggi daripada perhitungan alat meskipun parameternya sama. Semua organ hasil pengukuran menerima dosis radiais yang lebih tinggi dibandingkan dengan perhitungan CT Scan. Dosis hamburan dari organ yang sednag diiradiasi terhadap organ disekitarnya, cukup tinggi.

Kesimpulan	Telah dilakukan pengukuran dosis efektif secara langsung pada organ spesifik. Hasilnya diatas perhitungan dosis radiasi pada konsol CT Scan.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Estimation of Absorbed Dose of the Thyroid Gland in Patients Undergoing 64-Slice Head Computed Tomography and Comparison the Results with ImPACT Software and Computed Tomography Scan Dose Index**
Penulis	**: Asghar Maziar1,Reza Paydar1,Ghazal Azadbakht1,Daryoush, Shahbazi-Gahrouei2**
Jurnal	: ***Radiation Effects and Defects in Solids***
Vol (No.) Halaman	: Journal of Medical Signals & Sensors
Tahun	2024
Pendahuluan	Pemeriksaan diagnostik pada negara berkembang, 70% menggunakan radiasi Sinar X. radiasi pengion dapat menyebabkan kerusakan pada jaringan tubuh, termasuk kelenjar tiroid. Tiroid merupakan organ yang sangat sensitive terhadap radiasi terutama pada anak-anak. Organ ini paling banyak menerima radiasi pada pemeriksaan CT dada dan leher. Studi ini bertujuan untuk evaluasi dosis radiasi tiroid pada protokol CT Scan kepala yang berbeda menggunakan CT Scan 64 Slices.
Metode Penelitian	Dosimeter yang digunakan adalah TLD yang diletakkan pada area tiroid pasien. Selain itu dosis efektif juga diperoleh dari perhitungan dosis menggunakan sotware ImPACT. Parameter seperti kV, mAs, length and width of the scan, dan CTDI diinput ke dalam sotware. CTDI diperoleh dengan pengukuran fantom. Kemudian dihitung menggunakan rumus : $CTDI = \frac{1}{2} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \ (mGy)$
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil Pengukuran : **Table 1: Calculated mean and standard deviation of doses with Thermo-luminescence Dosimeter-GR200 in three studied groups** Type of scan / Minimum absorbed dose by thyroid (mGy) / Maximum absorbed dose by thyroid (mGy) / Mean (mGy) / SD Brain: 0.69 / 0.91 / 0.80 / 0.05 Uni-directional sinus: 0.23 / 0.48 / 0.34 / 0.05 Bi-directional sinus: 0.53 / 0.74 / 0.66 / 0.05 SD – Standard deviation Hasil perhitungan : **Table 2: Calculated doses of mean and standard deviation in three studied groups using imaging performance and assessment of computed tomography** Type of scan / Minimum absorbed dose by thyroid (mGy) / Maximum absorbed dose by thyroid (mGy) / Mean (mGy) / SD Brain: 0.75 / 0.85 / 0.79 / 0.05 Uni-directional sinus: 0.19 / 0.25 / 0.22 / 0.03 Bi-directional sinus: 0.24 / 0.32 / 0.28 / 0.03 SD – Standard deviation **Table 3: Correlation between the calculated dose with Thermo-luminescence Dosimeter and the length of scanned area in different groups** Study groups / Correlation / *P* Brain: 0.385 / 0.014 Uni-directional sinus: 0.774 / 0.000 Bi-directional sinus: 0.779 / 0.000 **Table 4: Mutual effects of group, method and group method in the test** Tests of between-subjects effects Dependent variable: Dose (mGy) Source / Type III sum of squares / df / Mean square / *F* / Significant Group: 10.922 / 2 / 5.461 / 2752.818 / 0.000 Methods: 1.770 / 1 / 1.770 / 892.172 / 0.000 Group × methods: 1.526 / 2 / 0.763 / 384.692 / 0.000 Error: 0.464 / 234 / 0.002 Total: 78.780 / 240 **Table 5: Computed tomography scan dose index values by semiconductor in head computed tomography scan dose index phantom** Calculated CTD with detector (mGy) / CTDI of console (mGy) / Width of the scan / mAs / kV 36.18 / 29.32 / 1.2 / 200 / 120 9.77 / 7.979 / 1.2 / 90 / 100 CT – Computed tomography; CTD – CT scan dose; CTDI – CT scan dose index Dosis radiasi tiroid pada pemeriksaan CT Kepala lebih tinggi daripada sinus bi direction dan sinus uni-direction. Perbedaan hasil antar pemeriksaan disebabkan panjang scan yang berbeda pada metode pengukuran dan perhitungan alat.
Kesimpulan	Dosis radiasi tiroid pada CT Kepala lebih tinggi dari pemeriksaan Sinus dan hasil

	pengukuran CTDI lebih tinggi 18,5% dari CTDI pada alat namun tidak merubah dosisi radiasi ketika dimasukkan ke dalam perhitungan.

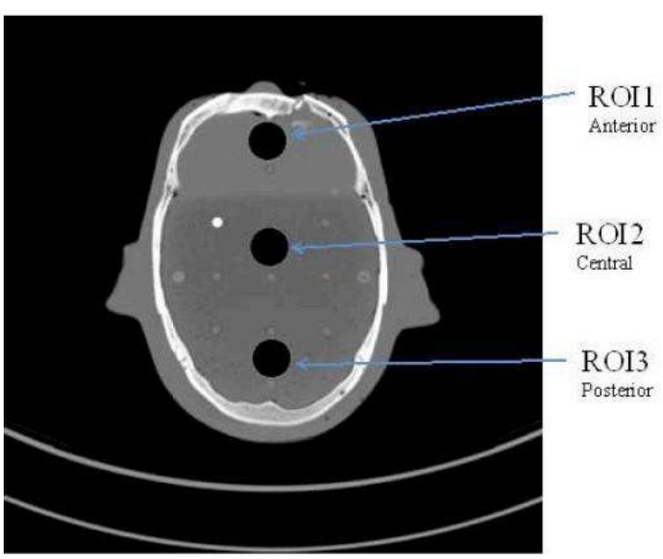
REVIEW JURNAL	
Judul	**: Evaluation of Eye Lens Dose Reduction Technics in Head CT**
Penulis	**: *Thierry Narcisse Kouagou Bangassi, Odette Ngano Samba, Hubert Thierens***
Jurnal	: **Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging**
Vol (No.) Halaman	: 8, No 6
Tahun	2021
Pendahuluan	Proteksi organ sensitive seperti lensa mata penting untuk dilakukan pada pemeriksaan CT Scan. Prosedur CT Scan kepala memberikan dosis radiasi paling banyak pada organ lensa mata. Selama pemeriksaan CT Kepala, lensa mata memperoleh dosis radiasi sebesar sekitar 50 mGy sedangkan menurut ICRP dosis radiasi 0,5 – 2 gy menyebabkan kekaburan dan 4 Gy menyebabkan gangguan penglihatan. Dosis ambang lensa mata adalah 0,5 Gy menurut ICRP. Studi ini bertujuan untuk menentukan probabilitas cara menurunkan dosis radiasi lensa mata tanpa mengurangi kualitas citra. Metode tersebut diantaranya adalah shielding bismuth, modulasi berdasarkan organ, modulasi arus, modulasi tegangan dan lain-lain.
Metode Penelitian	Lensa mata terdiri dari 95% air, kapsul, korteks ldan nucleus lensa. Sinar x jika mengenai air, dapat menghasilkan radikal bebas seperti hydroxyl dan radikal hydrogen. Senyawa ini dapat merusak DNA dan mengacaukan sintesis protein sehingga menyebabkan katarak. Kerusakan ini bersifat laten dan jangka panjang. Untuk mengestimasi, digunakan fantom antropomorfik rando yang terbuat dari material sintetis merepresentasikan bentuk, densitas dan atenuasi jaringan termasuk otot manusia. Shielding bismuth digunakan untuk proteksi lensa mata karena memiliki densitas dan koefisien lebih tinggi dari timbal. Reduksi dosis serap pada bismuth dicatat hasilnya. CT Scan yang digunakan adalah CT Siemens Somatom Definiton 64 slices. Dosimetry dilakukan dengan TLD. Shielding bismuth menyebabkan artefak dan noise pada citra. Analisa citra terbatas pada noise. Noise diperoleh dari standard deviasi dengan ROI 300 mm^2 
Hasil Penelitian Diskusi	Dosis serap dan CTDIvol hasil penelitian : **Table 1: The absorbed dose and the volume CT dose index during CT examinations** N° | Scan description | $CTDI_{VOL}$ (mGy) | *Dose to the eye* (mGy) 1 | Fixed current tube | 38.2 | 26.11±1.04 2 | Fixed tube current with bismuth shield | 38.2 | 18.30±1.46 3 | Tube current modulation | 30.9 | 22.30±3.48 4 | Tube current modulation with bismuth shield | 30.9 | 16.25±1.77 5 | Organ based dose modulation | 30.8 | 16.60±1.79 6 | Organ based dose modulation with tube voltage modulation | 28.7 | 14.38±1.13 7 | Tube current modulation with tube voltage modulation | 28.7 | 21.14±2.61 8 | Tube current modulation with tube voltage modulation and bismuth shield | 28.7 | 13.91±1.73

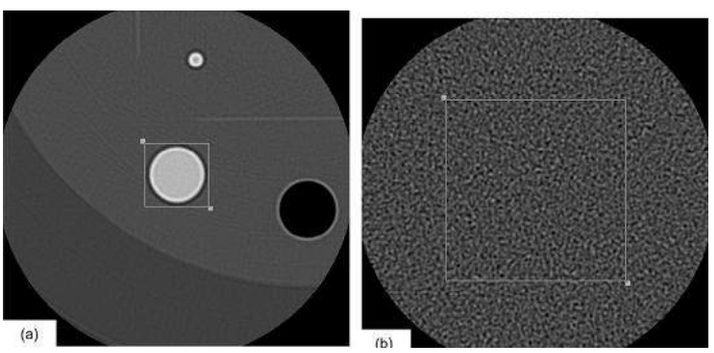
Table 2: Noise during CT examinations

N°	Scan description	*ROI1 Anterior region*	*ROI2 Central region*	*ROI3 Posterior region*
1	Fixed current tube	7.7±0.16	7.03±1.23	7.77±0.14
2	Fixed tube current with bismuth shield	10.43±0.26	8.9±0.04	8.79±0.14
3	Tube current modulation	6.15±0.43	7.52±0.09	8.97±0.16
4	Tube current modulation with bismuth shield	9.64±0.27	9.04±0.08	9.11±0.24
5	Organ based dose modulation	5.82±0.65	9.12±0.77	9.60±0.62
6	Organ based dose modulation with tube voltage modulation	6.44±0.76	9.06±0.58	8.47±0.32
7	Tube current modulation with tube voltage modulation	6.07±0.81	8.95±0.69	8.89±0.98
8	Tube current modulation with Tube voltage modulation and bismuth shield	8.43±1.34	9.56±0.35	9.77±0.92

Shielding bismuth bermanfaat untuk mengurangi radiasi. Protokol arus tabung tetap dengan bismuth dapat mengurangi radiasi 29,91% dibandingkan arus tabung tetap. Protokol modulasi arus mengruangi dosis 14,59% daripada arus tabung tetap. Dosis berbasis organ mengurangi dosis radiasi 36,42% daripada arus tabung tetap. Dosis berbasis organ modulasi tegangan tabung mengurangi 44,92% dosis radiasi dibandingkan arus tabung tetap . Dosis berbasis organ modulasi arus tabung mengurangi 19,03% dosis radiasi dibandingkan arus tabung tetap. Modulasi tegangan dan arus tabung dengan bismuth mengurangi 46,72% dosis radiasi dibandingkan arus tabung tetap.

Semua protokol diatas menaikkan noise pada citra.

Kesimpulan	Modulasi arus dan tegangan tabung dengan shielding bismuth mengurangi dosis radiasi terbesar namun menaikkan noise dan target tidak terproteksi dengan baik. Sehingga protokol terbaik adalah kombinasi modulasi dosis berbasi organ dengan modulasi tegangan dan iterative rekonstruksi. Protokol ini mneghasilkan dosis reduksi lensa mata dan kualitas citra yang baik.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **improved scan method for dental imaging using multidetector computed tomography: a phantom study**
Penulis	: **1Yuki Sakai, 2Kazutoshi Okamura, 2Erina Kitamoto, 2Yukiko N Kami, 1Takashi Shirasaka, 1Ryoji Mikayama, 1Masato Tatsumi, 1Masatoshi Kondo, 1Toyoyuki Kato and 2Kazunori Yoshiura**
Jurnal	: **Dentomaxillofacial Radiology**
Vol (No.) Halaman	: 49
Tahun	2020
Pendahuluan	MDCT secara efektif dapat digunakan untuk diagnose area dentomaksilofasial. Akan tetapi memberikan dosis radiasi yang tinggi kepada pasien. Studi ini bertujuan untuk mencari metode scan yang ditingkatkan dengan waktu lebih singkat untuk mengurangi dosis radiasi.
Metode Penelitian	Peneltiian menggunakan fantom kepala manusia yaitu Cathpan 600 dan CT Scan MDCT canon. Protokol tube voltage 120 kV, tube rotation time 0.5s/rot., and 0.5 mm collimation × 80 rows. Arus tabung divariasi 120 to 60 to 30 to 20 mA. Kualitas citra dinilai berdasarkan MTF, Noise, Noise power spectrum. Dosis radiasi diwakilkan DLP dan CTDIvol. 
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : **Table 2** Image quality in each acquisition and reconstruction condition evaluated by two observers Reconstruction method Protocol | IR | p-*value* | FBP | p-*value* Volume-120 | 3.42 ± 0.49 | 0.0172 | 3.17 ± 0.37 | 0.1661 Volume-60 | 3.08 ± 0.28 | 0.3388 | 2.83 ± 0.37 | 0.1661 Volume-30 | 2.67 ± 0.62 | 0.1039 | 2.00 ± 0.00 | 0.0005 Volume-20 | 2.33 ± 0.62 | 0.0046 | 1.75 ± 0.43 | <0.0001 Reference | - | - | 3.00 ± 0.00 | - FBP, filtered back projection; IR, iterative reconstruction. Each scan in Volume-120, Volume-60, Volume-30, and Volume-20 was conducted by volumetric scanning with tube current of 120, 60, 30, and 20 mA, respectively. Sakai *et al* **Table 4** Comparison of radiation dose in each acquisition protocol Protocol | $CTDI_{vol}$ [mGy] | DLP [mGycm] | Effective dose for adult patient [μSv] | Effective dose for paediatric patient [μSv] | Reduction ratio from reference [%] Volume-120 | 8.3 | 33.4 | 103.5 | 140.3 | 28.5 Volume-60 | 4.2 | 16.7 | 51.8 | 70.1 | 64.2 Volume-30 | 2.1 | 8.3 | 25.7 | 34.9 | 82.3 Volume-20 | 1.4 | 5.6 | 17.4 | 23.5 | 88.0 Reference | 8.4 | 46.7 | 144.8 | 196.1 | - $CTDI_{vol}$, volume computed tomography dose index; DLP, dose–length product. Each scan in Volume-120, Volume-60, Volume-30, and Volume-20 was conducted by volumetric scanning with tube current of 120, 60, 30, and 20 mA, respectively. Penilaian kualitatif menunjukkan skor tinggi pada tegangan tinggi. Secara visual tidak ada perbedaan signifikan antara volume 60 dengan IR dan protokol referensi, yang mengindikasikan reduksi dosis 64,2%.
Kesimpulan	Telah diperoleh metode scan yang mereduksi dosis radiasi terbanyak yaitu 64,2% dan waktu scan yang ¼ lebih singkat. Metode ini dengan kombinasi scanning volumetric dan

	teknik IR pada MDCT

Judul	**: Investigating the slice thickness effect on noise and diagnostic content of single-source multi-slice computerized axial tomography**
Penulis	**: Nashwan Karkhi Abdulkareem1*, Shereen Ismail Hajee1, Fatiheea Fatihalla Hassan1, Ilham Khalid Ibrahim1, Ruaa Emad Hussein Al-Khalidi2, Noor Abubaker Abdulqader**
Jurnal	: ***JOURNAL of MEDICINE and LIFE***
Vol (No.) Halaman	: 16
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan menggunakan sinar x untuk menghasilkan citra cross sectional atau slice pada organ target. Kemajuan teknologi CT Scan meliputi kemampuan spiral imaging features, multi-slice capability, increased energy supply, and improved detectors dapat meningkatkan kualitas citra dan nilai diagnostik. Kualitas citra ditentukan oleh tiga parameter yaitu : Noise, spasial resolusi dan kontras citra. Noise adalah standard deviasi CT number pada citra yang seragam. Noise menampilkan informasi yang tidak diinginkan akibat sistem sinyal Listrik dan electron. Tampilannya berupa butira yang mengganggu citra dan mengurangi kualitas citra. Noise dapat dikurangi dengan cara menurunkan standard deviasi pada piksel. Hal ini ditentukan oleh jumlah foton yang diterima oleh detektor. Slice thickness adalah faktor penting yang mempengaruhi kualitas citra yang ditentukan oleh pengaturan kolimator. CT scan biasanya menggunakan ketebalan irisan di dalamnya rentang untuk mencapai keseimbangan antara resolusi spasial (lebih baik dalam resolusi tipis irisan) dan waktu pemindaian untuk area tertentu (lebih pendek pada irisan yang lebih tebal). Pada irisan tipis, volume parsial artefak berkurang sementara dosis pasien, noise gambar, dan waktu pemindaian meningkat. Sebaliknya, semakin tebal irisannya, semakin banyak foton yang tersedia, sehingga semakin baik rasio signal-to-noise (SNR). Namun, irisannya lebih tebal dapat membahayakan resolusi spasial di sepanjang sumbu Z. Noise gambar menunjukkan hubungan linier dengan perubahan ketebalan irisan Ketebalan irisan yang lebih tipis mengurangi noise gambar, meningkatkan visibilitas, dan meningkatkan diagnosis. Oleh karena itu, keseimbangan antara ketebalan irisan dengan konten diagnostik dan noise gambar harus diperhatikan. Studi ini bertujuan untuk analisa pengaruh slice thickness pada reduksi noise citra dan meningkatkan kualitas citra pada CT Scan sumber tunggal.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan pasien untuk mengevaluasi pengaruh slice thickness terhadap kualoitas citra. Mengevaluasi efek jumlah citra terhadap kualitas citra. CT Scan dilakukan dengan variasi slice thickness 0.625 to 10 mm. Pitch 0.969:1, speed = 19.13 mm/rot, mA = 259/DR40. Citra diperoleh dengan scan fantom Cathpan 700 dan dianalisa menggunakan Software Image J. Analisa statistic dilakukan pada F-test.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil Pengukuran : Table 1. Single-source CT scan of head parameters Parameter: Protocol Scan mode: Helical mAs: 1.9 to 7.6 kVp Pitch: 0.969:1 Slice thickness (mm): 0.625 to 10 mm Exposure time: Range of (8.37 to 11.16) Speed: 19.13 mm/rot No. of image: 18 to 258 Figure 2. CT scan images with different pixel values Table 2. Main statistical measurements for different slice thickness values using single-source CT scan of head protocol Technique / Slice thickness (mm) / Mas / Mean / Standard deviation / Variance Head / 0.625 / 1.6 / 89.251 / 6.525 / 32.876 Head / 1.25 / 5.37 / 86.341 / 4.781 / 22.294 Head / 2.5 / 3.8 / 85.251 / 3.821 / 13.443 Head / 3.75 / 3.1 / 87.521 / 3.313 / 6.210 Head / 5 / 2.69 / 85.015 / 2.295 / 3.782 Head / 7.5 / 2.19 / 89.781 / 1.752 / 2.574 Head / 10 / 1.9 / 87.421 / 1.549 / 2.481 Tidak ada perbedaan signifikan pada slice thickness 0.625, 1.25, and 2.5 sednagkan perbedaan signifikan terlihat pada 3.75, 5, 7, and 10. Semakin turun Slice thickness semakin turun noise. Meningkatkan slice thickness, sama dengan mengurangi jumlah foton (mAs). Menruunkan slice thickness dapat menurunkan noise dan daya deteksi CT. menurunkan slice thickness dapat meningkatkan kontras sehingga memudahkan diferensiasi lesi kecil karena efek parsial volume berkurang. Sehingga semakin kecil slice

	semakin tinggi nilai diagnostic. Studi ini menunjukkan slice thickness 0,625 adalah yang terbaik untuk mengurangi noise gambar dan menghasilkan hasil yang lebih baik, lebih banyak lagi deteksi akurat dan meningkatkan resolusi citra menggunakan protokol CT scan kepala sumber tunggal. Jumlah citra menurun seiring kenaikan slice thickness. Semakin tipis irisan semakin meningkat kualitas citra.
Kesimpulan	Noise citra menurun dengan berkurangnya slice thickness, sebaliknya noise akan meningkat dengan bertambahnya slice thickness. Slice thickness terbaik pada 1,25 mm karena mengurangi noise dengan citra dan nilai diagnostiknya baik.

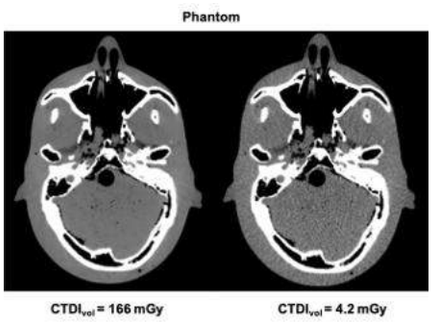
REVIEW JURNAL	
Judul	**: Low-Dose Computed Tomography Scanning Protocols for Online Adaptive Proton Therapy of Head-and-Neck Cancers**
Penulis	**: *Konrad P. Nesteruk 1,* , Mislav Bobi´c 1,2, Gregory C. Sharp 1, Arthur Lalonde 1 , Brian A. Winey 1, Lena Nenoff 1 , Antony J. Lomax 2,3 and Harald Paganetti 1***
Jurnal	: **MDPI cancers**
Vol (No.) Halaman	: 14
Tahun	2022
Pendahuluan	Terapi proton membutuhkan citra sebelum pengobatan untuk meyakinkan rencana terapi terhadap perubahan anatomi. Hal ini untuk meminimalkan dosis radiasi pada jaringan sehat. Studi ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh low dose CT Scan terhadap adaptasi diatas.
Metode Penelitian	Pasien yang dipilih adalah yang memiliki fraksi terapi 31-35 kali. Berikut scaning parameter :

Table 1. Scanning parameters used for phantom measurements. The standard protocol (STD) is highlighted in bold.

Tube Current	$CTDI_{vol}$	Tube Voltage	Pitch Factor	Slice Thickness
400 mA (STD)	**166 mGy**	**140 kV**	**0.6**	**2.5 mm**
200 mA	83 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm
100 mA	41.5 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm
50 mA	20.7 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm
25 mA	10.4 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm
15 mA	6.2 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm
10 mA	4.2 mGy	140 kV	0.6	2.5 mm

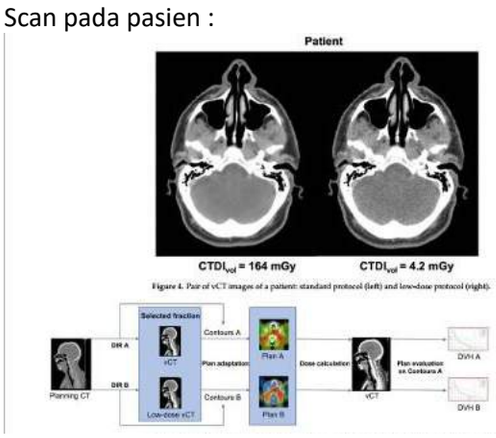
Hasil Penelitian Diskusi

Hasil scan fantom adalah :



F**igure 2.** Pair of CT images of head phantom: standard protocol (**left**) and low-dose protocol (**right**)

Scan pada pasien :



ROI	DVH Metric	$CTDI_{vol}$ (mGy)						
		166.0	83.0	41.5	20.7	10.4	6.2	4.2
High-risk CTV	D_{98} (%)	**97.1** (94.5–98.5)	**97.1** (94.8–98.6)	**97.1** (94.6–98.5)	**97.1** (94.6–98.5)	**97.2** (94.9–98.5)	**97.2** (95.0–98.5)	**97.2** (94.7–98.5)
Low-risk CTV	D_{98} (%)	**97.3** (95.5–98.3)	**97.4** (95.5–98.5)	**97.4** (95.6–98.4)	**97.4** (95.6–98.3)	**97.5** (95.6–98.6)	**97.4** (95.6–98.6)	**97.5** (95.5–98.6)
Constrictors	D_{mean} (Gy)	**29.7** (7.0–61.2)	**29.7** (7.0–61.3)	**29.8** (7.0–61.2)	**29.7** (7.0–61.2)	**29.7** (7.0–61.3)	**29.8** (6.9–61.3)	**29.8** (7.0–61.1)
Right parotid	D_{mean} (Gy)	**19.2** (12.5–55.4)	**19.2** (12.4–55.4)	**19.2** (12.5–55.3)	**19.2** (12.5–55.3)	**19.2** (12.5–55.4)	**19.1** (12.5–55.4)	**19.2** (12.5–55.4)
Left parotid	D_{mean} (Gy)	**17.0** (9.9–52.4)	**17.0** (9.9–52.2)	**17.0** (10.0–52.4)	**17.0** (10.0–52.4)	**17.0** (10.0–52.5)	**17.0** (10.0–52.5)	**17.0** (10.0–52.4)
Larynx	D_{mean} (Gy)	**20.5** (6.3–34.8)	**20.6** (6.4–34.6)	**20.5** (6.4–34.6)	**20.5** (6.4–34.6)	**20.4** (6.4–34.6)	**20.4** (6.4–34.5)	**20.5** (6.5–34.6)
Spinal cord	D_{1cc} (Gy)	**12.1** (8.7–23.2)	**12.4** (8.6–23.2)	**12.3** (8.4–23.2)	**12.2** (8.9–23.2)	**12.2** (8.6–23.1)	**12.2** (8.6–23.1)	**12.2** (8.5–23.1)

	Kemungkinan menggunakan protokol CT scan dosis rendah di implementasi klinis perawatan proton adaptif. Fokusnya adalah seberapa menurunnya kualitas gambar akan mempengaruhi propagasi kontur dan perhitungan dosis sehubungan dengan protokol standar yang ditentukan di klinik untuk perencanaan perawatan. Hasil menunjukkan bahwa protokol studi ini menghasilkan efikasi adaptasi yang sebanding. Perbedaan metrics DVH terhadap protokol standard sangat minimal dan tidak menunjukkan pengaruh terhadap kualitas citra yang menurun.
Kesimpulan	CT dosis rendah adalah solusi menarik untuk membatasi dosis tambahan pada pasien saat melakukan terapi proton adaptif harian. Bahkan pencitraan terendah yang bisa dicapai dosis di pemindai kami, 40 kali lebih rendah dibandingkan protokol pemindaian standar, yang diizinkan menghasilkan gambar yang cocok untuk adaptasi tanpa mengorbankan prediksi dosimetri.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Monitoring Pediatric Head CT Scan Dose Levels: A Retrospective Study of Diagnostic Reference Levels in a Single Hospital in Abu Dhabi, UAE**
Penulis	: **1Yuki Sakai, 2Kazutoshi Okamura, 2Erina Kitamoto, 2Yukiko N Kami, 1Takashi Shirasaka, 1Ryoji Mikayama, 1Masato Tatsumi, 1Masatoshi Kondo, 1Toyoyuki Kato and 2Kazunori Yoshiura**
Jurnal	: **Applied Science**
Vol (No.) Halaman	: 13
Tahun	2023
Pendahuluan	Pencitraan Diagnostik sangat penting untuk diagnose penyakit. Variasi teknik dan peralatan canggih di radiologi menyajikan informasi dan menggambarkan bagian organ dalam tubuh manusia. namu dosis radiasi yang diterima pasien berpotensi menyebabkan efek Kesehatan. CT Scan merupakan modalitas yang mengidentifikasi bermacam kondisi medis seperti kanker, trauma, penyakit kardiovaskuler dan evaluasi trauma pasien. CT Scan memberikan dosis radiasi yang lebih tinggi dari radiografi umum. Upaya optimisasi CT Scan dilakukan melalui evaluasi DLP dan CTDIvol yang kemudian dibadningkan dengan nilai DRL. Studi ini bertujuan untuk evaluasi dosis pediatri atau anak-anak.
Metode Penelitian	Peneltiian menggunakan data pasien CT Scan anak-anak untuk dicatat dosis radiasinya yaitu DLP dan CTDIVol. Nilai dosis ini kemudian dianalisa menggunakan Analisa statistic. Berikut adalah parameternya : **Table 1.** Exposure parameters (tube voltage and tube current–time product) for the age groups considered in this study. Exposure Parameters Age Group: Tube Voltage (kVp) / Tube Current–Time Product (mAs) <1 year: 80–100 / 110–297 ≥1 y <5 y: 80–120 / 67–366 ≥5 y <10 y: 80–120 / 77–581 ≥10 y <16 y: 80–120 / 63–534
Hasil Penelitian dan Diskusi	**Table 2.** CTDIvol and DLP values for pediatric head CT scans in Abu Dhabi, UAE, with different percentiles; "y" represents year, and "N" represents number of patients. CTDIvol (mGy) / DLP (mGy· cm) Age Group: N / CTDIvol 25th / Median / 75th / Range / DLP 25th / Median / 75th / Range <1 y: 22.00 / 9.700 / 18.20 / 18.40 / 6.790–19.30 / 145.0 / 2700 / 304.0 / 92.20–3410 ≥1 y <5 y: 53.00 / 17.90 / 19.80 / 21.10 / 8.270–47.00 / 280.0 / 348.0 / 385.0 / 120.0–876.0 ≥5 y <10 y: 80.00 / 15.00 / 20.00 / 23.40 / 12.50–62.70 / 305.0 / 388.0 / 441.0 / 177.0–1300 ≥10 y <16 y: 91.00 / 14.90 / 23.40 / 27.80 / 11.20–57.20 / 386.0 / 471.0 / 568.0 / 389.0–1119 **Table 3.** Pediatric head CT local DRLs in Abu Dhabi in comparison with European DRLs; "y" represents year, and "m" represents months. European Guidelines' DRL / Abu Dhabi LDRL Age Group: CTDIvol (mGy) / DLP (mGy·cm) / Age Group: CTDIvol (mGy) / DLP (mGy·cm) 0 < 3 m: 24 / 300 / <1 y: 18.4 / 304 3 m < 1 y: 28 / 385 / ≥1 y < 5 y: 21.1 / 385 1 < 6 y: 40 / 505 / ≥5 y < 10 y: 23.4 / 441 ≥6 y: 50 / 650 / ≥10 y < 16 y: 27.8 / 568 Secara garis besar, hasil studi ini menunjukkan dosis radiasi di abu dhabi masih dalam batas aman, efektif dan cukup. Hal ini penting karena anak-anak memiliki organ yang sensitive dan aktif membelah dengan cepat.
Kesimpulan	Singkatnya, penting untuk dicatat bahwa kepatuhan terhadap DRL yang ditetapkan tetap aman protokol pencitraan dapat membantu meminimalkan risiko yang terkait dengan pencitraan CT pediatrik, masih ada potensi dampak jangka panjang yang perlu dipertimbangkan. Oleh karena itu, ini sangat penting bahwa penyedia layanan kesehatan mengambil pendekatan yang hati-hati saat memesan CT scan untuk anak-anak dan pertimbangkan metode pencitraan alternatif bila memungkinkan. Dengan melakukan hal ini, kami dapat memastikan hal tersebut anak-anak menerima perawatan dengan kualitas terbaik sambil meminimalkan potensi paparan mereka radiasi berbahaya.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Investigating the slice thickness effect on noise and diagnostic content of single-source multi-slice computerized axial tomography**
Penulis	**: Nashwan Karkhi Abdulkareem1*, Shereen Ismail Hajee1, Fatiheea Fatihalla Hassan1, Ilham Khalid Ibrahim1, Ruaa Emad Hussein Al-Khalidi2, Noor Abubaker Abdulqader**
Jurnal	: ***JOURNAL of MEDICINE and LIFE***
Vol (No.) Halaman	: 16
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan menggunakan sinar x untuk menghasilkan citra cross sectional atau slice pada organ target. Kemajuan teknologi CT Scan meliputi kemampuan spiral imaging features, multi-slice capability, increased energy supply, and improved detectors dapat meningkatkan kualitas citra dan nilai diagnostik. Kualitas citra ditentukan oleh tiga parameter yaitu : Noise, spasial resolusi dan kontras citra. Noise adalah standard deviasi CT number pada citra yang seragam. Noise menampilkan informasi yang tidak diinginkan akibat sistem sinyal Listrik dan electron. Tampilannya berupa butira yang mengganggu citra dan mengurangi kualitas citra. Noise dapat dikurangi dengan cara menurunkan standard deviasi pada piksel. Hal ini ditentukan oleh jumlah foton yang diterima oleh detektor. Slice thickness adalah faktor penting yang mempengaruhi kualitas citra yang ditentukan oleh pengaturan kolimator. CT scan biasanya menggunakan ketebalan irisan di dalamnya rentang untuk mencapai keseimbangan antara resolusi spasial (lebih baik dalam resolusi tipis irisan) dan waktu pemindaian untuk area tertentu (lebih pendek pada irisan yang lebih tebal). Pada irisan tipis, volume parsial artefak berkurang sementara dosis pasien, noise gambar, dan waktu pemindaian meningkat. Sebaliknya, semakin tebal irisannya, semakin banyak foton yang tersedia, sehingga semakin baik rasio signal-to-noise (SNR). Namun, irisannya lebih tebal dapat membahayakan resolusi spasial di sepanjang sumbu Z. Noise gambar menunjukkan hubungan linier dengan perubahan ketebalan irisan Ketebalan irisan yang lebih tipis mengurangi noise gambar, meningkatkan visibilitas, dan meningkatkan diagnosis. Oleh karena itu, keseimbangan antara ketebalan irisan dengan konten diagnostik dan noise gambar harus diperhatikan. Studi ini bertujuan untuk analisa pengaruh slice thickness pada reduksi noise citra dan meningkatkan kualitas citra pada CT Scan sumber tunggal.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan pasien untuk mengevaluasi pengaruh slice thickness terhadap kualoitas citra. Mengevaluasi efek jumlah citra terhadap kualitas citra. CT Scan dilakukan dengan variasi slice thickness 0.625 to 10 mm. Pitch 0.969:1, speed = 19.13 mm/rot, mA = 259/DR40. Citra diperoleh dengan scan fantom Cathpan 700 dan dianalisa menggunakan Software Image J. Analisa statistic dilakukan pada F-test.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil Pengukuran : Table 1. Single-source CT scan of head parameters Parameter: Protocol Scan mode: Helical mAs: 1.9 to 7.6 kVp Pitch: 0.969:1 Slice thickness (mm): 0.625 to 10 mm Exposure time: Range of (8.37 to 11.16) Speed: 19.13 mm/rot No. of image: 18 to 258 Figure 2. CT scan images with different pixel values Table 2. Main statistical measurements for different slice thickness values using single-source CT scan of head protocol Technique: Slice thickness (mm): Mas: Mean: Standard deviation: Variance Head: 0.625: 1.6: 89.251: 6.525: 32.876 Head: 1.25: 5.37: 86.341: 4.781: 22.294 Head: 2.5: 3.8: 85.251: 3.821: 13.443 Head: 3.75: 3.1: 87.521: 3.313: 6.210 Head: 5: 2.69: 85.015: 2.295: 3.782 Head: 7.5: 2.19: 89.781: 1.752: 2.574 Head: 10: 1.9: 87.421: 1.549: 2.481 Tidak ada perbedaan signifikan pada slice thickness 0.625, 1.25, and 2.5 sednagkan perbedaan signifikan terlihat pada 3.75, 5, 7, and 10. Semakin turun Slice thickness semakin turun noise. Meningkatkan slice thickness, sama dengan mengurangi jumlah foton (mAs). Menruunkan slice thickness dapat menurunkan noise dan daya deteksi CT. menurunkan slice thickness dapat meningkatkan kontras sehingga memudahkan

	diferensiasi lesi kecil karena efek parsial volume berkurang. Sehingga semakin kecil slice semakin tinggi nilai diagnostic. Studi ini menunjukkan slice thickness 0,625 adalah yang terbaik untuk mengurangi noise gambar dan menghasilkan hasil yang lebih baik, lebih banyak lagi deteksi akurat dan meningkatkan resolusi citra menggunakan protokol CT scan kepala sumber tunggal. Jumlah citra menurun seiring kenaikan slice thickness. Semakin tipis irisan semakin meningkat kualitas citra.
Kesimpulan	Noise citra menurun dengan berkurangnya slice thickness, sebaliknya noise akan meningkat dengan bertambahnya slice thickness. Slice thickness terbaik pada 1,25 mm karena mengurangi noise dengan citra dan nilai diagnostiknya baik.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: CT acquisition parameter selection in the real world: impac on radiation dose and variation amongst 155 institutions**
Penulis	**: Yifei Wang1 · Philip Chu1 · Timothy P. Szczykutowicz2 · Carly Stewart1 · Rebecca Smith-Bindman1,3,4**
Jurnal	: **European Radiology**
Vol (No.) Halaman	: **34 (1605–1613)**
Tahun	2024
Pendahuluan	CT Scan menjadi modalitas yang menyebar dengan sangat cepat sejak ditemukan, karena mampu memberikan diagnosas medis dengan cepat dan akurat. Dengan memberikan parameter akuisisi, CT Scan mampu menampilkan prediksi dosis radiasi. Prediksi ini berdasarkan : scan range, mA profiles, beam energy, bowtie filter size, rotation time, scan mode (e.g., axial, cine, helical/spiral, and accompanying parameters like helical pitch), and beam collimation. Penelitian ini bertujuan untuk membuat model hubungan antara parameter akuisisi CT Scan dan dosi radiasi actual. Hipotesa awal adalah data menitoring dosis dapat digunakan untuk memprediksi dampak parameter akuisisi yang berbeda terhadap sosi radiasi. Hal ini dilakukan untuk optimisasi ke depan.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan data pasien dari berbagai institusi. Pasien yang diikutkan adalah > 18 tahun atau lebih tua. Parameter akuisisi adalah beam energy (kV), mAs, spiral pitch, the number of phases of each exam, dan scan length. Dosis radiasi yang keluar adalah DLP (mGy). Persamaan DLP adalah sebagai berikut : $$DLP = C \times kV^{\beta_{kV}} \times mAs^{\beta_{mAs}} \times \frac{1}{pitch^{\beta_{pitch}}} \times scanlength^{\beta_{scanlength}} \times phase^{\beta_{phase}}$$ $$\log(DLP) = \beta_0 + \beta_{kV}\log(kV) + \beta_{pitch}\log\left(\frac{1}{pitch}\right) + \beta_{scanlength}\log(scanlength) + \beta_{phase}\log(phase) + Z + \epsilon$$ Dampak parameter yang mempengaruhi DLP adalah : 1 What is the percent increase in DLP when the parameter is increased by 10%?? 2 What is the percent increase in DLP when the parameter is increased by 15%? 3 What is the percent increase in DLP when the parameter is multiplied by one geometric standard deviation (which this paper will describe as “increasing by one standard deviation”)? Total 1.276.974 abdomen CT Scan. Berikut adalah data : **Table 1** CT examinations included in this report. Age percentages add up to 99% due to rounding | | *N* | % | | Total sample size | 1,276,974 | 100 | | Patient characteristics | | | | Male | 566,836 | 44 | | Female | 707,341 | 55 | | Non-binary or unknown | 2,797 | 1 | | Age | | | | Age 18–20 | 21,735 | 2 | | Age 21–30 | 105,728 | 8 | | Age 31–40 | 141,254 | 11 | | Age 41–50 | 182,345 | 14 | | Age 51–60 | 244,302 | 19 | | Age 61–70 | 258,332 | 20 | | Age 71–80 | 184,187 | 15 | | Age 81 + | 129,091 | 10 | | Exam characteristics | | | | Canon | 121,559 | 10 | | General Electric | 533,056 | 42 | | Philips | 220,608 | 17 | | Siemens | 401,751 | 31 | | Location | | | | United States | 1,118,236 | 88 | | Europe | 76,471 | 6 | | Israel | 65,841 | 5 | | Japan | 16,426 | 1 |
Hasil Penelitian Diskusi	| | DLP (mGy-cm) | kV | mAs | Spiral Pitch | Number of Phases | Scan Length (mm) | | Geometric mean | 666 | 118 | 154 | 1 | 1 | 414 | | Geometric standard deviation | 2.02 | 1.07 | 1.70 | 1.28 | 1.57 | 1.52 | | 1st Percentile | 135 | 100 | 41 | 0.55 | 1 | 105 | | 5th Percentile | 237 | 100 | 59 | 0.61 | 1 | 182 | | 25th Percentile | 423 | 120 | 107 | 0.81 | 1 | 355 | | 50th Percentile | 659 | 120 | 165 | 0.98 | 1 | 477 | | 75th Percentile | 1062 | 120 | 230 | 1.19 | 2 | 533 | | 95th Percentile | 2047 | 120 | 327 | 1.38 | 3 | 613 | | 99th Percentile | 3261 | 140 | 445 | 1.50 | 5 | 709 |

<table>
<tr>
<td></td>
<td>
<table>
<tr><th></th><th>kV</th><th>mAs</th><th>(Inverse) Spiral Pitch</th><th>Number of Phases</th><th>Scan Length (mm)</th></tr>
<tr><td>DLP Increase per 10% Increase in acquisition parameter</td><td>29%</td><td>9%</td><td>8%</td><td>8%</td><td>5%</td></tr>
<tr><td>DLP Increase per 15% Increase in acquisition parameter</td><td>45%</td><td>14%</td><td>12%</td><td>12%</td><td>7%</td></tr>
<tr><td>DLP Increase per geometric standard deviation increase in acquisition parameters</td><td>20%</td><td>64%</td><td>22%</td><td>45%</td><td>24%</td></tr>
</table>
Parameter seperti mAs, inverse spiral pitch, number of phases, and average scan length memiliki hubungan linier terhadap DLP Dimana peningkatan 10%-15% menyebabkan peningkatan DLP 10%-15%. Peningkatan kV 15% meningkatkan DLP 42%, setiap peningkatan panjang scan 10%, meningkatkan DLP 5%. Oleh karena itu optimisasi dapat dilakukan dengan penurunan tegangan (kVp).
Kekurangan studi ini adalah tidak ada Analisa kualitas citra dan hanya dilakukan pada orang dewasa.
</td>
</tr>
<tr>
<td>Kesimpulan</td>
<td>Parameter akuisisi mampu mempengaruhi DLP secara langsung. Optimisasi dilakukan dengan memodifikasi parameter tersebut.</td>
</tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Early results of ultra-low-dose CT-scan for extremity traumas in emergency room**
Penulis	: **Taki Eddine Addala1, Joël Greffier1, Aymeric Hamard1, Fehmi Snene1, Xavier Bobbia2, Sophie Bastide3, Asmaa Belaouni1, Hélène de Forges1, Ahmed Larbi1, Jean-Emmanuel de la Coussaye2, Jean-Paul Beregi1, Pierre-Géraud Claret2, Julien Frandon1**
Jurnal	: Quantitative Imaging in Medicine and Surgery
Vol (No.) Halaman	: 12(8):4248-4258
Tahun	2022
Pendahuluan	Trauma atau luka pada ekstremitas merupakan jenis umum pada pemeriksaan rutin pada pelayanan radiologi. Namun radiografi umum memiliki keterbatasan dalam menampilkan citra secara detail CT Scan menjadi modalitas yang mampu menampilkan luka atau cidera pada tulang dan jaringan lunak, klasifikasi cidera, manajemen terapi, dan proses penyembuhan luka. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi yang sangat besar dibandingkan radiografi umum. Metode untuk menurunkan dosis adalah modulasi arus tabung dan filtrasi namun dapat menurunkan kualitas citra. Kemudian digunakan algoritma rekkonstruksi dan ultra low dose yang dapat menurunkan dosis radiasi namun kualitas citra dapat diterima. Penelitian ini bertujuan untuk memeriksa sensitifitas dan spesifikasi ULDC-CT dibandingkan dengan radiografi umum pada pasien trauma ekstremitas di unit gawat darurat. Selain itu untuk mengevaluasi kecocokan kedua teknik dari segi : kualitas citra, kualitas diagnose dan level kepercayaan radiolog serta dosis radiasinya.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pasien yang mengalami trauma pada ekstremitas, seperti tangan, wrist, kaki dan ankle. CT Scan yang digunakan adalah CT Siemens Somatom Definition AS dengan parameter : beam collimation of 64×0.6 mm; pitch factor of 0.85 (as recommended by the manufacturer); rotation time of 1.0 s. A field of view of 250 mm, 80 kVp dan 12 mAs (tangan) dan 15 mAs (kaki dan ankle). Mode Care kV dan Care Dose 4D dimatikan dan menggunakan algoritma rekonstruksi Safire level 4. Analisa dilakukan oleh dokter radiologi. Dengan penilaian kualitas citra diagnostik kategori : 1 = tidak diterima, 2 = kurang optimasl, 3 = diterima, 4 = diatas rata-rata, 5 = sangat baik. Level kepercayaan diagnostic : 1 = sangat buruk,2 = buruk, 3 = rata-rata, 4= tinggi, 5 = sangat baik. Dosis radiasi yang dicatat adalah DLP dan CTDIvol. Dosis efektif radiografi umum menggunakan koefisien 0.01 mSv·Gy-1·cm-2 dikalikan DAP dan untuk ULDCT menggunakan DLP dikalikan faktor konversi 0.0002 mSv·Gy-1·cm-1.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Total 76 pasien dilibatkan dengan rincian 45 foto ankle dan 31 lainnya tangan/wrist. Berikut adalah rinciannya :

Table 1 Patients' characteristics

Variables	Wrists/hands (n=31)	Ankles/feet (n=45)	Total (n=76)
Gender, n (%)			
Men	16 (51.6)	25 (55.5)	41 (53.9)
Women	15 (48.4)	20 (44.5)	35 (46.1)
Age (years), median [range]	41 [18–89]	37 [19–82]	38.5 [18–89]
Cause of trauma, n (%)			
Road accident	3 (9.7)	4 (8.9)	7 (9.2)
Household accident	16 (51.6)	22 (48.9)	38 (50.0)
Sports accident	6 (19.4)	7 (15.6)	13 (17.1)
Workplace accident	6 (19.4)	12 (26.7)	18 (23.7)
Treatments, n (%)			
Analgesics alone	18 (58.0)	30 (66.6)	48 (63.1)
Immobilization	6 (19.4)	10 (22.2)	16 (21.2)
Surgery	7 (22.5)	5 (11.1)	12 (15.7)
Emergency surgery	2 (28.6)	3 (60.0)	5 (41.7)
Differed surgery	5 (71.4)	2 (40.0)	7 (58.3)
Patient care, n (%)			
Day care	29 (93.5)	42 (93.3)	71 (93.4)
Hospitalisation	2 (6.5)	3 (6.7)	5 (6.6)
Duration of hospital stay (days), median [range]	2 [2–2]	5 [2–7]	2 [2–7]

Table 2 Fracture detection by anatomical site for each of the two readers and inter-observer agreement

Localizations	Radiography			ULD-CT			P values^	
	Reader 1, n (%)	Reader 2, n (%)	Agreement coefficient, k [95% CI]	Reader 1, n (%)	Reader 2, n (%)	Agreement coefficient, k [95% CI]	Reader 1	Reader 2
Wrists/hands (n=31)	12 (38.7)	13 (41.9)	0.93 [0.72–0.98]	14 (45.1)	15 (48.3)	0.93 [0.71–0.99]	0.34	0.42
Ankles/feet (n=45)	11 (24.4)	11 (24.4)	0.91 [0.70–0.98]	14 (31.1)	16 (35.5)	0.90 [0.72–0.98]	0.14	0.10
Total (n=76)	23 (30.3)	24 (31.6)	0.93 [0.73–0.98]	28 (36.8)	31 (40.8)	0.91 [0.69–0.99]	0.20	0.15

A P value lower than 0.05 was considered significant. ^, radiographs vs. ULD-CT for each reader. ULD-CT, ultra-low dose computed tomography scan.

<table>
<tr><td></td><td>
<table>
<tr><td colspan="7">Table 3 Sensitivity and specificity of both digital radiography and ULD-CT using three different approaches: the best value comparator, the clinical follow-up based and the Bayesian approaches</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Modalities</td><td colspan="2">Best value comparator</td><td colspan="2">Clinical follow-up based approach</td><td colspan="2">Bayesian interference approach</td></tr>
<tr><td>Sensitivity</td><td>Specificity</td><td>Sensitivity</td><td>Specificity</td><td>Sensitivity</td><td>Specificity</td></tr>
<tr><td>Radiography, % [95% CI]</td><td>70 [54–84]</td><td>94 [86–100]</td><td>68 [57–78]</td><td>93 [87–99]</td><td>76 [71–81]</td><td>93 [87–97]</td></tr>
<tr><td>ULD-CT, % [95% CI]</td><td>93 [87–96]</td><td>95 [90–100]</td><td>94 [88–99]</td><td>96 [90–100]</td><td>90 [87–93]</td><td>96 [93–98]</td></tr>
<tr><td colspan="7">ULD-CT, ultra-low dose computed-tomography; 95% CI, 95% confidence interval.</td></tr>
</table>

Spesifisitas hamper sama antara radiografi dengan ULDCT sednagkan sensitifitas ULDCT lebih tinggi dari Radiografi Umum. Kualitas citra, kualitas citra diagnostik dan level kepercayaan diagnostik pengamat lebih tinggi ULDCT daripada Radiografi Digital. Dosis radiasi wrist dan tangan lebih tinggi ULDCT daripada Radiografi digital sednagkan kaki dan ankle tidak berbeda signifikan.
</td></tr>
<tr><td>Kesimpulan</td><td>Pemeriksaan Ultra Low Dose CT Scan dapat digunakan sebagai alternatif yang dapat diandalkan untuk deteksi patah pada tulang ekstremitas di instalasi gawat darurat.</td></tr>
<tr><td>Critical Opinion</td><td>Studi ini datanya kurang akurat dan metode BEIR cenderung melebihkan risiko kanker.</td></tr>
<tr><td>Gap of Knowledge</td><td></td></tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	**Low-dose CT for lung cancer screening: position paper from the Italian college of thoracic radiology**
Penulis	**: Mario Silva1,2 · Giulia Picozzi3 · Nicola Sverzellati1,2 · Sandra Anglesio4 · Maurizio Bartolucci5 · Edoardo Cavigli6 ·** **Annalisa Deliperi7 · Massimo Falchini8 · Fabio Falaschi9 · Domenico Ghio10 · Paola Gollini4 · Anna Rita Larici11 ·** **Alfonso V. Marchianò12 · Stefano Palmucci13 · Lorenzo Preda14,15 · Chiara Romei7 · Carlo Tessa16 ·** **Cristiano Rampinelli17 · Mario Mascalchi3,18**
Jurnal	: **La radiologia medica**
Vol (No.) Halaman	: 127:543–559
Tahun	2022
Pendahuluan	Kanker paru adalah penyebab kematian akibat kanker dengan jumlah kasus lebuh dari 2 juta di tahun 2018. Penyebab utama kanker paru adalah merokok. Low Dose CT Scan menjadi modalitas untuk skrining pencegahan kanker paru dan menurunkan angka kematian sebesar 20%-30%. Low Dose CT untuk paru merupakan cara yang cepat dan mudah.
Metode Penelitian	Setting tabung sebesar 120 kVp dan arus sebesar 40 mAs. Hasil citra LDCT dianalisa oleh dokter radiologi. Outcome yang diuji adalah densitas nodul dan ukuran nodul. Software yang digunakan adalah Lung Rads 1.1.
Hasil Penelitian Diskusi	Hasil citra dianalisa sesuai aspek Diagnostik pada hasil positif, temuan incidental, kalsifikasi dan emfisema pulmonari. Skrining paru dengan LDCT dapat dilakukan minimal 1 kali dalam satu tahun.
Kesimpulan	LDCT dapat digunakan untuk pencitraan LCS. Teknologi harus dipertahankan untk bisa aplikasi LDCT lebih baik lagi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Organ dose in CT: Comparison between measurements and computational methods**
Penulis	**: Martina Pace a, Elisa Bonanno a, Giuseppina Rita Borzì a, Nina Cavalli a, Alessia D'Anna b, Anna Maria Gueli b, Giuseppe Stella b,*, Lucia Zirone a,b, Camelo Marino a**
Jurnal	: **Physica Medica**
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023
Pendahuluan	CT dosimetri biasa direpresentasikan CTDIvol dan DLP. Dosis organ tidak bergantung pada ukuran spesifik pasien. Namun besaran ini tidak masuk dalam DLP dan CTDI. SSDE adalah besaran yang dikenalkan AAPM untuk mengestimasi dosis organ dengan cara perkalian CTDI dengan faktor koreksi berdasarkan diameter efektif pasien. Metode lain menggunakan TLD dan monte carlo untuk estimasi dosis CT. Monte Carlo dilakukan di simulasi fantom, model CT Scan, database dosis organ, perkembangan algoritma perhitungan dosis efektif. Tujuan penelitian ini adalah perbandingan metode perhitungan dosis eksperimen dengan metode komputerisasi.
Metode Penelitian	Perhitungan dosis menggunakan model XR-QA2 yang sensitive terhadap dosis 0.01 sampai 20 cGy. Sedang jika ada metode 0,01 sampai 30 Gy dengan energi Gafcrhomic EBT 3 pada tegangan 100 KeV sampai 18 MeV. Software yang digunakan untuk program manajemen adalah DW. Metode ini mengingat bahwa ada 2 faktor yang mempengaruhi yaitu anatomi pasien dan distribusi dosis radiasi. Pasien yang terlibat berusia 18 – 78 tahun. CT Scan yang digunakan adalah GE Revolution Evo. Iradiasi dilakukan pada 120 kVp, HVL values 7,6 mm Al dan 8,1 mm Al, beam kolimasi 64 mm × 0.625 mm. Orthogonal konfigurasi diatur pada posisi 0◦ dan konfigurasi Paralel pada posisi 0◦ to 360◦. Semua konfigurasi diukur menggunakan CT Dose Profiler (RTI) pada pusat gantry. Ketergantungan energi dipelajari dari 2 to 65 mGy, dengan variasi konfigurasi irradiasi, HVL dan model Gafchromic. Fantom yang digunakan adalah anthropomorphic Alderson Rando. Dosis dihitung menggunakan rangkaian rumus.
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 4** Dose intervals obtained for each organ using xr-qa2 and ebt-3 models. D_{m-OC} (D_{m-PC}) is the interval of dose values found using the OC (PC); D_{DW} are the confidence intervals provided by the DW software. XR-QA2: D_{m-OC}(mGy), D_{m-PC}(mGy); EBT-3: D_{m-OC}(mGy), D_{m-PC}(mGy); DW: D_{DW}(mGy) Brain: 31.5–35.9, 39.3–45.6, 32.4–38.9, 34.5–40.9, 31.1–40.2 Lungs: 5.8–6.6, 7.6–8.6, 1.4–6.7, 2.2–10.8, 4.8–6.0 Heart: 6.9–7.7, 9.0–10.2, 2.7–5.1, 1.9–7.1, 4.5–5.9 Ketergantungan sudut yang kuat terlihat pada model XR-QA2 pada konfigurasi iradiasi 90°, sedangkan kurang bergantung di temukan pada konfigurasi EBT-3 model. Variasi repson jenis film dibebakan perubahan konfigurasi iradiasi. Model XR-QA2 kurang cocok digunakan untuk estimasi dosis thorax karena melebihkan nilainya, namun pada kepala tercatat lebih tidak signifikan. Secara umum hasil konfigurasi kalibrasi konsisten dengan software DW. Perbedaan hasil pengukuran dan software disebabkan oleh jenis film radiokromik yang digunakan. Untuk estimasi dosis radiasi dan organ, penggunaan sotware komersial dapat digunakan secara akurat dengan deviasi tidak lebih dari 20%.
Kesimpulan	Estimasi dosis organ menggunakan Gafchromic XR-QA2 and EBT-3 telah dilakukan. Pertama, film radiokromik dikarakterisasi untuk investigasi ketergangungan energi dan sudut. Kedua dosis organ dianalisa berdasarkan slab slab, variasi konfirgurasi iradiasi dan model. Pengukuran dan software menunjukkan hasil yang baik.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Comparison of Iterative Model Reconstruction versus Filtered Back-Projection in Pediatric Emergency Head CT: Dose, Image Quality, and Image-Reconstruction Times**
Penulis	: **X R.N. Southard, X D.M.E. Bardo, X M.H. Temkit, X M.A. Thorkelson, X R.A. Augustyn, and X C.A. Martinot**
Jurnal	: Original Research Pediatrics
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2019
Pendahuluan	Trauma pada anak usia < 18 Tahun menjadi alasan paling banyak pemeriksaan CT Scan Kepala. Beberapa cara dilakukan untuk mereduksi dosis radiasi pad anak. Mengurangi dosis radiasi harus diperhatikan karena detektabilitas lesi kontras rendah, deteksi pendarahan dan detail anatomi dapat dipengaruhi oleh noise, artefak dan CNR. Penggunaan low dose CT Scan dan iterative rekonstruksi menjadi pilihan untuk mengurangi dosis radiasi. Penelitian ini bertujuan membandingkan penggunaan iterative rekonstruksi dan Filtered Back Projection (FBP).
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pasien anak-anak yang menjalani CT kepala tanpa kontras. Pemeriksaan dilakukan dengan protokol berbasis umur, rekonstruksi citra FBP dan IMR. Pasien dikelompokkan sesuai grup usia. Parameter standard : collimation of 64 0.625 mm, pitch of 0.64, rotation time of 0.5 seconds, tube voltage of 120 kV, and tube currents corresponding to the 4 age-based protocols of 200, 225, 300, or 350 mAs. Sedangkan parameter Low Dose adalah : collimation of 64 0.625 mm, with a pitch of 0.39, rotation time of 0.4 seconds, and age-dependent tube currents of 160, 168, 200, or 210 mAs. Rekonstruksi FBP dilakukan dengan : UB (soft) convolution kernel, section-thickness of 3 mm with 3-mm increments, and high resolution sednagkan IMR menggunakan mild noise-reduction IMR Brain routine convolution kernel, asection-thickness of 3 mm with 3-mm increments, and high resolution. Pengukuran dosis radiasi menggunakan CTDIvol. Waktu rekonstruksi dicatat pada waktu pertama dan terkahir citra dibuat pada PACS. Analisa kuantitatif menggunakan ROI sebesar 6 – 9 mm pada zat abu gelap thalamus kanan dan zat putih sebelah kanan. Mean melambangkan HU dan SD melambangkan noise sehingga SNR dihitung dengan HU/SD, CNR dihitung dengan (HU thlalamus – HU zat putih)/ (SD Thalamus – SD zat putih). Analisa kualitatif bertujuan menentukan perbedaan zat putih-abu dan rincian anatomi menggunakan penilaian : 1 = buruk, 2 = sedang , 3 rata-rata, 4 = baik dan 5 = baik sekali. Penilaian kualitatif dilakukan oleh dokter radiologi. Analisa statistic digunakan untuk membandingkan dua kelompok tidak berkaitan.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Total 363 pasien dilibatkan dalam studi ini. Sejumlah 173 pasien diperiksa dengan protokol dosis standard dan rekonstruksi FBP sedangkan 190 lainnya diperiksa dengan protokol low dose dan rekonstruksi IR. Beikut rincian datanya :

Table 1: Patient demographics by age group, age, sex, and scanner[a]

	IMR (*n* = 190)	FBP (*n* = 173)	Total (*n* = 363)	*P* Value
Age group				.50[b]
Younger than 1.5 years	65 (34.2%)	48 (27.7%)	113 (31.1%)	
1.5–6 years	60 (31.6%)	58 (33.5%)	118 (32.5%)	
7–12 years	24 (12.6%)	29 (16.8%)	53 (14.6%)	
Older than 13 years	41 (21.6%)	38 (22.0%)	79 (21.8%)	
Age (mean) (SD) (months)	67.6 (67.9)	76.3 (73.8)	71.8 (70.8)	.24[c]
Sex				.05[b]
Female	81 (42.6%)	56 (32.4%)	137 (37.7%)	
Male	109 (57.4%)	117 (67.6%)	226 (62.3%)	

[a] Data are number (percentage) unless otherwise indicated.
[b] χ^2 test.
[c] Equal variances *t* test.

Table 2: Mean (SD) dose estimates and objective image-quality measures by age group and scanner

	Younger Than 1.5 yr		1.5–6 yr		7–12 yr		Older Than 13 yr	
	FBP	IMR	FBP	IMR	FBP	IMR	FBP	IMR
$CTDI_{vol}$	29.9 (5.5)	21.8 (0.1)	30.6 (5.5)	22.8 (0.0)	31.5 (6.2)	27.5 (0.0)[a]	33.3 (6.9)	29.2 (0.6)[a]
SNR_{THAL}	9.3 (2.3)	22.0 (5.3)	8.6 (1.8)	20.2 (3.9)	8.8 (2.3)	18.7 (3.2)	8.6 (2.2)	17.9 (3.5)
SNR_{WM}	8.3 (2.3)	16.5 (3.8)	8.2 (2.3)	15.8 (3.3)	7.8 (1.3)	16.9 (4.3)	7.9 (2.4)	14.9 (2.9)
CNR	2.1 (0.9)	4.9 (1.3)	2.1 (1.1)	4.4 (0.9)	2.0 (1.0)	3.7 (0.9)	1.8 (0.6)	3.6 (1.0)

Note:—THAL indicates thalamus; WM, white matter; vol, volume.
[a] *P* value < .003. For all other results, *P* value < .001, equal variances *t* test.

Secara umum dosis radiasi paling banyak berkurang pada rekonstruksi IMR. Usia <1,5 tahun tercatat sebagai dosis radiasi terendah pada semua rekonstruksi. Rata-rata dosis radiasi rekonstruksi IMR berkurang secara signifikan dibandingkan dengan FBP. Rata-rata

waktu rekonstruksi FBP 100,9 detik sedangkan IMR 147,0 detik. Analisa kuantitatif menunjukkan kualitas citra pada rekonstruksi IMR meningkat signifikan daripada FBP. Analisa kualitatif menunjukkan rekonstruksi IMR lebih tinggi (3,6) daripada FBP (2,3). Terdapat penurunan CTDIvol dengan menerapkan IMR. IMR waktu rekonstruksinya lebih singkat daripada FBP namun tidak mempengaruhi beban kerja. Berikut adalah skor kualitas citra :

Table 3: Mean subjective image-quality scores (SD) and average combined scores with frequency of image-quality scores given for FBP and IMR images[a]

	Combined	DR1	DR2	DR1 (Frequency)	DR2 (Frequency)	*r*	ICC
FBP	2.3 (0.6)	1.9 (0.8)	2.8 (0.6)	6/11/2/1/0	0/6/13/4/0	0.43	0.399
IMR	3.6 (0.6)	3.6 (0.8)	3.7 (0.6)	0/1/10/6/3	0/1/4/15/0	0.37	0.345
P value	<.001	<.001	<.001				

Note:—ICC indicates intraclass correlation coefficient; DR1, radiologist 1; DR2, radiologist 2.
[a] Combined scores are in column 2. Scores are 1 (poor) to 5 (excellent).

Beberapa studi melpaorkan keberhasilan mereduksi dosis radiasi menggunakan rekonstruksi, seperti Hybrid IR (20-48%), ASIR (22%) dan IR ASIR V (12,8%-34%). Kekurangan studi ini adalah keterbatasan pengacakan pasien dan scanner, waktu rekonstruksi dan keterbatasan pengamat citra.

Kesimpulan	Reduksi dosis radiasi dapat dilakukan menggunakan protokol CT IMR sebesar 12-27%. Meskipun IMR lebih lama dari FBP namun tidak berdampak pada alur kerja.
Critical Opinion	
Gap of Knowledge	

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Cancer Risk of Low Dose Ionizing Radiation**
Penulis	***: Yasser F. Ali1,2, Francis A. Cucinotta3, Liu Ning-Ang1 and Guangming Zhou1****
Jurnal	: **Frontier in Physics**
Vol (No.) Halaman	: 8
Tahun	2020
Pendahuluan	Radiasi pengion dapat menyebabkan efek karsinogenik yang probabilitasnya bergantung pada dosis radiasi. Low dose radiasi menjadi metode reduksi dosis radiasi untuk mengurangi risiko kanker. Studi epidemiologi membuktikan peningkatan risiko kanker pada ≈10–50 mSv untuk paparan akut dan ≈50–100 mSv pada paparan prolonged. Bencana nukilir menjadi salah satu penyebab paparan radiasi dan efek negatifnya pada manusia.
Metode Penelitian	Studi yang dilakukan adalah studi literatur
Hasil Penelitian Diskusi	Darurat nuklir dan jaman perang, seperti di kJepang menyebabkan manusia terpapar oleh radiasi. Risiko radiasi anak lebih tinggi 1 dan 1,7 kali dari orang dewasa. Semakin turun dengan meningkatnya usia. Tragedy Chernobyl juga memberikan paparan radiasi pada anak yang berisiko kanker tiroid. Di Amerika terdapat uji senjata nuklir yang menyebabkan pekerja menerima paparan radiasi.ICRP membatasi dosis radiasi sebebsar 20 mSv setahun selama 5 tahun, maksimal 50 mSv dalam 1 tahun. Perjalanan luar angkasa menyebabkan paparan radiais sebesar 1-2 mSv pada seluruh tubuh per hari pada perjalanan antar planer dan 0,5 – 1 mSv per hari pada permukaan planet. Berikut table radiasi pada pekerja:

TABLE 1 | Occupational exposures for various job categories.

Workplace	Period	Monitored workers 10^3	Annual effective dose (mSv)
Uranium mining	2000–2002	12	1.9
Diagnostic radiology	2000–2002	6.670	0.5
Radiotherapy	2000–2002	264	0.5
Cyclotron			*WBD: 0.35–0.85 **WD: <7.95
Radiochemistry lab			*WBD: 0.60–1.80 **WD: <4.45

Data from UNSCEAR report [31].
**WBD, Whole body dose; **WD, wrist dose.*

Radiasi latar suatu area juga memberikan paparan radiasi yang berpotensi menyebabkan konker. Berikut adalah data radiasi latar :

TABLE 2 | The NASA and JAXA career effective dose limits for 1-year mission.

Agency	Personal traits				
	Gender	Age			
		30	40	50	60
NASA	M	0.78	0.88	1.00	1.17
	F	0.60	0.70	0.82	0.98
JAXA	M	0.60	1.00	1.20	1.20
	F	0.60	0.90	1.10	1.10

Limit values are estimated not to exceed a 3% Risk of Exposure Induced Death (REID) from fatal cancers at a 95% confidence level [42].
Dose limits are expressed in units of Sv.

TABLE 3 | Estimated annual effective doses to persons living in areas of high natural radiation background.

Regions of high environmental radiation	Annual effective dose
Ramsar, Iran	Range from 3.2 to 203 mSv
Kerala, India	Range from 1 to 45 mSv
Guarapari, Brazil	<7 mSv
Yangjiang, China	6.4 mSv

Values collected from Hendry et al. [64].

	Fasilitas radioterapi dan kedokteran nuklir menjadi yang sangat umum digunakan pengobatan terhadap pasien kanker. Namun terdapat temuan peningkatan kanker paru setelah pasien menjalani radiasi pada payudara.
Kesimpulan	Penelitian ini meriviu risiko kanker yang muncul akibat paparan radiasi. Paparan radiasi berasal dari bencana alam, perjalanan luar angkasa, radiasi latar area dan kedokgteran nuklir/radioterapi.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Study the variations in radiation doses in different multi-slice CT scan machines**
Penulis	: **Samia A. Fathelrahman 1, *, Albosairi T. Ahmed 1, Najla H. Khalid 1, Maha Esmaeal Ahmed 2 and Hamad A. Albishr 3**
Jurnal	: Original Research Pediatrics
Vol (No.) Halaman	: 17 (02), 221 - 228
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan berperan penting dalam diagnosa yang akurat dan meningkatkan pengobatan pasien. Radiasi pengion dari CT Scan menyebabkan risiko kanker sehingga perlu upaya optimisasi. Optimisasi bertujuan menyeimbangkan antara dosis radiasi pasien dan kualitas citra. Dosis radiasi CT Scan dilambangkan DLP dan CTDIvol yang secara otomatis muncul pada Komputer. Dosis efektif merupakan dosis radiasi yang dikalikan dengan faktor konversi sehingga menjadi dosis ekivalen bersatuan mSv. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi variasi output CT dan dosis efektif pasien.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan 300 pasien dewasa, parameter sesuai setting pabrikan, menggunakan AEC, protokol yang digunakan kepala, dada dan abdomen. CT Scan yang digunakan adalah Siemens, Canon, General Electric and Philips. Dosis radiasi pasien dicatat dalam bentuk DLP dan CTDIvol.
Hasil Penelitian dan Diskusi	

Table 1 Comparison of Standard CT Abdomen Protocols and doses in different CT machines

Scanner		Age	weight	Kv	No of slices	Pitch	CTDI mGy	DLP mGy/cm	ED mSv
1	Mean	34.33	63.75	120	159	0.813	18.66	968.24	14.50
	Max	53	89	120	175	0.813	18.84	1055	15.8
	Min	20	49	120	138	0.813	18.59	848	12.7
2	Mean	36.38	81.38	120	94	0.637	5.56	289.77	4.34
	Max	58	99	120	109	0.637	7.6	395.6	5.9
	Min	18	61	120	81	0.637	3.4	154.2	2.3
3	Mean	39.67	69.75	120	146	0.6	14.08	642.17	9.64
	Max	79	87	120	164	0.6	18.1	920	13.8
	Min	22	53	120	126	0.6	7.8	320	4.8
4	Mean	40.46	73	120	119	1.375	9.97	518.45	7.79
	Max	78	80	120	131	1.375	13.13	696	10.4
	Min	24	58	120	101	1.375	6.75	330	5

Table 2 Comparison of Standard CT chest Protocols and doses in different CT machines

Scanner		Age	Weight	Kv	No of slices	pitch	CTDI mGy	DLP mGy/cm	ED mSv
1	Mean	58.38	74.46	120	103	0.813	10.23	355.55	4.99
	Max	86	95	120	131	0.813	14.11	482.1	6.7
	Min	25	50	120	79	0.813	5.84	185.7	2.6
....2	Mean	31.83	70.41	120	65	0.637	5.05	202.84	2.85
	Max	52	81	120	85	0.637	9.2	429.4	6
	Min	18	50	120	50	0.637	2.3	81.9	1.1
3	Mean	56.38	72.75	120	54	1.2	12.42	336	4.68
	Max	81	82	140	63	1.2	18.1	373	5.2
	Min	32	61	120	38	1.2	8.4	267	3.7
4	Mean	56.11	74.66	100	111	0.984	14.38	499.08	6.98
	Max	90	87	100	125	0.984	19.3	686	9.6
	Min	24	60	100	85	0.984	7.7	267	3.7

Table 3 Comparison of Standard CT head Protocols and doses in different CT machines

Scanner		Age	Weight	Kv	slices	pitch	CTDI mGy	DLP mGy/cm	ED mSv
1	Mean	44.93	67.66	120	36	0.813	54.13	1050.13	2.19
	Max	76	93	120	40	0.813	54.13	1151.2	2.4

	Min	23	50	120	31	0.813	54.13	908.5	1.9
2	Mean	39.28	69.5	120	37	0.637	42.4	975.29	2.04
	Max	87	106	120	46	0.637	43	1057.7	2.2
	Min	18	51	120	32	0.637	34.6	864.1	1.8
3	Mean	47	67.36	120	52	0.55	47.081	781	1.63
	Max	74	79	120	62	0.55	58.8	1104	2.3
	Min	24	58	120	46	0.55	39	587	1.2
4	Mean	45.71	65.285	107.14	32	0.53	68.278	1209.18	2.53
	Max	85	80	120	37	0.531	87.2	1586	3.3
	Min	20	20	80	27	0.531	46	782	1.6

Table 4 Comparison of mean values of Standard Protocols and CT doses for selected exams in ach scanner

Protocols	MeanAge	Mean weight	Mean Kv	Mean No of slices	MeanPitch	Mean CTDI mGy	Mean DLP mGy/cm	Mean ED mSv
Scanner 1								
Abdomen	34.33	63.75	120	159	0.813	18.655	968.24	14.50
Chest	58.38	74.46	120	103	0.813	10.23	355.55	4.99
Head	44.93	67.66	120	36	0.813	54.13	1050.13	2.19
Scanner 2								
Abdomen	36.38	81.38	120	94	0.637	5.56	289.78	4.34
Chest	31.83	70.41	120	65	0.637	5.05	202.84	2.85
Head	39.28	69.5	120	37	0.637	42.4	975.29	2.043
Scanner 3								
Abdomen	39.67	69.75	120	146	0.6	14.08	642.166	9.64
Chest	56.38	72.75	120	54	1.2	12.418	336	4.69
Head	47	67.36	120	52	0.55	47.081	781	1.64
Scanner 4								
Abdomen	40.46	73	120	119	1.375	9.97	518.45	7.79
Chest	56.11	74.66	100	111	0.984	14.39	499.09	6.98
Head	45.71	65.28	107.14	32	0.53	68.28	1209.18	2.53

Table1, estimate the mean of the CT dose metric parameters ($CTDI_{vol}$, DLP, and ED) obtained for standard abdomen CT scan protocols among the four different scanners. Regarding scanner 1, the mean patients age and weight were 34.3 years, 63.74 kg respectively, the mean values of scan parameters were 120 kV, number of slices were 159, and pitch was 0.813, while the mean of the $CTDI_{vol}$, DLP and ED were 18.655mGy, 968.241mGy/cm, and 14.501mSv respectively.

Dosis radiasi bervariasi tergantung CT Scan yang digunakan. Scanner 1 dosis radiasinya tertinggi sednag Scanner 2 terendah. CT Abdomen semkain tinggi dsis radiasinya seiring bertambahnya Slice Thickness. Untuk CT dada dan kepala, Scanner 4 memberi dosis tertinggi dan Scanner 2 memberi dosis terendah. Variasi dposis radiasi antar pabrikan CT Scan disebabkan karena advanced scanning protocols, software, and automatic exposure syste m. selain itu, pada CT Scan yang sama Nampak variasi yang disebabkan oleh number of slices and patient weight. Dosis radiasi terbesar adalah kepala,abdomen dan dada seccara berurutan.

Dosis radiasi menjadi bervariasi karena CT Scan, area, parameter dan anatomi yang berbeda. Parameter utama yang mempengaruhi variasi DLP dan CTDIvol adalah jumlah slice dan Pitch.

Selanjutnya penting memperhatikan pilihan protokol pemeriksaan untuk optimisas dosis pada CT Scan.

Kesimpulan	Dosis radiasi bervariasi dari hasil 4 CT Scan yang berbeda. Dosis radiais terbesar adalah kepala, abdomen dan dada. Variasi disebabkan oleh parameter teknis nesin dan jumnlah slice.
Critical Opinion	JUmlah ata dan Rumah sakit yang terbatas.
Gap of Knowledge	

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Evaluating the Necessity and Radiation Risk of Brain CT Scans Requested by the Trauma Emergency Department**
Penulis	**: Hadi Moradi (BSc)1 , Hossein Chehre (MSc Student)2, Behzad Ghaderi (MD)3, Faranak Saghatchi (MSc)4, Masoud Najafi (BSc)3, Parisa Karami (MD)3, Hamed Rezaeejam (PhD)4***
Jurnal	: ***J Biomed Phys Eng***
Vol (No.) Halaman	: 13
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan memiliki manfaat yang sangat penting pada diagnose. CT Scan umum digunakan untuk pemeriksaan trauma kepala. Namun dibandingkan dengan Radiografi Umum, CT Scan memberikan dosis radiasi yang sangat tinggi. Satu pemeriksaan CT Scan Kepala sama dengan 38 kali pemeriksaan Radiografi dada (PA). CT Scan meningkatkan risiko kanker karena dosis efektif sekali CT Scan Kepala mempu menginduksi tumor ganas pada otak manusia. CT Scan dianggap tidak perlu dilakukan karena kurang justifikasi. Penelitian ini bertujuan mengevaluasi jumlah CT kepala yang menampilkan trauma tetapi tidak perlu meniadakan.
Metode Penelitian	Data diperoleh dari CT Scan Somatom Siemens 16 Slice dan PACS, 550 pasien yang mengalami trauma di kepala, DLP, Dosis Efektif dengan rumus : ED = DLP x k (faktor konversi) Risiko kanker dengan rumus : RRIC = NCRC x DLP mSv/Gy, dengan NCRC = 0.0157 untuk laki-laki dan 0.0131 untuk Perempuan. Analisa statistic menggunakan IBM SPSS 20 dengan uji T tidak berpasangan.

Patients' Age (years)	Conversion factor ($mSv\ mGy^{-1}\ cm^{-1}$)
0	0.011
1	0.0067
2-5	0.0040
6-10	0.0032
More than 10	0.0021

Hasil Penelitian Diskusi	Sebanyak 550 pasien dilibatkan pada studi ini, 367 laki-laki dan 183 perempuan. CT kepala normal sejumlah 460 pasien sedangkan yang abnormal 47 pasien. Dosis efektif rata-rata 1.05±0.36, 1.080±0.37 untuk laki-laki dan 1.001±0.33 mSv untuk Perempuan. RRIC pada 1000 orang/Gy adalah 0.037±0.04 untuk laki-laki dan 0.030±0.05 untuk Perempuan. Tidak ada perbedaan signifikan pada dosis radiasi antar shift dan antar kepala normal dan tidak normal. Laki-laki paling berisiko trauma kepala dari Perempuan. Laki-laki juga menerima dosis radiasi lebih tinggi daripada Perempuan. Risiko kanker studi ini hanya berkisar 2 bulan, artinya semakin lama penggunaan CT Scan semakin besar risiko kanker otak pada manusia.
Kesimpulan	Penggunaan CT Scan harus dibatasi atau dioptimisasi dosis radiasinya.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Organ-Specific Effects of Low Dose Radiation Exposure : A Comprehensive Review**
Penulis	**: *Eunguk Shin1†, Sungmin Lee1†, Hyunkoo Kang1†, Jeongha Kim1, Kyeongmin Kim1, HyeSook Youn 2, Young Woo Jin3, Songwon Seo3 and BuHyun Youn1,4****
Jurnal	: **Frontier in Genetics**
Vol (No.) Halaman	: 8
Tahun	2020
Pendahuluan	Radiasi pengion adalah radiasi energi tinggi yang dapat mengubah status nukleotida intraseluler, protein, dan molekul organik dengan menghasilkan oksigen reaktif. Radiasi Low Dose terjadi pada paparan klinis seperti CT, Radiografi dan pekerjaan nuklir. Efek Radiasi Low Dose dapat menyebabkan kerusakan DNA, tekanan oksidatif dan respon inflamasi. Tujuan penelitian ini adalah merangkum Efek biologi Low Dose Radiation (LDR) pada manusia yang didukung model sel dan mencit.
Metode Penelitian	Studi yang dilakukan adalah studi literatur.
Hasil Penelitian Diskusi	LDR 0.09–0.11 Gy dapat meningkatkan delesi mutan HPRT darah dan frekuensi mutase menurun mengikuti waktu paparan. LDR > 0,01 Gy dapat meningkatkan respon inflamasi, terbukti dengan meningkatkan ekspresi reseptor sitokin dan faktro pertumbuhan di monosit darah. LDR < 0,01Gy dapat meningkatkan risiko leukemia dan tumor. Radiasi 0.03–0.06 Gy pada pediatri dapat meningkatkan risiko leukemia, tumor otak dan penyakit kardiovaskuler. Berikut adalah efek terhadap organ spesifik : 1. Sel darah Paparan LDR < 0.5 Gy menyebabkan peningkatan kerusakan DNA dan gen. LDR (0.05 and 0.1 Gy) menyebabkan kerusakan ikatan DNA, kerusakan bas eoksidatif, dan abrasi kromososm tanpa perubahan base nucleic oksidasi. LDR (0.3–0.7 Gy) menyebabkan penurunan leukosit dan adesi endothelial. 2. Sel imun Paparan LDR (0.1 Gy) men=meperlambat ekspansi sel stem mesenkim sumsum tulang belakang (bone marrow mesenchymal stem cells /BM-MSCs). LDR (0,025, 0,075, dan 0,1 Gy) meningkatkan proliferasi dan mobilisasi HPC ke dalam darah tepi melalui peningkatan koloni granulosit ekspresi faktor perangsang (G-CSF) dalam model tikus. LDR < 0.5 Gy menurunkan tekanan oksidatif dengan mengaktifkan superoxide dismutase (SOD) dan menekan pembentukan mitokondria pori transisi permeabilitas. 3. Kulit LDR (0.03 and 0.1 Gy) secara signifikan mengubah konsentrasi metabolit yang terlibat dalam kerusakan DNA/RNA dan perbaikan serta metabolisme lipid dan energi. LDR dapat meningkatkan diferensiasi keratinosit dan dapat memodulasi proliferasi sel melalui regulasi siklus sel dan ekspresi gen apoptosis. 4. Jantung LDR (0.25 and 0.5 Gy) meningkatkan ekspresi hepatik dan level urin pada hepcidin-2 setelah 168 jam iradiasi. LDR (0,1 dan 0,5 Gy) menghambat jalur glikolitik dan piruvat dehidrogenase untuk menekan konsumsi glukosa dan menghambat metabolisme lipid melalui inaktivasi reseptor teraktivasi proliferator peroksisom α dan memperburuk peradangan jantung. LDR menginduksi perubahan gen spesifik jantung yang menyebabkan ketidakseimbangan homeostasis dengan deregulasi zat besi, glukosa, dan lipid metabolisme di jantung. 5. Otak LDR (0,1 Gy) memediasi perubahan ekspresi gen terkait dengan respon kerusakan DNA, regulasi saluran ion, potensiasi/depresi jangka panjang, dan kerusakan pembuluh darah di jaringan otak tikus. LDR < 0,5 Gy menginduksi ekspresi sitokin IL-8, yang mengarah pada aktivasi NF-κB dan peningkatan regulasi gen target NF-κB [interseluler molekul adhesi 1 (ICAM-1), molekul adhesi sel pembuluh darah 1 (VCAM-1), dan siklooksigenase-2 (COX2)] di otak. LDR (0,5 Gy) memiliki efek yang besar pada otak, seperti dibuktikan dengan disfungsi sel prekursor dan cacat kognisi. Paparan LDR pada otak dapat mengakibatkan perubahan penanda biologis yang merugikan dimediasi oleh stres oksidatif dan kerusakan DNA, dan mungkin gangguan belajar dan memori. 6. Jantung LDR (0,04 Gy) secara signifikan meningkatkan stres oksidatif dan responsif hilir ekspresi protein dalam jaringan jantung. LDR (0,28 Gy) meningkatkan ekspresi jantung miRNA menyebabkan penekanan metabolisme lipid dan kronis paparan LDR

	internal/eksternal (0,1 mGy/hari) menunjukkan penurunan katabolisme lipid dan oksidasi mitokondria. LDR (0,2 Gy) menginduksi kerusakan DNA dan kerusakannya ekspresi gen responsif dalam sel fibroblas manusia primer dari jantung. LDR dapat menjadi ancaman bagi gangguan jaringan jantung, serta meringankan kerusakan jantung melalui regulasi stres oksidatif dan respons pro-inflamasi. 7. Tiroid LDR < 0,5 Gy dapat menyebabkan peningkatan risiko signifikan yang dimediasi oleh ROS generasi dan ekspresi responsif terhadap kerusakan DNA dari γH2AX dan p-p53 di tiroid. LDR (0,5 Gy) secara konsisten mempromosikan perkembangan tiroiditis melalui peningkatan autoimunitas; temuan ini serupa dengan yang diamati di pasien yang terpapar radiasi. LDR dapat dengan mudah merusak tiroid melalui generasi kerusakan DNA yang signifikan, yang ditentukan oleh total dosis radiasi. 8. Paru-paru LDR (0,05–0,6 Gy) tidak menyebabkan kerusakan biologis yang signifikan pada paru-paru. LDR (0,1 dan 0,2 Gy) dilaporkan mendorong kematian sel, peradangan, pembentukan ROS (oksidasi lipid), dan DNA kerusakan (5-hidroksimetilsitosin); dan mengaktifkan kerusakan tanggapan. 9. Limpa LDR (0,02 Gy) tidak menginduksi kerusakan yang signifikan pada sel, dan malah memperlambat lajunya pembersihan dan pergantian sel-sel yang rusak. LDR > 0,1 Gy secara signifikan menginduksi apoptosis pada limpa melalui menginduksi ekspresi p53 dan p21. sensitivitas limpa yang tinggi sehubungan dengan efek yang diinduksi LDR yang tidak serupa dengan yang ditemukan di jaringan lain, seperti otak, hati, paru-paru, dan testis. Hasil ini menunjukkan bahwa LDR menginduksi keduanya efek biologis yang berbahaya dan bermanfaat pada limpa dan mengikuti model hormesis dari respons yang diinduksi LDR dengan ambang batas 0,1 Gy. 10. Endhotelium LDR <0,5 Gy dapat mengaktifkan pensinyalan NF-κB melalui kedua peningkatan ekspresi dan meningkatkan aktivitas transkripsional. LDR (<0,5 Gy) mempromosikan pembentukan lingkungan pro-inflamasi oleh peningkatan ekspresi ICAM-1 epitel dan aktivasi adhesi dan migrasi leukosit menuju situs inflamasi. LDR (0,05 dan 0,072 Gy) menginduksi proliferasi dan migrasi melalui ERK memberi sinyal pada sel progenitor endotel; hasil ini berfungsi sebagai bukti peradangan endotel yang diinduksi LDR. LDR terlibat sebagai induktor utama seluler dan respons peradangan lingkungan dan kerusakan DNA jaringan endotel. 11. Osteoblast/Clast LDR (<0,5 Gy) menghasilkan peningkatan diferensiasi osteoblas. LDR < 0,5 Gy ditemukan meningkatkan proliferasi BM-MSC dan osteoblas, yang menyebabkan aktivasi osteoblas. LDR (0,5 Gy) menekan diferensiasi menjadi osteoklas dan aktivitas penyerapan tulang, yang menyebabkan peningkatan pembentukan tulang dan perbaikan arthritis. LDR melindungi dan mendorong pertumbuhan tulang dengan mengatur gen terkait dengan mendukung proliferasi osteoblas/osteoklas. 12. Testis/Ovarium LDR <0,2 Gy meningkat tingkat ROS, yang mengarah pada induksi stres ER dan apoptosis pada sel testis tikus yang diiradiasi. LDR <0,05 Gy telah dilaporkan melemahkan apoptosis pada jaringan testis tikus. LDR (0,05 Gy) terlindungi oosit dari kerusakan DNA akibat paparan HDR. LDR (0,1 Gy) berkurang secara signifikan jumlah folikel sebagai efek jangka pendek dan jangka panjang. LDR (0,36 Gy) berkurang 50% sel germinal di ovarium tikus prenatal dan neonatal. Secara keseluruhan, LDR juga menunjukkan hormetik efek di ovarium, sementara ambang batas efektifnya lebih jauh lebih rendah dibandingkan organ lain.
Kesimpulan	LDR umumnya menekan kekebalan bawaan sistem, sementara membangun lingkungan pro-inflamasi untuk sel imun adaptif. Pada organ perifer dan otak, LDR biasanya menyebabkan kerusakan DNA dan tekanan oksidatif, yang menyebabkan penyimpangan sistemik. Sebaliknya, efek hormetik dari LDR hampir tidak ditunjukkan dalam penelitian tentang limpa, osteoblas, dan indung telur.

Judul	: **A low-dose chest CT protocol for the diagnosis of COVID-19 pneumonia: a prospective study**
Penulis	: **Seyed Mohammad Hossein Tabatabaei1 & Hamidreza Talari1 & Ali Gholamrezanezhad2 & Bagher Farhood3 & Habibollah Rahimi4 & Reza Razzaghi5 & Narges Mehri1 & Hamid Rajebi6**
Jurnal	: Emergency Radiology
Vol (No.) Halaman	: 27:607–615
Tahun	2020
Pendahuluan	Covid-19 merupakan wabah yang menyebar sebagai pandemi sekitar tahun 2020. Covid-19 menyebabkan beberapa gejala salah satunya adalaha Pneumonia. Radiografi Thorax bukan modalitas sensitive untuk deteksi pneumonia. CT Scan menjadi alat penting untuk deteksi sindrom coronavirus 2 (SARS-CoV-2) pneumonia. Namun memberikan dosis lebih tinggi pada pasien. CT dada menghasilkan aberasi kromosom dan putusnya untai ganda DNA, sementara tidak ada efek merugikan pada DNA manusia dengan CT dada dosis rendah yang terdeteksi. Beberapa studi menunjukkan CT dada dosis rendah pada 40-5- mAs. Studi ini bertujuan melakukan CT dada 30 mAs dibandingkan dengan 150 mAs.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan 63 pasien > 50 Tahun yang memiliki gejala positif RT-PCR for SARS-CoV-2. Mulanya pasien melakukan Thorax foto. Jika terdapat pneumonia, dilanjutkan dengan CT Dada Low Dose. Sehingga total hanya 20 yang dilakukan CT Dada. CT Scan yang diagunakan adalah CT Scan Toshiba. Dua protokol yaitu 120 kVp (tatap), arus 150 mAs dan 30 mAs. Hasil foto dari 20 standard dan 20 low dose dinilai oleh radiologis. Penilaian ini dengan pilihan : 0 = pasti tidak ada, 1 = samar-samar, 2 = pasti ada. Pembaca diminta menafsirkan setiap lobus paru-paru terpisah, lobus kanan atas (RUL), lobus tengah kanan (RML), lobus kanan bawah (RLL), lobus kiri atas (LUL), dan lobus kiri bawah (LLL), dan berikan satu skor untuk itu. Jika satu atau temuan yang lebih khas dari pneumonia COVID-19 ditemukan, skor 2 akan diberikan kepada lobus yang bersangkutan, dan skor angka 1 diberikan ketika lesi tidak jelas (samar-samar). Skor 0 menunjukkan parenkim paru normal atau tidak ada lesi yang khas untuk pneumonia COVID-19. Skor digabungkan untuk semua lima lobus untuk memberikan skor total yang dijumlahkan mulai dari 0 hingga 10. Semua gambar CT dilihat dengan kedua jendela paru (lebar, 1600 HU; level, −550 HU) dan jendela mediastinum (lebar, 400 HU; level, 40 HU). Analisa statistik dilakukan menggunakan kappa test (k) dan Intraclass coefficient correlation (ICC). Nilai κ yang lebih rendah dari 0,20 menunjukkan kecocokan buruk; 0,21–0,40, kecocokan yang adil; 0,41–0,60, kecocokan sedang; 0,61–0,80, kecocokan bagus; dan 0,81–1,00, sangat baik. ICC di bawah 0,50 menunjukkan kecocokan yang buruk, antara 0,50 dan 0,75 sedang, antara 0,75 dan 0,90 bagus, dan di atas 0,90 sangat baik. Hasilnya dipertimbangkan signifikan secara statistik ketika nilai P <0,05. DLP diambil dari komputer CT Scan. Dosis efektif adalah DLP dikalikan faktor koefisien (0.016 mSv/mGy·cm).
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasil Analisa statistic : Emerg Radiol (2020) 27:607–615 **Table 2** Kappa (κ) and ICC for total lung score for the standard-dose and low-dose protocols Standard-dose: RUL κ 0.63 (<0.001); RML κ 0.45 (<0.001); RLL κ 0.45 (<0.001); LUL κ 0.53 (<0.001); LLL κ 0.67 (<0.001); ICC [confidence interval] total lung score 0.81 [0.66–0.91], P value for ICC <0.001 Low-dose: RUL κ 0.54 (<0.001); RML κ 0.46 (<0.001); RLL κ 0.51 (<0.001); LUL κ 0.54 (<0.001); LLL κ 0.67 (<0.001); ICC [confidence interval] total lung score 0.84 [0.70–0.93], P value for ICC <0.001 *RUL* right upper lobe, *RML* right middle lobe, *RLL* right lower lobe, *LUL* left upper lobe, *LLL* left lower lobe, *ICC* intraclass correlation coefficient **Table 3** Kappa (κ) and ICC for total lung score for the three readers Reader A: RUL κ 1.00 (<0.001); RML κ 0.91 (<0.001); RLL κ 0.86 (<0.001); LUL κ 1.00 (<0.001); LLL κ 0.80 (<0.001); ICC [confidence interval] total lung score 0.98 [0.96–0.99], P value for ICC <0.001 Reader B: RUL κ 1.00 (<0.001); RML κ 1.00 (<0.001); RLL κ 0.81 (<0.001); LUL κ 1.00 (<0.001); LLL κ 0.73 (<0.001); ICC [confidence interval] total lung score 0.99 [0.98–0.99], P value for ICC <0.001 Reader C: RUL κ 0.81 (<0.001); RML κ 1.00 (<0.001); RLL κ 0.67 (<0.001); LUL κ 0.92 (<0.001); LLL κ 0.89 (<0.001); ICC [confidence interval] total lung score 0.98 [0.95–0.99], P value for ICC <0.001 *RUL* right upper lobe, *RML* right middle lobe, *RLL* right lower lobe, *LUL* left upper lobe, *LLL* left lower lobe, *ICC* intraclass correlation coefficient Mean volume computed tomography dose index (CTDIvol) pada protokol standard 13.115

± 2.48 dan low-dose 3.505 ± 0.83 mGy, (P value < 0.001). Mean DLP standard 412.810 ± 91.68 dan Low Dose 112.230 ± 26.55 mGy·cm. Dosis efektif protokol standard 6.60 ± 1.47 dan low dose 1.80 ± 0.42 mSv. Risiko kanker per mean dosis kumulatif adalah 2.71 × 10-4 untuk protokol standard dan low dose 0.74 × 10-4.

Peningkatan penggunaan radiasi meningkatkan risiko keganasan. Sehingga banyak usaha dilakukan untuk menurunkan radiasi tanpa mengganggu kualitas citra diagnostik. Hasil penelitian ini menujukkan tidak ada perbedaan signifikan antara protokol CT Standard dan CT Low Dose. Rata-rata CTDIvol, DLP, dosis efektif pasien, dan perkiraan risiko kanker berkurang lebih dari 73% tanpa mengorbankan keakuratan diagnostik penyakit. Artinya menggunakan arus 50 mAs menghasilkan informasi diagnsotik yang sama akuratnya dengan arus 150 mAs dalam mendeteksi kelainan parenkim paru (ground glass opacities, emfisema, mikronodul, sarang lebah, dan kepadatan retikuler) dan temuan mediastinum/pleura (aneurisma aorta, kalsifikasi arteri koroner, efusi pleura, limfadenopati, dan tumor mediastinum).

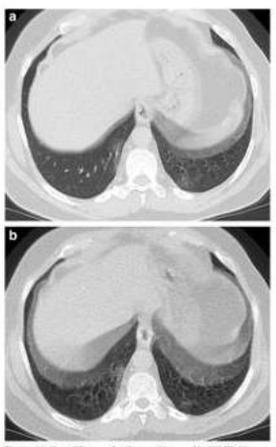


Fig. 4 **a, b** Chest CT scan of a 63-year-old man with COVID-19 pneumonia. **a** Standard-dose image; peripheral patch of ground glass opacity is seen in both lower lobes. The lesions were scored 2 by all readers. **b** Low-dose image at the same level; the lesion in LLL was scored 1 (unclear/equivocal) by two readers and 2 by the other. RLL lesion was scored 1 by one reader and 2 by two readers. Note that the motion artifact due to respiratory movements has blurred the lesions

Protocol type	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Conversion factor (mSv/mGy·cm)	Effective dose (mSv)	Cancer absolute risk ($\times 10^{-4}$)
Standard-dose	13.115 ± 2.48	412.81 ± 91.68	0.016	6.60	2.71
Low-dose	3.505 ± 0.83	112.23 ± 26.55	0.016	1.80	0.74

CTDIvol volume CT dose index, *DLP* dose-length product

Kesimpulan	Tidak ada perbedaan signifikan citra diagnostik antara low dose dengan standard protokol CT Scan Dada pada pasien Covid-19 dengan Pneumonia. Reduksi dosis radiasi low dose sebanyak 73% sehingga protokol ini dapat digunakan untuk CT Scan dada.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: CAN THE SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATE BE DERIVED FROM THE BODY MASS INDEX? A FEASIBILITY STUDY**
Penulis	**: Beatrice Steiniger 1,*, Chris Klippel1, Ulf Teichgräber1, Jürgen R. Reichenbach2 and Martin Fiebich 31**
Jurnal	: ***Radiation Protection Dosimetry***
Vol (No.) Halaman	: Vol. 198, No. 6, pp. 325–333
Tahun	2022
Pendahuluan	CTDIvol dan DLP adalah besaran dosis radiasi yang biasa digunakan pada CT Scan. Namun CTDIvol hanya sebatas indeks radiasi pada fantom PMMA. Kemudain SSDE dikenalkan sebagai dosis radiasi kulit ke kulit pada diameter tubuh pasien. SSDE menggambarkian radiasi secara spesifik sesuai ukuran tubuh pasien, sedangkan CTDIvol tidak berkaitan dengan ukuran dan panjang tubuh pasien. Namun pengukuran diameter pasien kadang sulit karena kontur tubuh tidak teridentifikasi dengan baik. Penelitian ini bertujuan untuk pendekatan estimasi SSDE menggunakan Body Mass Index (BMI).
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan pada 100 pasien, 50 wanita dan 50 Pria yang melakukan pemeriksaan CT Scan kepala, dada dan abdomen. BMI diperoleh dari data elektronik pasien dengan batas 2 minggu sebelum dan 2 minggu setelah pemeriksaan. CT Scan yang digunakan adalah Revolution CT, General Electric Company 256 Slices. Diameter ekivalen air pasien dihitung dengan : *D*W = √LAT x AP SSDE sesuai AAPM report 220 adalah : SSDE = CTDIvol • *f (*DW*)* *SSDE* sebagai fungsi BMI dihitung dengan : SSDEBMI = CTDIvol • *f (*BMI*)* Dimana BMI : BMI = Berat/Tinggi^2 Kemudian faktor konversi SSDE dan CTDIvol adalah : *f (*DW*)= SSDE/CTDIvol* kemudian sesuai AAPM 220 report 293 CT Kepala, faktor konversi dapat dihitung dengan : $f(DW) = 1.9852 \times e^{-0.0486XDw}$ $f(BMI) = m \times e^{bXBMI}$ Analisa statistic dilakukan dengan membandingkan SDDEBMI dengan SSDE Dw dengan menghitung koefisien korelasi. Diagram Bland Altman juga digunakan untuk plotting diagram antara mean SSDE dengan perbedaan dua nilai tersebut.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah data hasil penelitian : *CAN THE SSDE BE DERIVED FROM THE BMI?* **Table 1. Baseline patient data and scan parameters.**

Head

	Female (n = 50)		Male (n = 50)		Scan parameter	
	Mean ± SD	Range	Mean ± SD	Range	Tube voltage (kVp)	120
Age	66.4 ± 14.1	21–92	67 ± 15.5	28–88	Effective mAs (mean)	313
BMI	26.7 ± 5.9	15.6–44.2	26.4 ± 4.7	16.2–43.3	Detector coverage (mm)	80
CTDI	53.8 ± 6.6	40.9–78.9	52.9 ± 4.4	42.0–82.9	Table increment (mm)	80
SSDE (CT)	49.8 ± 5.6	40.3–73.4	48.2 ± 4.0	39.7–57.2	Scanmode	Step and shoot, axial

Chest

	Female (n = 50)		Male (n = 50)		Scan parameter	
	Mean ± SD	Range	Mean ± SD	Range	Tube voltage (kVp)	120
Age	64.6 ± 12.4	36–89	65.1 ± 12.1	27–88	Effective mAs (mean)	96
BMI	26.8 ± 5.6	15.9–42.0	27.1 ± 4.0	20–38.4	Detector coverage (mm)	80
CTDI	5.0 ± 2.8	1.9–11.8	6.8 ± 2.4	2.8–12.9	Pitch factor	0.99
SSDE (CT)	5.1 ± 2.1	2.6–9.4	6.5 ± 1.7	3.3–9.6	Scanmode	Spiral

Abdomen

	Female (n = 50)		Male (n = 50)		Scan parameter	
	Mean ± SD	Range	Mean ± SD	Range	Tube voltage (kVp)	120
Age	66.2 ± 12.0	33–90	66.1 ± 10.9	37–82	Effective mAs (mean)	109
BMI	24.4 ± 4.9	17.2–37.6	27.0 ± 5.6	17.8–39.9	Detector coverage (mm)	80
CTDI	6.4 ± 1.8	4.4–11.1	8.6 ± 3.2	4.5–16.8	Pitch factor	0.99
SSDE (CT)	7.2 ± 1.1	5.7–9.8	8.4 ± 1.8	5.8–12.7	Scanmode	Spiral

	Berdasarkan hasil diatas, estimasi SSDE dengan BMI memiliki keterbatasan karena BMI pada orang kecil (anak dan dewasa mungil) dapat sama dengan orang tinggi padahal diameter mereka secara signifikan berbeda. Rasio BMI terhadap DW bisa berbeda-beda, tergantung pada proporsi otot dan jaringan lemak yang ada dan apakah usia dan jenis kelamin dipengaruhi. Estimasi SSDE dengan BMI pada CT kepala memilikimnkorelasi yangburuk atau kurang akurat, CT abdomen menunjukkan korelasi sedang, dan CT dada menunjukkan korelasi yang baik atau hasil yang hampir sama antara SSDEBMI dengan SSDE Dw.
Kesimpulan	Penggunaan BMI untuk estimasi SSDE dapat dilakukan pada CT Dada dan Abdomen, namun tidak dapat digunakan pada CT Kepala karena ukuran kepala tidak bervariasi pada orang dewasa.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Radiation exposure of computed tomography imaging for the assessment of acute stroke**
Penulis	**: Sebastian Zensen1 & Nika Guberina2 & Marcel Opitz1 & Martin Köhrmann3 & Cornelius Deuschl1 & Michael Forsting1 & Axel Wetter1 & Denise Bos1**
Jurnal	: **Neuroradiology**
Vol (No.) Halaman	: 63:511–518
Tahun	2021
Pendahuluan	Stroke adalah penyebab disabilitas dan kematian pada orang dewasa, baik stroke iskemik maupun hemoragik. CT Scan non kontras menjadi pemeriksaan paling awal yang akurat untuk mendeteksi stroke. CT Angiografi (CTA) menjadi modalitas yang memeriksa suplai pembuluh darah serta Lokasi infark.CT Perfusion (CTP) dapat mendeteksi jaringan iskemik ireversibel dan memungkinkan diferensiasi antara jaringan yang mengalami infark ireversibel dan jaringan iskemik namun berpotensi untuk diselamatkan. Namun CT memberikan dosis kumulatif yang tinggi. Dosis radiasi yang menjadi panduan adalah DRL yang nilainya berbeda tiap region. Dosi radiasi CT Scan adalah DLP dan CTDIvol. Tujuan penelitian ini adalah menilai distribusi paparan radiasi protokol CT untuk penilaian stroke akut dan untuk menetapkan DRL lokal.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan sekitar 1655 data pasien dengan stroke akut. Pemeriksaan ini dikelompokkan menjadi 921 NCCT, 465 CTA, and 269 CTP. Tiga CT Scan yang digunakan adalah one single-source 128-slice SOMATOM Definition AS+, one dual-source 128-slice SOMATOM Definition Flash, and one dual-source 192-slice SOMATOM Force. Dosis radiasi yang diukur adalah DLP dan CTDIvol dari computer CT Scan. Analisa statistic menggunakan GraphPad Prism 5.01. Uji yang digunakan adalah 75 Percentil untuk menentukan DRL. Berikut adalah metode yang digunakan : **Table 1** Technical parameters of each step of the acute stroke CT protocol including non-contrast CT (NCCT) of the head, CT angiography (CTA), and CT perfusion (CTP) at three different multi-slice Siemens CT scanners NCCT: AS+ / Flash / Force CTA: AS+ / Flash / Force CTP: AS+ / Flash / Force Device* Dual-source mode: N/A / On / Off / N/A / On / Off / N/A / Off / Off Pitch: 0.55 / 0.7 / 0.55 / 0.9 / 0.45 / 0.35 / 0.45 / 0.5 / 0.5 Rotation time (s): 1 / 0.5 / 1 / 0.3 / 0.33 / 0.25 / 0.6 / 0.57 / 0.5 Tube voltage (kV): 100 / 80/Sn140[1] / 100 / 80-120 / 80 / Sn140[1] / 70–120 / 80 / 80 / 70 Tube current modulation: On / On / On / On / On / On / Off / Off / Off Reference tube current-time product (mAs): 400 / 400/200 / 406 / 135–202 / 222/111 / 117–200 / 200 / 200 / 170 Slice thickness (mm): 0.6 / 0.6 / 0.6 / 0.6 / 0.6 / 0.6 / 1.2 / 1.2 / 1.2 *AS+: SOMATOM Definition AS+; Flash: SOMATOM Definition Flash; Force: SOMATOM Force (all: Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) [1] At tube B tin (Sn) filtration was applied
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasilnya : $CTDI_{vol}$ [mGy] Device / No. of scans / Median / IQR / Mean ± SD / DRL NCCT[1] Total: 921 / 31.4 / 28.9–33.9 / 31.5 ± 3.8 / 33.9 AS+: 107 / 29.7 / 28.5–31.4 / 30.2 ± 3.9 / 31.4 Flash: 163 / 27.0 / 25.8–28.9 / 27.6 ± 3.1 / 28.9 Force: 651 / 32.4 / 30.2–34.6 / 32.6 ± 3.2 / 34.6 CTA[2] Total: 465 / 9.3 / 6.0–13.7 / 10.0 ± 4.3 / 13.7 AS+: 75 / 5.8 / 5.4–6.0 / 5.9 ± 1.4 / 6.0 Flash: 146 / 14.5 / 13.2–15.6 / 14.2 ± 2.0 / 15.6 Force: 244 / 8.6 / 6.2–9.8 / 8.8 ± 3.8 / 9.8 CTP[1, 3] Total: 269 / 219.8 / 124.9–258.2 / 187.9 ± 62.7 / 258.2 AS+: 38 / 219.8 / 219.8–219.8 / 219.8 ± 0.2 / 219.8 Flash: 100 / 258.2 / 258.2–258.2 / 258.2 ± 0.0 / 258.2 Force: 131 / 124.9 / 124.9–124.9 / 124.9 ± 0.1 / 124.9 AS+: SOMATOM Definition AS+; Flash: SOMATOM Definition Flash; Force: SOMATOM Force (all: Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) [1] $CTDI_{vol}$ refers to the 16-cm polymethyl methacrylate (PMMA) phantom [2] $CTDI_{vol}$ refers to the 32-cm polymethyl methacrylate (PMMA) phantom [3] For CTP, each slice was scanned 30 times Dari data diatas diketahui, CT Scan modern multislice mampu menghasilkan radiasi yang lebih sedikit. DRL CT kepala tanpa kontras studi ini lebih rendah dari DRL Nasional. Ada DRL yang lebih tinggi dikarenakan panjang scan. Dosis radiasi juga berbeda-beda antar jenis CT Scan. Perbedaan parameter seperti waktu pemeriksaan dan variasi Pitch menyebabkan perbedaan besar pada paparan radiasi. Risiko jangka pendek pada stroke adalah jarang terjadi sedangkan risiko jangka panjang pada stroke belum diketahui secara jelas. Risiko jangka panjang adalah risko kanker dengan kemungkinan paparan radiasi 5% per Sievert. Risiko radiasi semakin rendah seiring bertambahnya usia pasien. Pasien stroke rata-rata berusia 66,7 Tahun sehingga risikonya lebih rendah.
Kesimpulan	Penggunaan CTA dan CTP pada pasien stroke dapat menambah paparan radiasi. DRL studi ini masih dibawah DRL nasional. DRL penting untuk dievaluasi dan diperbarui sebagai ambang batas dan alat optimisasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Computed tomography radiation doses for common computed tomography examinations: a nationwide dose survey in United Arab Emirates**
Penulis	: **Mohamed M. Abuzaid1* , Wiam Elshami1, Huseyin Ozan Tekin1, Hatem Ghonim2, Mona Shawki3 and Dina H. Salama4**
Jurnal	: ORIGINAL ARTICLE
Vol (No.) Halaman	: 11:88
Tahun	2020
Pendahuluan	DRL menjadi panduan dosis pasien yang sesuai untuk tujuan klinis prosedur pencitraan. Optimisasi pemeriksaan CT dilakukan dengan membandingkan DRL dengan standard IAEA, ICRP dan European Commision. Tujuan studi ini adalah mendapatkan dosis radiasi CT Scan dari MOHAP.
Metode Penelitian	Studi ini melibatkan data dosis radiasi pasien di Rumah Sakit MOHAP. Dosis radiasi diperoleh dari computer CT Scan yaitu DLP dan CTDIvol. Data tersebut dianalisa menggunakan Microsoft Excel untuk menentukan Percentil ke 25, 50 dan 75. Data dosis quartil 3 digunakan untuk menetapkan DRL rumah sakit. DRL ini dibandingkan dengan DRL Nasional. Berikut adalah parameter CT Scan yang dilibatkan :

Table 1 Scanner information including scanner model, number of the detector, kVp, mAs, dose modulation, and rotation time

Model	No. of scanners	No. of detectors	kVp (min–max)	mAs (min–max)	Dose modulation, yes/no, type	Rotation time
Revolution Evo	9	128	80–140	80–500	Yes, ASIR	0.35–1.0
Discovery CT750	1	64 dual	80–140	80–800	Yes, ASIR	0.35–2.0

Table 2 Exposure parameters (number of series, tube voltage, tube current to time product, rotation time, and pitch) per examination type

CT protocol	kVp, min–max (mode)	mAs, min–max (mode)	Rotation times, min–max (mode)	Pitch, min–max (mode)	Number of Series
Brain without CM	100–135 (120)	100–430 (100)	0.5–1.0 (0.5)	0.765–1.5 (1.0)	1
Brain with CM	100–135 (120)	100–430 (100)	0.28–1.0 (0.5)	0.765–1.5 (1.0)	2
Chest	100–135 (120)	100–420 (100)	0.5–1.0 (0.5)	0.765–1.5 (1.0)	1
Abdomen-pelvis without CM	100–135 (120)	100–430 (100)	0.28–1.0 (1)	0.2–1.5 (1.0)	1
Abdomen-pelvis with CM	100–135 (120)	100–430 (400)	0.5–1.0 (0.5)	0.765–1.5 (1.0)	2

Hasil Penelitian dan Diskusi	Total 940 pasien dilibatkan pada penelitian ini. Berikut hasil penelitian :

Table 3 Analysis by examination type of average $CTDI_{vol}$ per sequence and total DLP per examination, for distribution of median values per CT scanner

CT protocol	Median values of $CTDI_{vol}$ per sequence					Median values of DLP per examination				
	Range, min–max (max/min ratio)	1st quartile (25%)	Median (50%)	Mean	3rd quartile (75%)	Range, min–max (max/min ratio)	1st quartile (25%)	Median (50%)	Mean	3rd quartile (75%)
Head without CM	6.4–54.7 (8.6)	27.2	29.9	32.1	39.6	384.8–743.0 (1.9)	491.4	639.3	592.7	693.1
Head with CM	25.0–54.7 (2.2)	34.6	41.4	41.1	48.0	430.0–1168.0 (2.7)	676.4	772.2	780.1	818.7
Abdomen-pelvis without CM	4.4–15.7 (3.6)	9.1	11.0	10.9	13.5	330.0–1186.8 (3.6)	551.1	656.2	683.2	811.8
Abdomen-pelvis with CM	11.3–25.0 (2.2)	13.3	16.9	17.2	20.4	363.0–1698.0 (4.7)	533.6	606.5	825.9	1023.1
Chest	4.7–12.3 (2.6)	5.6	7.1	7.8	10.2	137.5–360.8 (2.6)	227.2	251.7	255.0	276.2

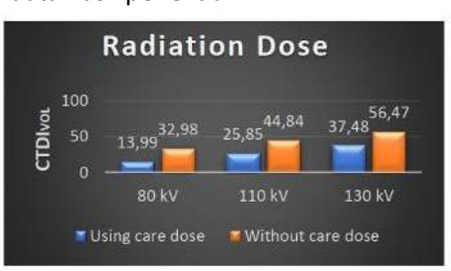
Table 4 Initial DRLs and achievable doses for CT examinations in MOHAP hospitals

CT protocol	MOHAP DRL		Achievable dose	
	$CTDI_{vol}$/sequence, mGy	DLP/examination, mGy cm	$CTDI_{vol}$/sequence, mGy	DLP/examination, mGy cm
Head without CM	40	695	30	640
Head with CM	48	820	41	770
Abdomen-pelvis with CM	14	810	11	655
Abdomen-pelvis without CM	20	1025	17	605
Chest	10	275	7	250

Table 5 Comparison between THE current study, FANR, and international studies

	$CTDI_{vol}$, mGy											DLP per Examination mGy cm										
	current Study	UAE 2018	ICRP 2007	Australia 2015	ACR DIR 2016	Japan 2015	EU 2014	Greece 2014	Egypt 2016	Nigeria 2018	UK 2011	current Study	UAE 2018	ICRP 2007	Australia 2015	ACR DIR 2016	Japan 2015	EU 2014	Greece 2014	Egypt 2016	Nigeria 2018	UK 2011
Head without CM	40	-	60	60	56	85	60	67	30	61	60	695	871	1050	1000	962	1350	970	1055	1360	1310	970
Chest	10	-	30	15	12	15	10	14	22	17	12	275	443	650	450	443	550	610	480	420	735	350
Abdomen-pelvis without CM	14	-	35	15	16	20	25	16	31	20	15	810	671	780	700	781	1000	745	760	1325	1486	745
Abdomen-pelvis with CM	20	-		15	15	20	25	16				1025			700	755	1000	745	760			
Head with CM	48											820	1071									

	DRL studi ini tidak melebihi DRL Nasional. CT Scan yang sama dapat menyebabkan DRL lebi tinggi atau lebih rendah karena variasi protokol scan yang berbeda. Dosis radiasi dapat berkurang dengan modifikasi parameter pemeriksaa sehingga perlu kajian dan pelatihan terhadap petugas yang terlibat.
Kesimpulan	DRL studi ini tidak melebihi DRL Nasional. Dosis radiasi dapat berkurang dengan modifikasi parameter pemeriksaa sehingga perlu kajian dan pelatihan terhadap petugas yang terlibat.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimization dose and image quality enhancement of ct scan with back projection filters on the use of automatic exposure control**
Penulis	**: L Fitriana1, K Adi2, J Ardiyanto**
Jurnal	: ***Journal of Physics : Conference Series***
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2020
Pendahuluan	Dosis radiasi CT Scan menjadi perhatian karena dosis radiasinya tinggi. Dosis efektif CT Scan sekitar 2 mSv – 20 mSv per pemeriksaan sedangkan dosis efektif pemeriksaan radiografi adalah <0.1 mSv - 1.5 mSv. Faktor yang mempengaruhi dosis radiasi CT Scan adalah (kV), mAs, gantry rotation, slice thickness, pitch, and jarak tabung ke Isocenter CT Scan. Tetapi yang paling berpengaruh adalah kV dan mA. kV mempengaruhi jumlah emisi Sinar X yang menembus objek. mAs mempengaruhi jumlah electron yang bergerak dari katoda ke anoda per satuan waktu. kV dan mAs yang tinggi dapat meningkatkan resolusi dan resolusi kontras serta noise yang rendah tetapi dosis radiasi yang tinggi. Salah satu fitur untuk reduksi dosis adalah AEC atau Automatic Exposure Control, untuk mengatur arus secara otomatis. Fitur ini dapat pengurangan dosis radiasi hingga 40% hingga 50% pada CT scan. Hal ini dilakukan dengan menyesuaikan arus sesuai tebal pasien. Namun dapat meningkatkan noise. Sehingga muncul metode Back Projection Filter yang menjadi topik studi ini. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan dosis radiasi dan kualitas gambar CT Scan pemotongan aksial kepala antara sebelum dan sesudah menggunakan filter proyeksi belakang dan menerapkan otomatis kontrol eksposur.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan fantom kepala dengan variasi tegangan 80 kV, 110 kV dan 130 kV, 4D care dose dab Pitch 0,5. Gambaran rontgen yang dinilai oleh ahli radiologi adalah bagian dasar cranium, terutama pada bagian cranium clivus, foramen ovale, klinoid anterior, kanalis karotis, foramen spinosum, fossa pterigopalatina dan saluran optik.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah data hasil penelitian :  **Figure 1.** The result of radiation dose between using *care dose* and without *care dose* Terdapat perbedaan dosis radiasi signifikan antara menggunakan care dose dengan tidak menggunakan care dose. Berikut adalah Analisa SNR sebelum dan setelah penggunaan BPF : **Table 1.** Mean values SNR in each treatment group before and after the back projection filter image processing method is applied kV Variation | Mean±SD: Before *back projection filter* | After *back projection filter* kV 80 | 0,353±2,089 | 1,752±0,739 kV 110 | 1,148±1,096 | 2,158±0,947 kV 130 | 1,014±1,028 | 2,391±0,897 Terdapat perbedaan signifikan antara SNR sebelum dan setelah aplikasi BPF.

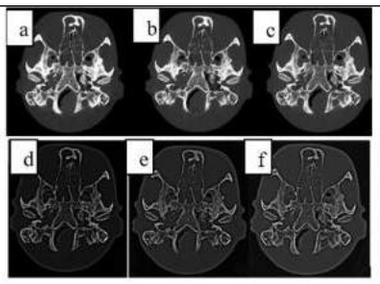
<table>
<tr>
<td></td>
<td>


Figure 2. kV 80 before BPF (a). kV 110 before BPF (b). kV 130 before BPF (c). kV 80 after BPF (d). kV 110 after BPF (e). kV 130 after BPF (f)

Table 2. Friedman test results of anatomic information on the data group after the image processing method BPF

Group	Mean Rank
kV 80 Post BPF	1,00
kV 110 Post BPF	2,50
kV 130 Post BPF	2,50

Penggunaan AEC menurunkan dosis radiasi karena arus bisa menurun (161 mAs) sedangkan jika tidak pakai AEC, arusnya tinggi (240 mAs).

kV Variation	Mean±SD	
	Before *back projection filter*	After *back projection filter*
kV 80	0,353±2,089	1,752±0,739
kV 110	1,148±1,096	2,158±0,947
kV 130	1,014±1,028	2,391±0,897

Noise pada CT Scan dapat terjadi akibat dari proses tersebut perolehan (acquisition) gambar dan kesalahan transmisi. Filter Proyeksi Belakang dipandang berguna dan efisien dalam rekonstruksi gambar CT Scan. Efek filter juga sangat penting untuk ditingkatkan kualitas gambar bagus setelah rekonstruksi.
</td>
</tr>
<tr>
<td>Kesimpulan</td>
<td>Protokol 110 kV adalah tegangan paling optimal baik dari segi kualitas citra dan penilaian dokter. Tegangan 110 kV memberikan reduksi dosis radiasi. Penggunaan BPF dapat mempertahankan tekstur, menekan noise dan penggunaan care dose sangat dibutuhkan karena dapat mengurangi radiasi.</td>
</tr>
</table>

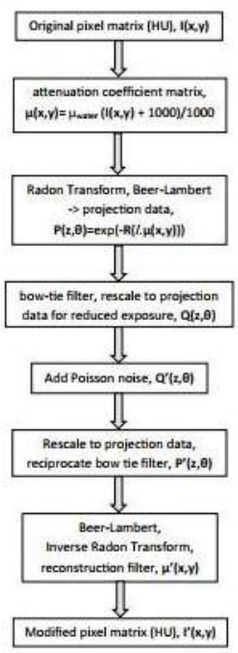
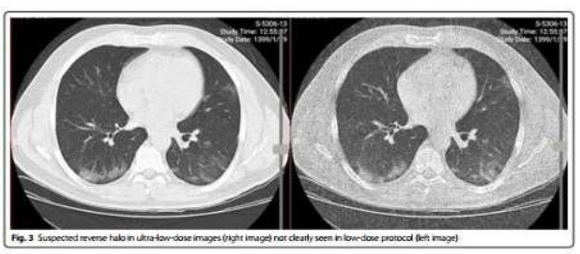
REVIEW JURNAL	
Judul	**: A practical method to simulate realistic reduced-exposure CT images by the addition of computationally generated noise**
Penulis	**: Nicholas Mark Gibson1 · Amy Lee2 · Martin Bencsik2**
Jurnal	: **Radiological Physics and Technology**
Vol (No.) Halaman	: 63:511–518
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan menyebar secara luas penggunaannya di seluruh dunia karena kemampuan diagnostiknya. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi yang tinggi. Sehingga perlu ada perkembangan komputasi untuk mengurangi noise pada CT Scan dosis rendah. Dalam penelitian ini, bertujuan untuk mendapatkan metode penambahan noise pada CT gambar, yang memiliki kelebihan berupa penambahan noise detektor algoritma yang hanya membutuhkan gambar Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) sebagai sumber data, yaitu, tanpa memerlukan data profil detektor yang dipatenkan.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan fantom toraks antropomorfik (fantom toraks QRM Gmbh, QRM, Mohrendorf, Jerman) dan fantom akrilik silinder dengan diameter 320 mm. Kedua fantom tersebut dicitrakan menggunakan CT 16 Slices (GE Lightspeed16, GE Healthcare, Waukesha, WIS, USA) mengikuti protokol yang digunakan dalam standar lokal praktik klinis (120 kVp dan 49 mAs) dan di berbagai tempat pengurangan eksposur (39, 34, 24, 17, dan 5 mA). Panjangnya dari fantom toraks adalah 200 mm, yang memungkinkan perolehan 17 irisan dengan interval 5 mm di atas bagian tengah 80 mm untuk menghindari efek apa pun karena terlalu dekat dengan tepi dari fantom. Data piksel dari sumber gambar diproyeksikan ke depan untuk estimasi proyeksi intensitas radiasi. Noise Poisson ditambahkan ke data proyeksi untuk mensimulasikan efek penurunan eksposur, dan gambar direkonstruksi dengan membalikkan proses menggunakan proyeksi balik yang difilter. Pengolahan dan pemrograman dilakukan di MATLAB. Kalkulasi proyeksi data dilakukan dengan transformasi radon. Fungsi jendela dipilih untuk mendekati filter yang biasa digunakan pencitraan perut dan dada, yang diterapkan pada semua proyeksi. Noise Stokastik ditambahkan pada data proyeksi dengan menambahkan noise Poisson Q(z,θ). Berikut skemanya :  Fig. 3 Block diagram of the noise addition method
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasilnya :

Table 2 Standard deviations of pixel values in Hounsfield units for images acquired (target SD) over the range of exposures and root mean squares of differences between these and the corresponding standard deviations of pixel values from generated images for each ROI, where N is the number of available (and used) exposure combinations for generating images for each target exposure

Thoracic	*N*	ROI1		ROI2		ROI3		ROI4		ROI5		All ROIs	
Target mAs		Target SD	RMS diff	Target SD	RMS diff	Target SD	RMS diff	Target SD	RMS diff	Target SD	RMS diff	N	RMS diff
39	1	2.9	2.4%	3.2	1.3%	4.4	1.1%	2.4	1.7%	2.4	3.8%	5	2.3%
34	2	3.0	1.1%	3.4	2.6%	4.8	0.9%	2.5	3.2%	2.5	6.1%	10	3.3%
24	3	3.7	4.7%	3.9	2.8%	5.7	0.9%	3	0.6%	3.0	3.9%	15	3.1%
17	4	4.3	3.0%	4.6	4.3%	6.8	1.1%	3.5	4.4%	3.5	6.0%	20	4.1%
5	5	7.2	3.0%	7.6	0.9%	12.4	0.8%	6.0	8.4%	6.4	4.3%	25	4.5%
Overall rms diff			3.2%		2.8%		1.0%		5.5%		5.0%		3.9%
Cylinder		ROI1		ROI2		ROI3		ROI4		ROI5		All ROIs	
39	1	26	0.4%	20	4.0%	16	8.1%	18	0.6%	18	0.6%	5	4.1%
34	2	28	0.0%	22	1.6%	18	0.4%	20	4.5%	20	2.0%	10	2.3%
24	3	33	2.6%	27	1.0%	22	0.5%	25	8.8%	25	6.1%	15	5.0%
17	4	41	0.8%	35	7.1%	29	9.2%	32	14.0%	32	12.1%	20	9.8%
5	5	78	2.5%	77	22.1%	67	27.4%	69	28.1%	69	25.7%	25	23.2%
Overall rms diff			1.9%		13.3%		16.7%		18.3%		16.3%		15.0%

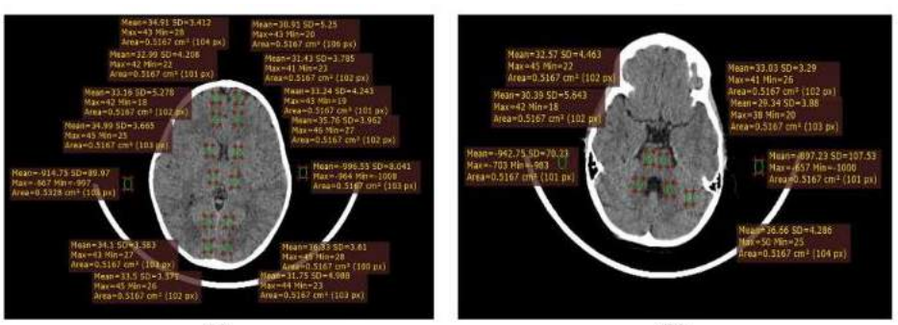
Perbandingan 1D noise dari area pusat citra dengan fantom silinder 34 mAs dengan 49 mAs menunjukkan kecocokan.

Kesimpulan	Singkatnya, metode praktis untuk menambahkan noise pada CT gambar yang hanya memerlukan gambar DICOM yang mudah diakses sebagai sumber data dan bayangan yang sederhana dan tersedia kalibrasi disajikan. Oleh karena itu, sangat cocok untuk digunakan di studi observasional dan pengurangan dosis di masa depan. Akrilik silinder dan hantu toraks digunakan untuk memvalidasi karakteristik kebisingan yang dihasilkan. Deviasi standar dari kebisingan yang dihasilkan dan karakteristik frekuensi spasial lokal 2D ditemukan cocok dengan gambar eksposur rendah yang diperoleh pemindai pada rentang eksposur dari 39 mAs hingga di bawah 20 mAs.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Agreement between low-dose and ultra-low-dose chest CT for the diagnosis of viral pneumonia imaging patterns during the COVID-19 pandemic**
Penulis	**: Hooman Bahrami-Motlagh1, Yashar Moharamzad1, Golnaz Izadi Amoli1, Sahar Abbasi1, Alireza Abrishami1, Mehdi Khazaei1 , Amir H. Davarpanah1,2 and Morteza Sanei Taheri1,3***
Jurnal	: ***Egypt J Radiol Nucl Med***
Vol (No.) Halaman	: *53:14*
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan dada adalah modalitas penting pada diagnostik dan manajemen Covid-19 yang menyebabkan sindrom respirasi akut Coronavirus 2 (SARS-Cov-2). CT Scan Low Dose menjadi metode yang menghasilkan diagnose akurat dalam mendeteksi pneumonia Covid-19. Ultra Low Dose CT dada terbukti efektif dalam skrining nodul paru dengan radiasi hamper sama dengan Radiografi dada. Studi ini bertujuan untuk membandingkan hasil Low Dose CT dan Ultra Low Dose.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan 167 pasien CT dada. Protokol pertama yang diberikan kepada pasien adalah Low Dose CT kemudian Ulgtra Low Dose CT. Dosis radiasi yang dicatat adalah DLP, CTDIvol dan Dosis efektif dengan k = 0,014. Berikut adalah protokol : **Table 1** Scan parameters of low-dose and ultra-low-dose chest CT protocols **Protocol** / **Low-dose** / **Ultra-low-dose** Scan type: Helical / Helical Rotation time (s): 0.5 / 0.5 Beam collimation (mm): 40 / 40 Detector configuration: 4 × 1.25 mm / 4 × 1.25 mm Pitch: 1.5 / 1.5 Speed (mm/rot): 0.6 / 0.6 Tube voltage, kV: 100 / 100 Tube current, mA: 50 / 10 SFOV (scan field of view): Large body / Large body CTDIvol (CT dose index): 1.15 / 0.34 Hasil citra dinilai berdasarkan skor pada lobus paruiparu yang dilakukan oleh dokter radiologi. Analisa statistik dilakukan dengan satatistik deksriptif termasuk frkeuensi, persentase dan standard deviasi. Penilaian dokter dianalisa dengan statistic kappa.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasilnya : **Table 2** Diagnostic accuracy value of ultra-low-dose CT scan findings compared to low-dose chest CT **Low-dose chest CT** — **Present** / **Absent**; **Sensitivity (95%CI)**; **Specificity (95%CI)**; **PPV (95%CI)**; **NPV (95%CI)**; **Diagnostic accuracy (95%CI)**; **Kappa (P value)** *Ultra-low-dose chest CT* Present: 44 (26.3) / 2 (1.2) — 100 (89.9–100) — 98.4 (93.7–99.7) — 95.7 (84–99.2) — 100 (96.1–100) — 98.8 (95.7–99.7) — 0.83 (<0.001) Absent: 0 / 121 (75.5) *NPV* negative predictive value, *PPV* positive predictive value, *CI* confidence interval **Table 3** Diagnostic accuracy value of ultra-low-dose CT scan findings compared to Low-dose chest CT in COVID-19 features (*n* = 167) **Ultra-low-dose chest CT** — **Low-dose chest CT**: **Present** / **Absent**; **Sensitivity**; **Specificity**; **PPV**; **NPV**; **Accuracy**; **Kappa (P value)** Ground-glass opacity — Present: 36 (21.6) / 4 (2.4) — 85.7 — 96.8 — 90.0 — 95.3 — 94.0 — 0.84 (< 0.001) Absent: 6 (3.6) / 121 (72.5) Crazy paving — Present: 1 (0.6) / 0 (0) — 33.3 — 100 — 100 — 98.8 — 98.8 — 0.50 (< 0.001) Absent: 2 (1.2) / 164 (98.2) Consolidation — Present: 21 (13.8) / 2 (1.2) — 88.5 — 98.6 — 91 — 97.9 — 97.0 — 0.88 (< 0.001) Absent: 3 (1.8) / 139 (83.2) Reticulation — Present: 13 (7.8) / 3 (1.8) — 86.7 — 98.0 — 81.3 — 98.7 — 97.0 — 0.82 (< 0.001) Absent: 2 (1.2) / 149 (89.2) Nodular infiltration — Present: 16 (8.9) / 2 (1.1) — 88.9 — 98.7 — 88.9 — 98.7 — 97.6 — 0.88 (< 0.001) Absent: 2 (1.2) / 147 (98.7) *NPV* negative predictive value, *PPV* positive predictive value  **Fig. 3** Suspected reverse halo in ultra-low-dose images (right image) not clearly seen in low-dose protocol (left image) **Table 4** Distribution and laterality of the lesions on low-dose and ultra-low-dose chest CT scans among 167 patients **Ultra-low-dose chest CT** — **Low-dose chest CT**: **None**; **Peripheral**; **Central**; **Both**; **Kappa (P value)** Distribution None: 113 (67.7) / 1 (0.6) / 0 / 1 (0.6) — 0.86 (<0.001) Peripheral: 4 (2.4) / 17 (10.2) / 0 / 4 (2.4) Central: 0 / 0 / 3 (1.8) / 1 (0.6) Both: 0 / 0 / 0 / 23 (100) Laterality: None / Left-sided / Right-sided / Bilateral None: 109 (65.3) / 2 (1.2) / 1 (0.6%) / 0 — 0.90 (<0.001) Left-sided: 1 (0.6) / 16 (9.6) / 0 / 0 Right-sided: 1 (0.6) / 0 / 4 (2.4) / 1 (0.6) Bilateral: 2 (1.2) / 0 / 0 / 30 (18.0)	

<table>
<tr>
<td></td>
<td>
Table 5 Radiation dose results in low-dose and ultra-low-dose protocols
<table>
<tr><th></th><th>$CTDI_{vol}$</th><th>DLP, Mean (± SD)</th><th>ED, Mean (± SD)</th><th>P value</th></tr>
<tr><td>Low-dose</td><td>1.15</td><td>36.5(± 5.2)</td><td>0.51 (± 0.07)</td><td>< 0.001</td></tr>
<tr><td>Ultra-low-dose</td><td>0.34</td><td>9.9 (± 1.8)</td><td>0.14 (± 0.03)</td><td></td></tr>
</table>
$CTDI_{vol}$ CT dose index volume, DLP dose-length product, ED effective dose, SD standard deviation

Berdasarkan hasil diatas, ultra low dose CT dada memiliki kualitas diagnostik yang baik untuk diagnosa infiltrasi paru pada pneumonia Covid-19. Dosis efektif ultra low dose sebesar 0,2 dan standard 1,6. Hasil citra ultra low dose memiliki alurasi yang baik dibandingkan dengan low dose pada deteksi pneumonia CT Dada. Dosis efektif ultra low dose 0,14 mSv sama dengan Radiografi dada 0,14 mSv.
Terdapat hasil positif palsu pada ultra low dose yang tidak ditemukan pada low dose, dikarenakan peningkatan ketebalan jaringan lunak dan noise pada basis paru. Oleh karena itu pada pasien dengan BMI tinggi, menggunakan arus lebih tinggi yaitu dari 10 mA ke 20 mA.
</td>
</tr>
<tr>
<td>Kesimpulan</td>
<td>Ultra Low Dose CT Dada adalah metode akurat yang mengurangi dosis radiasi untuk mendiagnosa infilgtrasi paru pneumonia pasien Covid-19. Metode ini dapat dipakai untuk menggantikan protokol Low Dose terutama jika pasien sangat banyak yang membutuhkan diagnosa akurat.</td>
</tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Pengaruh parameter Milliampere-Second (mAs) terhadap Kualitas Citra Dan Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan *Computed Tomography* (CT) scan Kepala Pediatrik**
Penulis	**: Muhammad Irsal, Guntur Winarno**
Jurnal	: ***Jurnal Fisika Flux***
Vol (No.) Halaman	: ***Volume 17, Nomor 1***
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas yang bertujuan menegakkan diagnosa dengan memperhatikan kualitas citra. Namun menyebabkan paparan radiasi yang lebih tinggi sehingga perlu upaya menegakkan keselamatan pasien dengan cara optimisasi. Paparan radiasi sangat berisiko jika diterima oleh pasien pediatri karena sensitivitas jaringan yang tinggi serta memiliki harapan hidup yang panjang. Cara optimisasi salah satunya dengan memanipulasi parameter seperti mAs, kV dan Pitch. Tujuam studi ini adalah menganalisis kualitas citra dan dosis radiasi CT Scan kepala pediatri.
Metode Penelitian	Analisa Noise, SNR, CNR, CTDIvol dan DLP dari hasil pemeriksaan CT Scan Kepala pediatri. Hasil citra khusus pada noise dibandingkan terhadap variasi setiap pemeriksaan CT scan dengan menggunakan *Radiant viewer.* Citra dilakukan ROI dengan ukuran 5 mm pada citra CT, sinyal CT didefenisikan sebagai densitas pada HU dan citra noise sebagai standar deviasi akibat pelemahan pada suatu daerah, SNR dan CNR dapat di hitung menggunakan Persamaan : $SNR = \frac{Mean\ HU\ of\ tissue\ in\ ROI}{SD\ of\ HU\ in\ ROI}$ $CNR = \frac{Mean\ GM\ HU - mean\ WH\ HU}{\sqrt{[(SD\ GM\ HU)^2 + (SD\ WM\ HU)^2]}}$ Sedangkan DLP dan CTDIvol diperoleh dari computer CT Scan.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasilnya :  (a) (b) **Tabel 1 Hasil perhitungan CNR pada pemeriksaan CT scan Pediatrik** Perhitungan SNR dan CNR sebelum dibagi bagian *White Matter* : lobus frontal, ganglia basalis, lobus occipital, *Gray Matter* : cerebelum, pons billateral, ini dilakukan agar mempermudah melakukan pengukuran nilai CNR. Tidak ada pengaruh signifikan antara mAs dengan CNR. Berikut adalah hasil dosis radiasiny : **Tabel 4. Nilai CTDIvol dan DLP total pada pemeriksaan CT scan pemeriksaan pediatrik**

No	Pasien	kV	mAs	SNR	CNR
1	Pasien 1	120	138	7,4	0,221
2	Pasien 2	120	196	6,7	0,144
3	Pasien 3	120	118	8,1	0,029
4	Pasien 4	120	136	6,6	0,360
5	Pasien 5	120	99	8,7	0,034
6	Pasien 6	120	136	7,8	0,313
7	Pasien 7	120	123	7,8	0,356
8	Pasien 8	100	300	6,9	0,217
9	Pasien 9	120	171	6,8	0,110
10	Pasien 10	120	143	7,5	0,191
11	Pasien 11	100	300	8,9	0,217
12	Pasien 12	120	145	6,7	1,150
13	Pasien 13	120	111	8,3	0,290
14	Pasien 14	100	200	6,6	0,452
15	Pasien 15	120	107	8,4	0,739
Rerata		116 ± 8,28*	161,5 ± 63,46*	7,5 ± 0,8*	0,318 ± 0,291*

*Standar deviasi

No	Pasien	kV	mAs	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy x cm)	DLP total (mGy x cm)
1	Pasien 1	120	138	17,6	446,3	448,5
2	Pasien 2	120	196	25,2	640,9	443,7
3	Pasien 3	120	118	17,6	332	448,5
4	Pasien 4	120	136	18,9	448,1	435,1
5	Pasien 5	120	99	12,5	248,6	250,8
6	Pasien 6	120	136	17,4	424,3	246,5
7	Pasien 7	120	123	15,8	359,2	361,4
8	Pasien 8	100	300	23,6	442	442,7
9	Pasien 9	120	171	22,1	575,3	578,1
10	Pasien 10	120	143	18,4	429,5	431,6
11	Pasien 11	100	300	29	435	435,5
12	Pasien 12	120	145	18,6	428,4	430,6
13	Pasien 13	120	111	14,2	306,9	309,6
14	Pasien 14	100	200	15,6	344,1	346,3
15	Pasien 15	120	107	13,7	270,4	272,6
Rerata				18,68 ± 4,55*	408,7 ±105,2*	441,2 ± 155,2*

*Standar deviasi

	Terdapat pengaruh signifikan mAS terhadap CTDIvol. Ukuran organ dapat mempengaruhi penggunaan mAs yang dapat mempengaruhi hasil dosis radiasi. Semain tinggi mAs maka noise semakin turun dan SNR meningkat namun dosis radiasinya juga meningkat.
Kesimpulan	Arus atau mAs tidak berpengaruh signfiikan terhadap CNR namun berpengaruh signifikan terhadap dosis radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: An Approach for Automation of CT Number Linearity Measurement on the TOS Phantom Image**
Penulis	**: Nicholas Mark Gibson1 · Amy Lee2 · Martin Bencsik2**
Jurnal	: **Radiological Physics and Technology**
Vol (No.) Halaman	: 11 :229 - 235
Tahun	2024
Pendahuluan	Asesmen linearitas CT Number sangat penting pada kendali mutu CT Scan. Liniearitas CT Number mengindikasikan akurasi CT Number pada densitas materi yang berbeda. Saat ini belum ada pendekatan metode otomatis pengukuran linieritas CT Number pada TOS Phantom. Studi ini bertujuan mengukur linieritas CT Number secara otomatis pada fantom TOS pabrikan Toshiba.
Metode Penelitian	Pengukuran dilakukan pada fantom TOS dengan 5 materi : Air, DelrinTM, Acrylic, Nylon, and Polypropylene. Dasar bahan fantom adalah air. Pengukuran tiap materi dilakukan dengan ROI. Berikut pengaturan fantomnya :

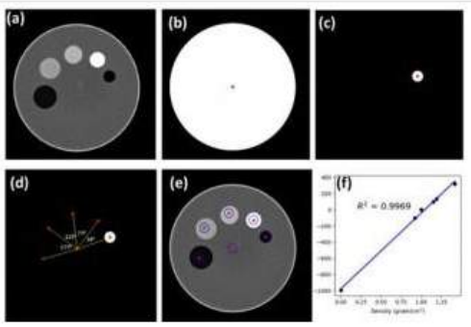


Figure 2. Steps of automatic CT number linearity measurement on the TOS phantom. (a) original axial image; (b) phantom mask with its centroid; (c) air mask inside the phantom with its centroid; (d) Rotational operations between the phantom centroid and water centroid to determine other materials centroid; (e) ROIs placement based on determined coordinates; and (f) graph between CT numbers and their respective densities to obtain the linearity.

Table 1. Setting parameter CT Scanner.

No	Parameter	Tube current variation	Tube voltage variation	Slice thickness variation
1	FOV (mm)	350	350	350
2	Scan mode	Helical	Helical	Helical
3	Pitch	0.6	0.6	0.6
4	Time rotation (s)	0.75	0.75	0.75
5	Filter	High resolution	High resolution	High resolution
6	Tube voltage (kVp)	120	80, 100, 120, 135	120
7	Tube current (mA)	50, 100, 150, 200, 250, 300	50	200
8	Slice thickness (mm)	5	1	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10

Hasil Penelitian Diskusi	Berikut adalah hasilnya :

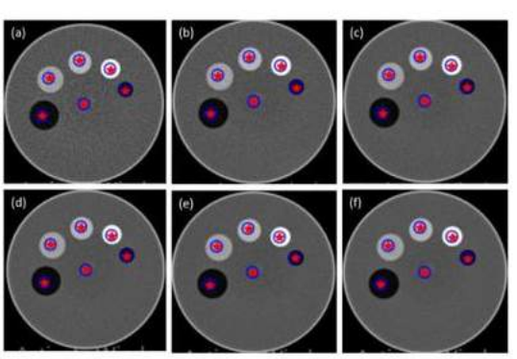


Figure 3. Results of automatic placement of ROIs on images of various tube currents. (a) 50 mA, (b) 100 mA, (c) 150 mA, (d) 200 mA, (e) 250 mA, and (f) 300 mA.

Table 2. Result of CT number of each object and CT number linearity measured using IndoQCT for tube current variation.

	Material	Density (gr/cm³)	CT Number (HU)						
			Reference	50 mA	100 mA	150 mA	200 mA	250 mA	300 mA
1	Air	0.00	-990	-1002.0	-997.0	-996.2	-994.9	-992.9	-992.4
2	Polypropylene	0.92	-100	-102.0	-103.4	-104.0	-103.8	-104.0	-104.6
3	Water	1.00	0	2.6	0.0	0.1	-0.1	-1.7	-0.7
4	Nylon	1.15	100	100.8	100.6	98.1	99.3	98.3	98.2
5	Acrylic	1.19	125	135.7	135.8	135.2	153.0	134.3	134.2
6	Delrin	1.42	340	323.1	319.6	317.8	317.9	316.5	317.5
		R^2		0.9969	0.9970	0.9969	0.9969	0.9970	0.9970
		Noise (HU)		30.43	19.25	15.94	13.87	13.75	12.53

* Noise is obtained by calculating the standard deviation of the water.

Gambar figure 3 dan tabel diatas membuktikan bahwa Software dapat menempatkan ROI pada materi yang tepat. Namun belum berada tepat ditengah karena masing-masing materi memiliki ukuran yang berbeda. Sehingga pusat massanya /sentroid berbeda lokasi dengan isosenter. Seluruh CT Number studi ini sesuai dengan referensi.
Pada variasi tegangan, sotfware masih dapat menempatkan ROI pada objek fantom. CT Number pada variasi tegangan, masih dalam batas referensi. Berikut adalah hasilnya :

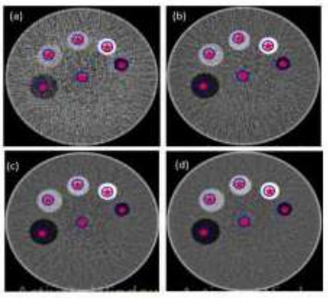


Figure 4. Results of automatic placement of ROIs on images of various tube voltages. (a) 80 kV, (b) 100 kV, (c) 125 kV, (d) 135 kV.

Table 3. Result of CT number of each material and CT number linearity measured using IndoQCT for tube voltage variation

	Material	Density (gr/cm³)	CT Number (HU)				
			Reference	80 kV	100 kV	125 kV	135 kV
1	Air	0.00	-990	-1055.3	-1016.8	-1003.1	-999.8
2	Polypropylene	0.92	-100	-95.3	-111.2	-101.8	-97.6
3	Water	1.00	0	0.9	13.7	-1.3	-1.5
4	Nylon	1.15	100	94.5	105.5	109.7	103.9
5	Acrylic	1.19	125	139.1	133.8	133.6	133.6
6	Delrin	1.42	340	364	351.3	325.6	309.5
		R^2		0.9975	0.9972	0.9972	0.9961
		Noise (HU)		147.05	86.5	57.34	46.63

* Noise is obtained by calculating the standard deviation of water

Pada variasi slice thickness, sotfware masih dapat menempatkan ROI pada objek fantom. CT Number pada variasi tegangan, masih dalam batas referensi. Berikut adalah hasilnya :

Table 4. Result of CT number of each object and CT number linearity measured using IndoQCT for slice thickness variation.

	Material	Density (gr/cm³)	CT Number (HU)					
			Reference	1 mm	3 mm	5 mm	8 mm	10 mm
1	Air	0.00	-990	-995	-993.8	-994.4	-994.3	-993.7
2	Polypropylene	0.92	-100	-105.2	-104.4	-103.2	-103.6	-103.7
3	Water	1.00	0	-1.5	-0.5	0.4	0.7	-0.8
4	Nylon	1.15	100	109.2	98.4	108.5	106.4	105.3
5	Acrylic	1.19	125	137	134.3	137.3	136.7	137.3
6	Delrin	1.42	340	317.1	317.6	317.5	317.9	318.5
		R^2		0.997	0.997	0.9968	0.997	0.997
		Noise (HU)		11.8	11.93	14.26	18.3	26.8

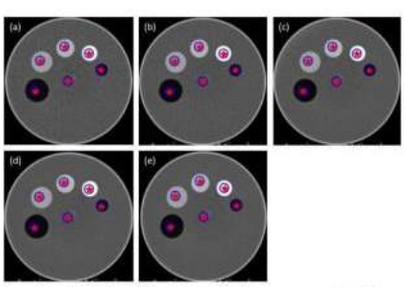


Figure 5. Results of automatic placement of ROIs on images of various slice thicknesses (a) 1 mm, (b) 3 mm, (c) 5 mm, (d) 8 mm, and (e) 10 mm

Hasil diatas mempercepat dan menyederhanakan rutinitas prosedur kendali mutu (QC) dalam pelayanan kesehatan fasilitas. Kemampuannya menangani berbagai macam gambar kondisi dengan berbagai tingkat kebisingan merupakan salah satu hal yang signifikan keuntungan. Hal ini memungkinkan teknik untuk mengikuti dengan deteksi objek yang tepat di berbagai pencitraan situasi.

Kesimpulan	Pendekatan metode otomatis pengukuran Linieritas CT Number telajh dilakukan dengan hasil nilai CT Number masih sesuai referensi pada variasi mAs, kV dan Slice Thickness.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Tin filter compared to low kV protocols - optimizing sinonasal imaging in computed tomography**
Penulis	**: Simone Schu¨leID1, Joachim Rudolf Balthasar Strobel1, Kai Johannes LorenzID2, Meinrad Beer3, Carsten Hackenbroch**
Jurnal	: ***PLOS ONE***
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023

Pendahuluan

Rinosinusitis adalah penyakit paling umum di Masyarakat. CT Scan dibutuhkan jika penyakit tersebut telah akut dan memburuk. Modalitas pencitraan yang paling banyak dan penting dalam hal ini adalah pemeriksaan CT dosis rendah. Pencitraan tiga dimensinya, dapat memberikan resolusi yang baik pada struktur tulang kecil dan efisiensi biaya.

Reduksi dosis radiasi dapat dilakukan dengan menurunkan tegangan namun dapat meningkatkan noise. Selain itu metode iterative reconstruction sebagai pengganti metode FBP. Pendekatan yang terbaru adalah penggunaan filter. Filter ini dipasang dibawah tabung Sinar X untuk menghilangkan spektrum Sinar X yang rendah.

Studi ini bertujuan untuk menguji protokol ultra low dose dengan metode filter dengan penilaian objektif dan penilaian pengamatan.

Metode Penelitian

Studi ini menggunakan CT Scan Somatom Force. Dosis radiasi diperoleh dari CT Scan Konsol dikalikan faktor konversi (k = 0,0019). Evaluasi objektof diukur menggunakan CNR dan CNRD.

$$CNR = \frac{Mean\,(HU)_{Bone} - Mean(HU)_{Hard\ Rubber}}{\text{Standard deviation (Mean HU)}_{Air}}$$

$$CNRD = \frac{CNR}{\sqrt{CTDI_{Vol}}}$$

Penilaian subyektif dilakukan oleh dokter dan praktisi. Analisa statistic dilakukan dengan Excel. Berikut protokolnya :

Table 1. CT acquisition parameters.

Tube voltage (kV)	Tube current (mAs)	Tin filter	$CTDI_{Vol}$ (mGy)	DLP (mGy*cm)	Effective dose (mSv)	Collimation and Slices (mm x #)	Pitch	Rotation time (1/s)	Scan duration (sec)	Protocol origin
70	50	-	1.40	21.0	0.040	0.6 x 96	0.8	1	2.4	[6]
70	75	-	2.11	30.9	0.059	0.6 x 96	0.8	1	2.4	[8]
100	25	-	2.11	30.6	0.058	0.6 x 96	0.8	1	2.4	in-house/[6]
100	100	-	8.78	128.0	0.243	0.6 x 96	0.8	1	2.4	in-house/[6]
120	20	-	2.71	39.6	0.075	0.6 x 96	1.0	1	1.9	in-house
120	40	-	5.50	81.0	0.154	0.6 x 96	1.0	1	1.9	[8]
120	70	-	9.82	145.2	0.279	0.6 x 96	1.0	1	1.9	vendor
100	25	X	0.20	2.8	0.005	0.6 x 96	0.6	0.5	1.6	[6]
100	50	X	0.43	5.5	0.010	0.6 x 96	0.6	0.5	1.6	[6]
100	100	X	0.85	11.3	0.021	0.6 x 96	0.6	0.5	1.6	in-house/[6]
100	150	X	1.30	16.8	0.032	0.6 x 96	0.6	0.5	1.6	in-house/[6]
100	200	X	1.73	22.5	0.043	0.6 x 96	0.6	0.5	1.6	[6]

Hasil Penelitian Diskusi

Penilaian Objektif :

Nilai HU : 70 kV (2471 ± 10 HU), 100 kV (1825 ± 13 HU), 120 kV (1636 ± 12 HU)

Nilai CNR : low dose (CTDIVol 0.2–1.73 mGy), 70 kV low dose (CTDIVol 0.2–1.73 mGy), 100 dan 120 kV (CTDIVol 8.78–9.82 mGy)

Nilai CNRD : protokol 70 kV dan protokol filter timah menghasilkan nilai tertinggi. 120 kV menghasilkan CNRD terendah.

Table 2. FOM results for evaluation of sinusitis and preoperative planning.

Protocol	FOM					
	Sinusitis			Preoperative imaging		
	Mean	±	Std. Dev.	Mean	±	Std. Dev.
Sn 100/25	13	±	4	16	±	4
Sn 100/50	14	±	6	29	±	8
Sn 100/100	23	±	10	32	±	9
Sn 100/200	25	±	9	39	±	15
Sn 100/150	30	±	14	40	±	14
70/50	23	±	6	42	±	15
100/100	34	±	26	54	±	31
100/25	42	±	20	62	±	24
70/75	33	±	13	67	±	21
120/40	59	±	17	72	±	27
120/20	40	±	29	96	±	55
120/70	89	±	39	97	±	36

	Protokol Sn 100 kV/100 mAs (CTDIVol 0.85 mGy, ED 0.02 mSv) memperoleh hasil terbaik untuk diagnostik sinusitis dan pencitraan perencanaan pra operasi dalam hal parameter objektif, paparan dosis, dan pertimbangan klinis. Untuk diagnosis penyakit sinus inflamasi saja, protokol Sn 100kV/50 mAs (CTDIVol 0,43 mGy, ED 0,010 mSv) sudah cukup. Protokol 100 kV dan 120 kV mendapat skor terburuk. Dosis berlebihan pengurangan 0,8 mGy untuk perencanaan pra operasi menghasilkan kualitas gambar yang tidak memadai dengan pencitraan ulang berturut-turut yang menyebabkan paparan dosis tambahan pada pasien. Protokol Sn 100/25 dievaluasi sebagai non diagnostik untuk sinusitis, menghalangi pengurangan dosis lebih lanjut. Arus lebih rendah tingkat mungkin cukup untuk studi tindak lanjut. Penggunaan filter timah dapat menguatkan radiasi dengan noise yang rendah dibandingkan dengan non filter. Protokol dosis rendah 70 kV menunjukkan CNR yang mendekati setinggi protokol dosis tinggi pada 100 kV dan 120 kV. Sebaliknya, studi filter timah memperburuk dalam penghitungan CNR karena kontrasnya yang rendah. Namun demikian, noise gambar adalah parameter yang lebih andal untuk menilai kualitas gambar saat membandingkan penggunaan timah dengan pemindaian filter non-timah, terutama untuk pemeriksaan kontras tinggi.
Kesimpulan	Studi fantom ini menunjukkan bahwa pencitraan filter timah 100 kV dan pemindaian kV rendah dengan 70 kV memiliki kinerja terbaik dalam hal pengurangan dosis sekaligus menjaga kualitas gambar tetap tinggi. Pengurangan dosis dicapai dengan penyaringan timah dengan sangat baik. Dengan teknologi pemindai modern yang tersedia, CT Scan ultra low dose dengan pembentukan spektral atau protokol KV rendah harus digunakan untuk pencitraan sinusitis. Namun, penting untuk melakukan pemindaian dengan dosis yang cukup tinggi untuk menghindari gambar CT dengan kualitas gambar buruk. Dengan teknik penghitungan foton yang baru, pengurangan dosis yang lebih besar dimungkinkan dalam CT sinus paranasal.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Local Diagnostic Reference Levels for Paediatric Head CT Procedures**
Penulis	**: Defersha AM1 and Golja DR2***
Jurnal	: **Physical Science & Biophysics Journal**
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan merupakan teknik pencitraan yang menghasilkan citra cross-sectional dengan kaurasi tinggi. Namun memberikan dosis radiasi yang besar kepada pasien, faktor yang mempengaruhi dosis radiasi adalah KV, mA, pitch, table feed dan waktu rotasi. Penelitian ini bertujuan untuk menilai efek teknik pemilihan parameter yang digunakan pada CT scan untuk diagnosis dewasa di Tikur Anbesa dan Yekatit 12 rumah sakit khusus.
Metode Penelitian	Studi menggunakan CT scan GE-64 Slices, pemeriksaan Abdomen- Pelvic, Abdomen, Brain and C-spine, Brain, Chest, HRCT-chest, Head and Neck, L-Sacral, Neck, Pelvic, dan PNS. Parameter yang diteliti adalah KV, mA, Eff. mAs, pitch, rotation time, dan table feed. Dosis radiasi DLP, CTDIvol dan Dosis efektif.
Hasil Penelitian Diskusi	

Independent variables		Dependent Variables		
		CTDIvol	DLP	ED
KV	Pearson Correlation	.063	.13	.145
	Sig. (2-tailed)	.439	.107	.073
mA	Pearson Correlation	.184*	.467**	.317**
	Sig. (2-tailed)	.022	.000	.000
Eff.mAs	Pearson Correlation	.749**	.868**	.404**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000
Pitch	Pearson Correlation	-.794**	-.543**	.031
	Sig. (2-tailed)	0	.000	.701
Table feed	Pearson Correlation	-.708**	-.413**	.114
	Sig. (2-tailed)	0	.000	.159
Rotation time	Pearson Correlation	.723**	.436**	.029
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.719
	N	154	154	154

Table 1:1: Correlations of CT scan Technical Parameters and Dose Descriptors.
**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).
*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Input Variable	Age	N	Mean	Std. Deviation
KV	16-93	132	118.9916	4.39471
mA	16-93	132	214.7311	112.66161
Eff.mAs	16-93	132	231.3966	159.8836
Rotation time	16-93	132	0.8303	0.14875
pitch	16-93	132	0.8662	0.32869
Table feed	16-93	132	30.2874	17.49779

Table 1:2: Adult's CT scan Technical Parameters used and Diagnosis Doses mean Difference.

Adult Examination	This Study	Turkey	Italy	Luxembourg	Ireland
		2014	2014	2014	2012
Chest	11.25958	11.6	15	6.8	9.3
HRCT-chest	12.34703	11.3	-	-	6.6
Abdominal	11.23444	13.3	18	9.6	12.3
Pelvic	13.23	19.4	18	-	12.3

Table 1:3: CTDIvol for adults from the study and other countries [5].

Adult Examination	this study	Turkey	Italy	EC	Ireland
		2014	2014	2011	2012
Chest	454.3588	289	569	394	393
HRCT-chest	598.94	283	-	-	276
Abdominal	575.3489	204	555	464	598
Pelvic	568.05	421	360	434	598

Table 1:4: DLP for adults in this study and other countries [5].

Adult Examination	In this study	In Turkey	In Italy	In Syria	In Ireland
		2014	2014	2009	2012
Chest	6.361052	4.1	8	5.4	6.2
HRCT-chest	8.382407	4	-	-	-
Abdominal	8.628667	3.1	7.8	7.7	8.3
Pelvic	8.5208	6.3	8.9	6.8	8.2

Table 1:5: ED of adults from this study and in other countries [5].

Value	Adult Doses and Acquisition parameters									
	CTDIvol		DLP		ED		Rotation time		Table feed	
	In Khartoum	this study	In Khartoum	this study	In Khartoum	this study	In Khartoum	this study	In Khartoum	this study
Ave.	67.43	46.204	1000.25	997.98	0.48	2.099	2.4	0.942	17.84	18.16
Max	69.12	84.25	1419	3134.1	0.49	6.58	2.5	1	19.5	39.4
Min	63	22.75	323	461.82	0.44	0.97	1	0.8	1	10.6

Table 1:6: Brain CT scan acquisition parameters and dose mean values for adult in Khartoum [6] and this study.

Examination	Adult ED	Rank
Abdomen	8.62	medium
PNS	1.05	medium
Abdomen -Pelvic	10.31	High
Brain	2.09	medium
Chest	4.98	medium
Head and Neck	4.31	medium
HRCT- Chest	8.38	medium
Neck	2.08	Medium
Brain and C-spine	2.45	Medium
Pelvic	8.52	Medium
L-sacral	40.17	High

Table 1:7: Average Estimated Effective Dose level.

	Penelitian ini dinilai dengan pemilihan parameter teknis yang digunakan pada CT scan untuk orang dewasa dosis diagnosis di Tikur Anbesa dan Yekatit 12 khusus rumah sakit di Addis Ababa. Variabelnya adalah KV, mA, Eff.mAs, waktu rotasi, Tabel umpan, nada, dan dosis keluaran. Penelitian ini adalah penelitian campuran deskriptif. Ukuran sampel ini penelitian adalah 132 pasien dewasa. Sumber utama data adalah masukan dari mesin CT dan hasil dari masukan tersebut ditampilkan sebagai output dan data yang diperoleh dari DLP dan hasil faktor k. Deskriptor dosis orang dewasa di Dada, HRCT-dada, dan panggul perut, lebih besar dari itu studi negara lain. Pemilihan parameter teknis pada CT scan yang digunakan untuk diagnosis CT scan dewasa dosisnya sesuai dengan fakta teoritis deskriptor dosis tetapi 120 KV digunakan untuk daerah pemindaian berbeda yang melanggar radiasi prinsip keamanan. Dosis yang terpapar tinggi di Limbo sakral, CT scan panggul dan perut-panggul untuk orang dewasa. Perkiraannya tingkat dosis efektif rata-rata juga sedang.
Kesimpulan	Umumnya, nilai CTDIvol, DLP dan ED pada penelitian ini lebih besar dibandingkan nilai serupa di Asia dan Eropa Timur lainnya. Hal ini akan menjadi dasar untuk penelitian di masa depan manajemen dosis pada CT scan. Demikian beberapa rekomendasi diteruskan. Pemantauan jaminan mutu radiasi organisasi harus memeriksa ulang penerapan CT memindai parameter teknis untuk mengatur protokol yang diperlukan parameter; Berbagi pengalaman profesional formal proteksi radiasi harus dijadwalkan dan dijalankan oleh teknolog dengan departemen radiologi.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Evaluating doses of multi-slice CT in brain examinations using various methods**
Penulis	: **Hung-Chih Lina,b, Te-Jen Laia,c, Hsien-Chun Tsengd,e, Cheng-Hsun Linf, Yen-Ling Tsengb and Chien-Yi Chene,g**
Jurnal	: **INNOVATION IN BIOMEDICAL SCIENCE AND ENGINEERING**
Vol (No.) Halaman	: VOL. 22, NO. S1, 54–60
Tahun	2021
Pendahuluan	Algoritma rekonstruksi berulang (IR) adalah yang paling banyak digunakan. Metode pengurangan noise CT untuk meningkatkan kualitas gambar dan mengurangi dosis radiasi dalam radiologi. Berbagai metode IR memiliki kekuatan dan keterbatasan yang berbeda. Karena algoritme IR biasanya nonlinier, algoritme tersebut dapat mengubah resolusi spasial dan tekstur noise gambar di berbagai wilayah dari gambar CT; oleh karena itu, metrik kualitas gambar tradisional tidak demikian tepat untuk menilai kemampuan IR dalam mempertahankan akurasi diagnostik, terutama untuk tugas diagnostik kontras rendah. Dalam ulasan ini, penulis menyoroti munculnya algoritma IR dan pengurangan kebisingan CT teknik dan merangkum bagaimana teknik ini dapat dievaluasi untuk membantu menentukan tingkat dosis radiasi yang sesuai untuk berbeda-beda tugas diagnostik di CT. Selain teknik IR tingkat lanjut, kami menjelaskan metode pengurangan kebisingan CT baru berdasarkan konvolusional jaringan saraf (CNN). Teknik pengurangan kebisingan berbasis CNN mungkin menawarkan kemampuan untuk mengurangi noise gambar namun tetap mempertahankan level tinggi tingkat detail gambar tetapi mungkin memiliki kelemahan unik. Novel lainnya Metode pengurangan kebisingan CT sedang dikembangkan untuk memanfaatkan redundansi spasial dan/atau spektral dalam CT multifase atau multienergi. Ahli radiologi dan fisikawan medis harus memahami hal ini alternatif yang berbeda untuk mengadaptasi teknologi CT yang tersedia untuk hal yang berbeda tugas diagnostik. Ruang lingkup artikel ini adalah (a) untuk meninjau klinis penerapan algoritma IR serta kekuatan, kelemahan, dan metode penilaian dan (b) untuk mengeksplorasi rekonstruksi gambar CT baru dan teknik pengurangan kebisingan yang menjanjikan untuk memfasilitasi pengurangan dosis radiasi.
Metode Penelitian	
Hasil Penelitian dan Diskusi	
Kesimpulan	Pengembangan dan permulaan klinis algoritma IR dan teknik pengurangan kebisingan telah dilakukan sangat memajukan praktik CT tubuh di tingkat dosis radiasi yang lebih rendah. Karena kemampuan mereka untuk mengurangi kebisingan dan memberikan kualitas diagnostik Gambar CT pada dosis rendah, algoritma IR memilikinya menjadi teknik perawatan standar untuk merekonstruksi gambar CT dosis rendah, menggantikan FBP tradisional. Dalam mengejar CT dosis rendah pemeriksaan, ahli radiologi harus menyadari kekuatan dan keterbatasan algoritma IR dan pengurangan kebisingan serta metodenya secara ketat menilai teknik-teknik ini. Munculnya algoritma dan teknik rekonstruksi berbasis CNN memanfaatkan redundansi spasial atau spektral berjanji untuk lebih memperluas kemungkinan mempraktikkan CT tubuh dengan aman pada dosis radiasi yang lebih rendah.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Head computerized tomography in emergency department evaluation of the geriatric patient with generalized weakness**
Penulis	: **Elizabeth A. Calhoun MD1,2 Richard D. Shih MD1,2 Patrick G. Hughes DO, MEHP1,2 Joshua J. Solano MD1,2 Lisa M. Clayton DO, MBS1,2 Scott M. Alter MD, MBA1,2**
Jurnal	: **COMPUTED TOMOGRAPHY**
Vol (No.) Halaman	: *26:3691–3696*
Tahun	2023
Pendahuluan	Kelemahan pada pasien gawat darurat lanjut usia mempunyai dampak yang luas. Evaluasi efikasi pencitraan computerized tomography (CT) pada pasien ini masih belum jelas. Penelitian ini menilai kegunaan CT kepala sebagai studi diagnostik kelemahan umum akut pada pasien UGD yang lebih tua.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan pasien dengan usia tua.

Characteristic	Acute findings on head CT: No N = 239	Yes N = 8	Overall N = 247
Age, years (SD)	82.1 (9.0)	78.4 (10.9)	81.9 (9.1)
English language	230 (96.2%)	7 (87.5%)	237 (96.0%)
Additional triage complaints	84 (35.1%)	2 (25.0%)	86 (34.8%)
Altered mental status	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Headache	6 (2.5%)	0 (0%)	6 (2.4%)
Chest pain	1 (0.4%)	0 (0%)	1 (0.4%)
Abdominal pain	2 (0.8%)	1 (12.5%)	3 (1.2%)
Other pain	3 (1.3%)	0 (0%)	3 (1.2%)
Shortness of breath	10 (4.2%)	0 (0%)	10 (4.0%)
Fever	10 (4.2%)	1 (12.5%)	11 (4.5%)
Nausea/vomiting	15 (6.3%)	0 (0%)	15 (6.1%)
Other	44 (18.4%)	1 (12.5%)	45 (18.2%)
Living arrangements			
Home	165 (69.0%)	8 (100%)	173 (70.0%)
Skilled nursing facility	18 (7.5%)	0 (0%)	18 (7.3%)
Unknown	56 (23.4%)	0 (0%)	56 (22.7%)
Dementia diagnosis	82 (39.2%)	3 (37.5%)	85 (39.2%)
Focal examination findings	22 (9.2%)	2 (25.0%)	24 (9.7%)
Unilateral extremity weakness	12 (5.0%)	2 (25.0%)	14 (5.7%)
Slurred speech	6 (2.5%)	0 (0%)	6 (2.4%)
Facial droop	2 (0.8%)	0 (0%)	2 (0.8%)
Other	4 (1.7%)	0 (0%)	4 (1.6%)
Objective weakness	31 (13.0%)	2 (25%)	33 (13.4%)
Objective or focal weakness	43 (18.0%)	4 (50.0%)	47 (19.0%)
Emergency department disposition			
Admit	195 (81.6%)	8 (100%)	203 (82.2%)
Discharge	44 (18.4%)	0 (0%)	44 (17.8%)

Abbreviations: CT, computerized tomography; SD, standard deviation.

Hasil Penelitian dan Diskusi

Berikut hasilnya :

TABLE 2 Description of patients presenting with generalized weakness found to have acute findings on head computed tomography imaging.

#	Age	Dementia	Additional triage complaints	Focal deficit	Objective weakness	Acute CT findings	Neurologist consulted	Neurosurgeon consulted	Neurosurgical intervention	Disposition
1	79	No	None	None	No	Ischemic stroke	Yes	No	No	Admit
2	69	No	None	None	No	Hemorrhage without mass effect	Yes[a]	Yes[a]	No	Admit
3	97	No	None	Unilateral extremity weakness	No	Mass with mass effect	Yes	No	No	Admit
4	82	No	None	None	No	Normal pressure hydrocephalus	No	No	No	Admit
5	65	Yes	Abdominal pain, fever	None	No	Mass without mass effect	No	No	No	Admit
6	73	Yes	COVID-19	Unilateral extremity weakness	No	Hemorrhage with mass effect	No	Yes	No	Admit
7	90	Yes	None	None	Yes	Hemorrhage with mass effect	No	Yes[a]	No	Admit
8	72	Yes	None	None	Yes	Mass without mass effect	No	Yes[a]	No	Admit

Abbreviation: CT, computerized tomography.
[a]consultation placed emergently.

TABLE 3 Rate of acute findings and interventions of patients presenting with complaint of generalized weakness.

Outcome	N	%
Acute intracranial abnormality on head CT	8	3.2%
Emergent neurology consultation	4	1.6%
Emergent neurosurgery consultation	6	2.4%
Neurointervention	0	0%

Abbreviation: CT, computerized tomography.

Studi ini menunjukkan insiden kelainan intrakranial akut yang relatif rendah pasien populasi geriatri yang datang ke UGD karena kelemahan umum yang menjalani

	pemeriksaan CT scan kepala untuk keluhan ini. Namun,studi CT kepala negatif mungkin masih memberikan nilai. Selain itu, jika pasien memerlukan rawat inap karena alasan lain yang teridentifikasi, layanan rawat inap masih dapat meminta atau memerlukan CT kepala populasi ini. Dengan mesin CT yang mudah diakses, melakukan head pencitraan pada pasien dengan kelemahan umum mungkin memiliki potensi untuk meningkatkan pemanfaatan rumah sakit secara keseluruhan .
Kesimpulan	Singkatnya, meskipun CT kepala non-kontras sering digunakan dalam evaluasi kelemahan pada pasien IGD geriatri, nilai pencitraan ini tampaknya rendah, terutama untuk pasien dengan kondisi neurologis normal. Pemeriksaan dan tidak ada kelemahan obyektif.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The Actual Role of Iterative Reconstruction Algorithm Methods in Several Saudi Hospitals As A Tool For Radiation Dose Minimization of Ct Scan Examinations**
Penulis	**: Haney Alsleem 1, Abdulrahman Tajaldeen 1, Abdulrahman Almutairi2, Hussain Almohiy3, Ebtisam Aldaais1, Rayan Albattat2, Mousa Alsleem4, Elfatih Abuelhia 1, Osama Abdalla Mabrouk Kheiralla 1, Ahmed Alqahtani5, Salem Alghamdi6, Rowa Aljondi6, Renad Alharbi7**
Jurnal	: **Journal of Multidisciplinary Healthcare**
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2022
Pendahuluan	Computed tomographic (CT) adalah teknik pencitraan penting di mana sinar-x dikombinasikan dengan komputer digunakan untuk mendiagnosis penyakit pada berbagai bagian tubuh manusia. Hal ini membuat kemajuan luar biasa selama beberapa dekade terakhir dalam diagnosis cacat pada organ, jaringan, dan tulang tubuh manusia. Keuntungan diagnostik yang ditawarkan oleh CT scan telah meningkat secara signifikan jumlah studi CT scan dan memperluas aplikasinya. Berbagai metode dan strategi berdasarkan atribut masing-masing pasien dan teknologi CT telah dieksplorasi untuk optimalisasi dosis. Satu strategi adalah dengan pengenalan dan implementasi teknik algoritma rekonstruksi berulang (IR). Proyeksi balik terfilter (FBP) adalah teknik algoritmik yang banyak digunakan untuk rekonstruksi gambar CT. Kelemahannya adalah kualitas gambar yang buruk pada dosis radiasi rendah. IR memberikan hasil yang lebih baik, bahkan pada dosis radiasi rendah. Jika dosis radiasi ditingkatkan untuk mendapatkan gambar berkualitas tinggi organ dalam atau bagian tubuh lainnya, hal ini secara dramatis mempengaruhi bagian tubuh tersebut dan menyebabkan penyakit parah. Penelitian ini bertujuan untuk menilai persepsi radiografer dan ahli radiologi mengenai nilai teknik IR dan mengukur penggunaannya tingkat kekuatan teknik ini dalam ujian CT di rumah sakit Arab Saudi. Penelitian ini juga bertujuan untuk menentukan protokol/penelitian yang menggunakan teknik IR berdasarkan data yang dikumpulkan.
Metode Penelitian	Metode penelitian ini menggunakan kuisioner yang disebarkan kepada pengguna CT Scan. Isi kuisioner terkiat dengan : informasi partsiipan, modekl dan tipe mesin, strategi optimisasi kualitas citra dan reduksi dosis, oengetahuan tentang iterative rejkonstruksi, aplikasi IR terhadap kondisi pasien. Statistika menggunakan SPSS dengan uji perbandingan.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasilnya :

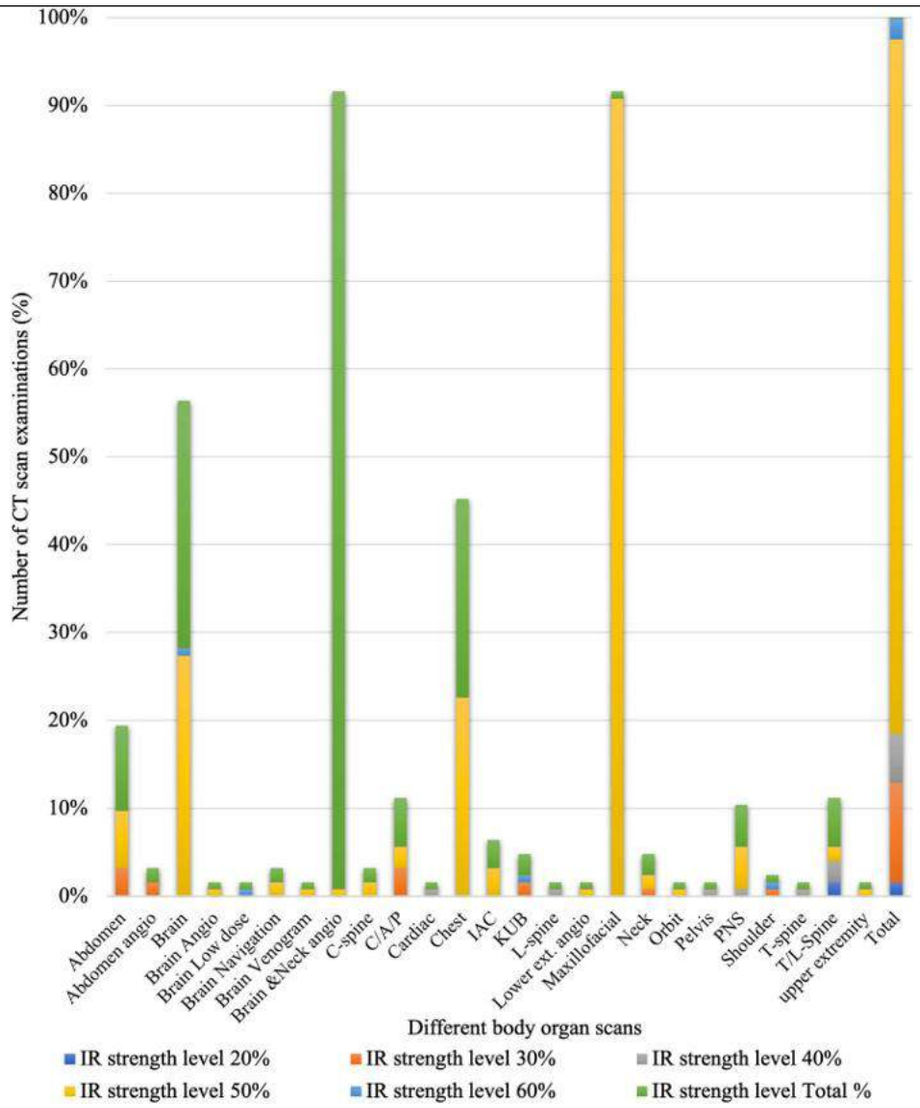


Table 5 The Frequency Levels of IR Applications in Different CT Exams According to the Participants' Responses

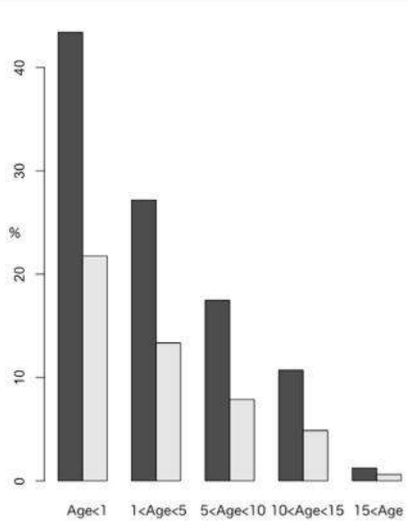
	Frequency (Percent)/n (%)				
CT Scan Cases	**Never**	**Rarely**	**Sometimes**	**Most of the Time**	**Always**
Emergency and trauma patients scans:	4 (9.8%)	7 (17.1%)	11 (26.8%)	6 (14.6%)	13 (31.7%)
CT studies for pediatric patients	3 (7.3%)	6 (14.6%)	8 (19.5%)	5 (12.2%)	18 (43.9%)
CT scans of neurologic patients	2 (4.9%)	7 (17.1%)	10 (24.4%)	8 (19.5%)	13 (31.7%)
Follow up CT scan protocols	1 (2.4%)	4 (9.8%)	11 (26.8%)	11 (26.8%)	13 (31.7%)
Orthopedic examinations CT scan protocols	3 (7.3%)	5 (12.2%)	13 (31.7%)	5 (12.2%)	14 (34.1%)
CT scan protocols of angiography examinations CT scan	3 (7.3%)	3 (7.3%)	13 (31.7%)	9 (22%)	12 (29.3%)
CT scan studies of female patients particularly the expected pregnant	6 (14.6%)	6 (14.6%)	7 (17.1%)	9 (22%)	12 (29.3%)

Sebagian besar peserta setuju bahwa waktu rotasi, nilai mAs, dan kVp akan disesuaikan dengan ukuran pasien untuk tujuan diagnostik. Yang mengejutkan, lebih dari separuh responden (53,5%) setuju untuk menurunkan kVp menurut ukuran pasien untuk tujuan diagnostik. Meskipun sebagian besar responden (58%) setuju untuk menggunakan irisan yang lebih tebal untuk diagnostik karena irisan yang lebih tipis menyebabkan radiasi yang lebih tinggi, kurang dari separuh peserta setuju dengan hasil sebaliknya.

Secara umum, ahli radiologi dan radiografer memiliki tingkat kesepakatan yang sama dengan setiap pernyataan mengenai strategi optimasi kualitas gambar, dan terdapat perbedaan yang tidak signifikan di antara keduanya (p >0,05). Satu pengecualian untuk hal ini adalah perbedaan yang signifikan (p <0,009) di antara keduanya, karena radiografer sangat tidak setuju dengan penggunaan AEC selama CT kepala scan, tapi ahli radiologi kemungkinan besar setuju dengan pernyataan ini (rata-rata 3,61, n=23).

Kesimpulan	Hasilnya menunjukkan bahwa sebagian besar radiografer dan ahli radiologi tidak memiliki pengetahuan eksplisit atau otentik tentang pemilihan tingkat kekuatan IR untuk proses Sca. Tanpa pelatihan yang tepat dan keterlibatan radiografer dan ahli radiologi dalam protokol CT, mereka tidak dapat menerapkan teknik yang berbeda dan memodulasi berbeda parameter sesuai dengan situasi. Ada kebutuhan untuk melakukan sesi pelatihan untuk meningkatkan kinerja dan pemahaman mereka tentang kualitas gambar

	optimasi dan pengurangan dosis radiasi. Jika peserta (ahli radiograf dan ahli radiologi) mempunyai keahlian dalam hal ini, teknik ini akan bermanfaat bagi kesehatan pasien, dan diagnosis penyakit akan dibuat secara efektif dan akurat. Lebih jauh penelitian diperlukan untuk menyesuaikan protokol CT agar dapat memanfaatkan teknik IR secara efektif dan tingkat kekuatannya untuk mengoptimalkannya kualitas gambar pemeriksaan CT.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Quantitative Analysis of the Clinical Reasons Influencing the Frequency of Pediatric Head CT Examinations: A Single-Center Observation Study**
Penulis	: **Takayasu Yoshitake 1 , Osamu Miyazaki 2 , Masayuki Kitamura 2, Koji Ono 3 and Michiaki Kai 4,***
Jurnal	: ***Tomography***
Vol (No.) Halaman	: ***9*, 829–839.**
Tahun	2023
Pendahuluan	Radiologi Diagnostik adalah hal penting dalam kedokteran. Karena besarnya efek kesehatan bagi pasien maka perlu dilakukan justifikasi untuk memastikan manfaat dna risiko penggunaan radiasi pengion pada pasien. Risiko radiasi CT Scan adalah kanker, terutama jika dosis radiasi diterima dalam jumlah besar dan dilakukan dalam jumlah yang berkali-kali (Number CT) Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menyelidiki alasan klinis mengapa tingginya NCT sering dilakukan dan melakukan analisis statistik untuk menentukan faktor-faktornya mengatur NCT. Lebih lanjut, tujuan penelitian ini adalah untuk membahas kemungkinan tersebut penyebab terbalik dengan menentukan alasan klinis di balik seringnya penggunaan CT. Kami akan mengidentifikasi faktor-faktor yang mengatur NCT pada anak-anak dengan frekuensi CT yang tinggi ujian. Berdasarkan hasil ini, kami membahas hipotesis yang mungkin ada perancu faktor risiko di balik peningkatan pemeriksaan CT.
Metode Penelitian	Penelitian ini dilakukan dengan koleksi data dari 2002 – 2017 mengenai informasi pasien, data pemeriksaan dan alasan pemeriksaan. dari data tersebut kemudian dianalisa dengan regresi Poisson : $$\log(y) = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \beta_3 x_3$$ Y adalah NCT, xi adalah i-kovariat untuk setiap faktor—usia saat memulai CT, durasi pemeriksaan, dan ada/tidaknya operasi (prosedur bedah).
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : Split PDFs **Total** No. of scans 30,490 No. of patients 4514 Head CT No. of scans 19,498 63.9% No. of patients 3456 76.6% Age when CT started — No. of patients Age < 1 — 1500 — 43.4% 1 ≤ Age < 5 — 939 — 27.2% 5 ≤ Age < 10 — 604 — 17.5% 10 ≤ Age < 15 — 370 — 10.7% 15 ≤ Age < 20 — 43 — 1.2% Diseases — No. of patients — ICD-10 Hydrocephalus — 421 — 12.2% — G910-G919, Q039, Q043, Q054 Trauma — 331 — 9.6% — S00-T90, T8X not included Brain tumors — 216 — 6.3% — C700-C793, D320-D432 Other tumors — 574 — 16.6% — C000-C169 Congenital anomalies — 677 — 19.6% — Q00-Q99 Others — 939 — 27.2% Unknown — 298 — 8.6% 

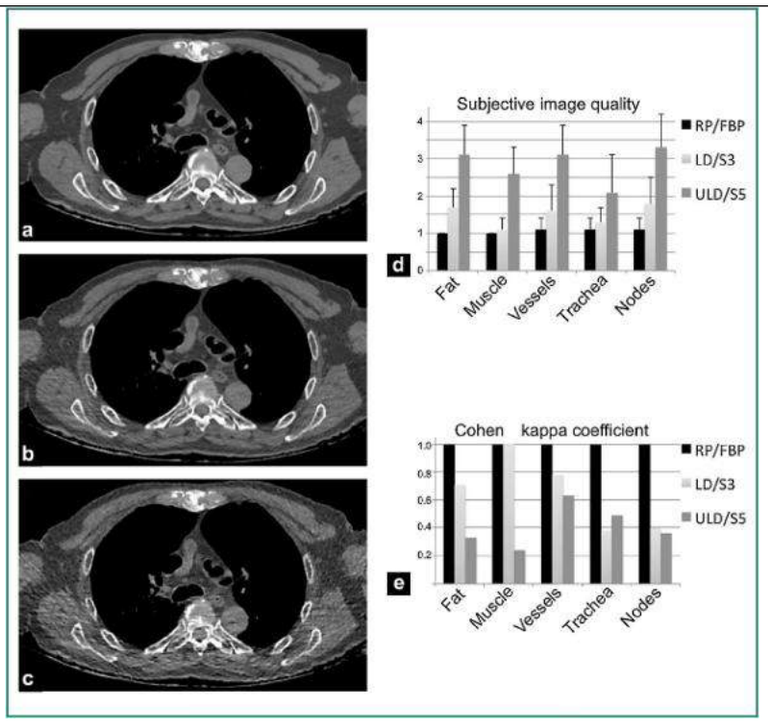
	Pemeriksaan CT terbanyak pada anak-anaka adalah kepala, dengan 43% usia dibawah 1 Tahun. Separuh data anak-anak yang menjalani prosedur CT Scan, juga menjalani operasi bedah. Sehingga ada korelasi peningkatan pemeriksaan CT Kepala. Hal ini mengakibatkan semakin besar pasien anakpanak yang menerima dosis radiasi. Terdapat studi yang menunjukkan hubungan respons linier antara dosis kepala dan frekuensi tumor otak meskipun analisis statistik tidak memperhitungkan mempertimbangkan alasan dilakukannya pemeriksaan. Penelitian kami menunjukkan bahwa pasien dengan operasi mengalami peningkatan NHCT, yang menunjukkan pasien yang menjalani operasi memiliki penyakit yang lebih parah.
Kesimpulan	Peneltitian ini menemukan bahwa NHCT secara signifikan lebih tinggi pada anak-anak yang pernah menjalani operasi dibandingkan mereka yang tidak pernah dirawat di rumah sakit anak pusat. anak-anak itu dengan hidrosefalus dan kelainan kongenital lebih sering terjadi pada anak di bawah 1 tahun umur pada saat pemeriksaan awal; dan jumlah CT mereka sangat banyak tinggi pada anak di bawah 5 hari.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality**
Penulis	: **F. Macri a,b,c,∗, J. Greffier a,b, F.R. Pereira a,b, C. Mandoul a,b, E. Khasanova a,b, G. Gualdi c, J.P. Beregi a,b**
Jurnal	: **Diagnostic and Interventional Imaging**
Vol (No.) Halaman	: **97**, 1131—1140
Tahun	2016
Pendahuluan	Computed tomography (CT) dada memegang peranan penting peran dalam keputusan diagnostik dan pengobatan dalam praktik medis. Peningkatan besar dosis radiasi diberikan kepada pasien terkait dengan bahaya biologis yang menyertai. Metode yang dapat dilakukan untuk mengurangi dosis radiasi adalah reduksi tegangan tabung, arus tabung dan penggunaan iterative rekonstruksi. Tujuan dari penelitian kami adalah untuk mengevaluasi kualitas gambar struktur anatomi menggunakan LD-CT dan ULD-CT dengan Safire® dibandingkan dengan protokol CT dada referensi pada kadaver manusia yang sama.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan cadaver manusia dan CT Scan Somatom Definition AS. Akuisisi pertama adalah referensi CT dengan dosis radiasi penuh 200 mAs, diikuti oleh dua dosis radiasi lainnya dosis dikurangi sebesar 80% (40 mAs; LD-CT) dan 95% (10 mAs; ULD-CT), masing-masing. Dosis radiasi diperoleh dengan DLP, CTDI dan dosis efektif. Dosis efektf adalah : DLP x faktor konversi (0.00018 mSv × mGy-1 × cm-2). Kualitas citra objektif dinilai dengan SNR dan CNR. $$SNR = \left\lvert \frac{HU_{ROI}}{\sigma_{ROI}} \right\rvert$$ and $$CNR = \frac{\left\lvert HU_{ROI} - HU_{Axillary-fat} \right\rvert}{\sqrt{\frac{\sigma^2_{ROI} + \sigma^2_{Axillary-fat}}{2}}}$$
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut adalah hasilnya :

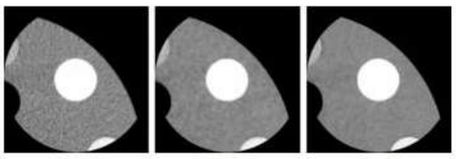
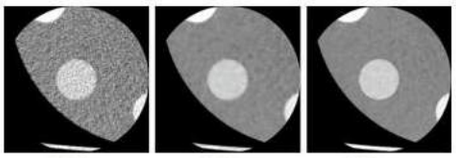
Table 2 Quantitative parameters of anatomical structures of 18 human cadavers for the three different chest CT protocols.

	RP-CT/FBP[a]	LD-CT/S3[a]	ULD-CT/S5[a]
CTI	0.53	0.54	0.54
Upper pulmonary artery (mm)	15.26	15.14	15.98
Trachea (mm)	20.73	20.66	20.93
Thoracic descending aorta (mm)	27.25	26.88	26.14
Spinal canal (mm)	15.90	15.49	15.94
Pectoralis major (mm)	11.04	10.78	10.79

CTI indicates cardiothoracic index (i.e., the ratio between the largest horizontal diameter of the heart and the greatest transverse thoracic diameter). Other values are expressed in mm. FBP indicates filtered back projection; S3 and S5 indicate strengths of Safire®; RP-CT/FBP indicates reference CT protocol (120 kVp/200 mAs) reconstructed with filtered back projection; LD-CT/S3 indicates low dose protocol (120 kVp/40 mAs) reconstructed with Safire® strength 3; ULD-CT/S5 indicates ultra-low dose protocol (120 kVp/10 mAs) reconstructed with Safire® strength 5.
No significant differences were found between the three groups.
[a] Data are expressed as medians.

	 Dosis radiasi CT dada lebih rendah dari dosis radiasi di perancis karena parameter kuantitatif yang memadai serta kualitas gambar subjektif yang baik. Safire® dapat mengurangi peningkatan noise gambar karena penurunan mA pada LD-CT dan Protokol ULD-CT, khususnya untuk parenkim paru.
Kesimpulan	Penelitian kami menegaskan hal yang sudah diketahui efektivitas protokol LD-CT dan menyarankan yang baik trade-off protokol ULD-CT dada dengan S tinggi Safire® untuk kualitas gambar anatomi dan pengurangan dosis. Protokol ULD-CT dada ini, memberikan dosis yang mendekati tingkat referensi diagnostik nasional Perancis.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Development and validation of the effective CNR analysis method for evaluating the contrast resolution of CT image**
Penulis	**: Kengo Igarashi1 · Kuniharu Imai1 · Shigeru Matsushima1 · Chiyo Yamauchi-Kawaura1 · Keisuke Fujii1**
Jurnal	: **Journal NeuroIntervent Surg**
Vol (No.) Halaman	: 47:717–727
Tahun	2024
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas diagnostic yang penting karena menghasilkan akuisisi data yang cepat. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi yang tinggi kepada pasien. Secara umum, ada tiga faktor utama yang memainkan peranan penting deteksi sinyal gambar CT: noise gambar, kontras, dan ketajaman. Khususnya, deteksi lesi kontras rendah, seperti plak koroner dan hepatoseluler karsinoma, secara signifikan dipengaruhi oleh noise gambar. Dengan demikian, perkembangan teknik pengurangan noise sangat berguna secara klinis. Penelitian ini bertujuan mengusulkan metode untuk mengevaluasi resolusi kontras gambar CT, disebut sebagai "metode analisis CNR yang efektif," dan memverifikasi validitasnya menggunakan gambar CT yang direkonstruksi menggunakan teknik reduksi tiga noise.
Metode Penelitian	Metode penelitian ini menggunakan fantom Sun Nuclear. **Table 1** CT scan and image reconstruction parameters Scan parameter — Conditions Tube Voltage (kVp) — 80 Tube Current (mA) — 100 Exposure time (sec / rotation) — 0.5 Beam collimation (mm) — 40 Scan mode — Non-Helical Reconstruction algorithm (Kernel, Strength) — FBP (FC13, None) FIRST (Cardiac, Standard) PIQE (Cardiac, Standard) Slice thickness (mm) — 5 Display field-of-view (mm) — 320 (Original field-of-view) 100 (Extended field-of-view) Evaluasi noise Noise pada Citra CT dapat dikategorikan berdasarkan magnitude dan tekstur. Noise magnitude adalah fluktuasi angka CT dalam ROI yang homogen dan dinyatakan sebagai SD angka CT dalam ROI (noise SD). Sedangkan tekstur noise mengacu pada korelasi antar nomor CT yang berdekatan yang dimanifestasikan oleh butiran penampilan gambar CT. Gambar CT dengan besaran noise yang sama tetapi tekstur noise yang berbeda ungkin tidak memiliki hasil kualitas gambar yang sama. Khususnya munculnya noise tekstur, seperti noise kotak-kotak, dikenali pada gambar CT dipindai pada dosis radiasi rendah dan direkonstruksi menggunakan IR algoritma; karenanya, tekstur noise mempengaruhi pendeteksian lesi dengan kontras rendah. Evaluasi noise menggunakan rumus : $\sigma_{SD} = \frac{\sigma_{Apparent}}{r},$ Dimana σSD, σ *Apparent*, dan r mewakili SD dari mean CT angka di setiap filter rata-rata bergerak, indeks kebisingan yang tampak, dan panjang salah satu sisi filter.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasilnya :

	Fig. 10 CT images of iodine-equivalent module reconstructed using three noise reduction algorithms (Window level: 40 HU, Window width: 400 HU)  (a) FBP image (b) IR image (c) DLR image Fig. 11 CT images of blood-equivalent module reconstructed using three noise reduction algorithms (Window level: 40 HU, Window width: 400 HU)  (a) FBP image (b) IR image (c) DLR image CNR pada citra DRL lebih tinggi dari citra IR. Sedang CNR IR lebih tinggi dari analisa CNR konvensional.
Kesimpulan	Menggunakan indeks noise, dapat dievaluasi berdasarkan intensitas dan tekstur. Terrgantung pada jenis metode rekonstruksi gambar, meskipun area sinyal yang akan dianalisis sama, tetap saja tepinya kabur, dan nilai kontras saat mempertimbangkan ketajaman berkurang. Metode analisis CNR yang efektif dapat diterapkan terhadap gambar CT yang berpotensi lebih unggul daripada gambar tradisional teknik kuantitatif.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Proposal of a low-dose, long-pitch, dual-source chest CT protocol on third-generation dual-source CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp for CoronaVirus Disease 2019 (COVID-19) patients: a feasibility study**
Penulis	: **Andrea Agostini1,2 · Chiara Floridi1,2 · Alessandra Borgheresi2 · Myriam Badaloni2 · Paolo Esposto Pirani2 · Filippo Terilli2 · Letizia Ottaviani2 · Andrea Giovagnon**
Jurnal	: ***Tomography***
Vol (No.) Halaman	: ***125:365–373***
Tahun	2020
Pendahuluan	Merebaknya Covid-19 mengakibatkan peningkatan diagnosa radiografi untuk mengetahui kondisi paru-paru pasien. Tujuan dari pekerjaan ini adalah untuk menguji kelayakan, dengan analisis subyektif dan obyektif, dari akuisisi sumber ganda dengan dosis sangat rendah, cepat, jarak jauh, pada DSCT generasi ketiga (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen) untuk evaluasi paru-paru pada pasien yang terkena dampak COVID-19 radang paru-paru.
Metode Penelitian	Penelitian ini dilakukan dengan koleksi data dari 2002 – 2017 mengenai informasi pasien, data pemeriksaan dan alasan pemeriksaan. dari data tersebut kemudian dianalisa dengan regresi Poisson : $$\log(y) = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \beta_3 x_3$$ Y adalah NCT, xi adalah i-kovariat untuk setiap faktor—usia saat memulai CT, durasi pemeriksaan, dan ada/tidaknya operasi (prosedur bedah).
Hasil Penelitian dan Diskusi	

Table 3 Objective image analysis: signal-to-noise (SNR) and contrast-to-noise (CNR) ratios

	$HD\text{-}DECT_{LUNG}$ Median (25–75 p)	$LDCT_{LUNG}$ Median (25–75 p)	P^*	$HD\text{-}DECT_{MED}$ Median (25–75 p)	$LDCT_{MED}$ Median (25–75 p)	P^*
SNR						
Descending aorta	//	//	–	4.06 (3.44–5.51)	1.84 (1.72–2.22)	0.016
Lung parenchyma	13.49 (12.76–17.48)	12.2 (9.83–14.21)	0.578	//	//	–
Trachea	24.52 (16.67–40.29)	19.9 (14.33–20.84)	0.219	29.38 (12.64–94.91)	41.93 (19.34–56.52)	0.038
Subcutaneous fat	2.37 (1.34–2.67)	0.98 (0.93–1.22)	0.016	10.53 (9.85–12.15)	4.82 (4.43–6.03)	0.016
Muscle	0.65 (0.46–0.77)	0.44 (0.25–0.52)	0.016	3.83 (1.13–4.14)	1.7 (0.82–2.25)	0.047
CNR						
Descending aorta	//	//	–	14.35 (12.93–16.29)	6.66 (6.11–8.61)	0.016
Lung parenchyma	15.63 (8.48–18.89)	7.54 (76.82–9.68)	0.057	//	//	–
Trachea	17.4 (9.35–20.21)	8.21 (7.56–10.29)	0.047	78.68 (73.25–93.24)	40.70 (35.17–53.28)	0.016
Muscle	3.00 (1.72–3.87)	1.48 (1.33–1.74)	0.016	15.21 (11.81–15.42)	7.18 (6.56–7.26)	0.016

	HD-DECT Median (25–75 p)	LDCT Median (25–75 p)	P^*
General evaluation			
Image sharpness	4 (4–4)	4 (4–4)	–
Additional image noise	4 (4–5)	4 (3–4)	0.063
The presence of motion artifacts	4 (2–4)	5 (5–5)	0.031
Subjective diagnostic reliability	5 (4–5)	5 (4–5)	–
Overall diagnostic image quality	4 (4–5)	4 (4–5)	–
Anatomy			
normal lung structures (major fissures and small vessels)	5 (5–5)	5 (4–5)	–
bronchi (< 2 mm diameter)	5 (4–5)	5 (4–5)	–
Parenchymal findings			
GGO < 2 cm	Reference standard	5 (4–5)	//
COVID signs (Crazy paving—reverse Halo sign)	Reference standard	5 (4–5)	//
Centrolobular nodules	Reference standard	3 (3–4)	//
lobar/subsegmental consolidations	Reference standard	5 (4–5)	//
Lymphadenopathy	Reference standard	4 (4 –5)	//

Median values on the Likert scale (from 1 unacceptable to 5 excellent) for the two readers

* Wilcoxon test for paired samples

Seperti yang diharapkan dari akuisisi dosis rendah, gambar LDCT memiliki tren, meskipun kurang signifikan, untuk dievaluasi sebagai lebih berisik dibandingkan gambar HD-DECT. Namun, hal tersebut tidak berpengaruh signifikan terhadap deteksi dan karakterisasi anatomi dan patologi utama temuan paru pada subkelompok pasien ini, seperti yang ditunjukkan oleh peringkat tinggi (Likert≥3 untuk temuan patologis.

Analisis kuantitatif menemukan perbedaan yang signifikan SNR dan CNR untuk beberapa struktur anatomi, seperti yang diharapkan ketika membandingkan perolehan dosis standar dan dosis ultra-rendah dengan nada ultra-panjang. Namun, ada perbedaan-perbedaan ini signifikansi yang buruk dalam evaluasi SNR dan CNR paru, setuju dengan analisis subjektif.

Kesimpulan	Studi ini menunjukkan kelayakan akuisisi CT dada ultra-dosis rendah dan cepat dengan pembentukan spektral pada 100 kVp (100Sn kV) dan akuisisi sumber ganda dengan

	nada ultra-panjang (Turbo Flash, Siemens Healthineers) pada pasien yang terkena dampak COVID-19 dengan keandalan diagnostik yang baik dan potensi pengurangan dosis radiasi dan artefak gerak.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation dose reduction based on CNR index with low-tube voltage scan for pediatric CT scan: experimental study using anthropomorphic phantoms**
Penulis	: **Takanori Masuda1,4*, Yoshinori Funama3, Masao Kiguchi4, Naoyuki Imada1, Takayuki Oku1, Tomoyasu Sato2 and Kazuo Awai**
Jurnal	: **Diagnostic and Interventional Imaging**
Vol (No.) Halaman	: ***5:2064***
Tahun	2016
Pendahuluan	Pemeriksaan CT pada anak memegang peranan penting menegakkan diagnosis, manajemen intervensi untuk pasien anak. Namun, kelemahan paling serius dari CT adalah paparan radiasi yang terkait terhadap peningkatan risiko kanker yang sama. Untuk mengurangi dosis radiasi pada pasien anak, digunakan modulasi arus tabung otomatis (ATCM) atau kombinasi ATCM dan pemilihan tegangan tabung otomatis (ATVS) adalah pilihan yang tersedia untuk CT scan modern. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui hubungan antara noise gambar dan CNR pada tingkat yang berbeda tegangan tabung menggunakan antropomorfik bayi dan fantom berusia 1 tahun pada pemeriksaan CT pediatrik dan kemudian membahas kelayakan pengurangan radiasi berdasarkan indeks CNR dan tegangan tabung rendah.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan fantom bayi dan anak usia 1 Tahun. Pemeriksaan menggunakan 64-detector row CT scanner (Lightspeed VCT; GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin). Pengukuran kualitas citra menaggunakan CNR, dosis radiasi dengan radio-photoluminescence glass dosimeters (RPLGD) GD-352M with a tin filter (Dose Ace, glass dosimeter; Asahi Techno Glass, Shizuoka, Japan) yang dimasukkan pada fantom.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilanya : **Table 1 Aortic CT numbers for anthropomorphic pediatric phantoms acquired at 80, 100, and 120 kVp** Tube voltage (kVp) | CT number of aorta (HU) | CT number of mediastinum (HU) New born | 1 year old | New born | 1 year old FBP 80 | 535 (519–541) | 531 (525–535) | 13 (11–14) | 22 (20–25) 100 | 443 (435–451) | 438 (425–440) | 14 (11–15) | 27 (24–31) 120 | 363 (358–367) | 358 (357–360) | 16 (12–17) | 30 (28–33) IR 80 | 533 (522–543) | 532 (528–539) | 12 (10–13) | 21 (19–23) 100 | 433 (428–438) | 430 (423–436) | 13 (11–14) | 26 (24–30) 120 | 362 (359–365) | 362 (359–363) | 15 (13–16) | 29 (27–32)

Table 2 The image noise with low tube voltage for CNR at 13, 14, and 15

Tube voltage (kVp)	CNR		
	13	14	15
New born			
FBP			
80	39	37	33
100	32	30	26
IR			
80	39	37	34
100	31	30	27
1 year old			
FBP			
80	37	35	31
100	30	29	26
IR			
80	39	37	33
100	32	30	28

Table 3 Image noise and radiation dose at different tube voltages in the case of CNR at 14

Tube voltage (kVp)	Tube current (mA)	Surface dose (mGy)	Center dose (mGy)	Measurd image noise (HU)
New born				
FBP				
80	20	0.6	0.4	37
100	15	0.6	0.6	30
120	15	0.9	0.9	25
IR				
80	20	0.6	0.5	37
100	15	0.7	0.6	30
120	15	0.9	0.9	25
1 year old				
FBP				
80	45	1.1	0.9	35
100	30	1.3	1.1	29
120	25	1.5	1.5	25
IR				
80	40	0.9	0.7	37
100	25	1.1	1.0	30
120	20	1.4	1.2	25

Diperoleh hubungan antara noise gambar dan CNR dan mengevaluasi dosis radiasi menggunakan indeks CNR pada tegangan tabung berbeda pada fantom antropomorfik bayi baru lahir dan anak berumur 1 tahun. Pada tegangan tabung rendah, dosis pusat berdasarkan indeks CNR lebih rendah dari indeks noise gambar pada bayi baru lahir.

Kesimpulan	Diperoleh hubungan antara noise gambar dan CNR dan mengevaluasi dosis radiasi menggunakan indeks CNR pada tegangan tabung berbeda pada antropomorfik fantom bayi baru lahir dan berumur 1 tahun. Pada tegangan tabung rendah, dosis pusat berdasarkan indeks CNR lebih rendah dari indeks noise gambar pada bayi baru lahir.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Physical evaluation of an ultra-high-resolution CT scanner**
Penulis	**: Luuk J. Oostveen1 & Kirsten L. Boedeker2 & Monique Brink1 & Mathias Prokop1 & Frank de Lange1 & Ioannis Sechopoulos1**
Jurnal	: European Radiology
Vol (No.) Halaman	: 30:2552–2560
Tahun	2020
Pendahuluan	Kemampuan untuk memvisualisasikan anatomi dan patologi secara lebih rinci mempunyai potensi yang bermanfaat bagi pencitraan paru-paru, tulang temporal, pembuluh darah dan struktur stent, serta visualisasi tumor kecil dan struktur. Kemampuan resolusi spasial sangat tinggi juga dapat menyebabkan pengurangan artefak serta peningkatan kemampuan untuk mengukur fitur anatomi dan struktur patologis. Saat ini ada Ultra High Resolution CT (UHRCT) pada CT Scan Canon. Tujuan dari pekerjaan ini adalah untuk melakukan penilaian fisika mendasar dari sistem UHRCT ini, dan bandingkan dengan sistem CT konvensional.
Metode Penelitian	Metode penelitian ini membandingkan karakteristiknya Sistem UHRCT dengan sistem MDCT saat ini, dengan perbandingan mode perangkat keras, geometri dan rekonstruksi, tetapi tanpa kemampuan resolusi spasial yang tinggi. Karakteristik berikut diukur: resolusi spasial, akurasi nomor CT, keseragaman, deteksi kontras rendah, dan kebisingan. Semua pengukuran dilakukan menggunakan protokol pencitraan perut. CT Scan yang digunakan adalah sistem MDCT (Aquilion One Genesis, Canon Medical Systems Corporation).

Parameter	UHRCT	MDCT
Tube voltage (kVp)	120	120
Tube current (mA)	260	270
Effective tube current time product (mAs)	160	166
Computed tomography dose index volume (mGy)	NR 9.1 HR 11.2 SHR 11.3	9.2
Rotation time (s)	0.5	0.5
Focal spot size (mm^2)	0.4 × 0.5	0.9 × 0.8
Scan mode, collimation (mm)	Helical, NR/HR 80 × 0.50 SHR 160 × 0.25	Helical, 80 × 0.50
Pitch	0.813	0.813
Field of view (mm)	500	500
Reconstruction method	AIDR 3D enhanced	AIDR 3D enhanced
Reconstruction kernel	FC08	FC08
Reconstruction matrix	NR 512 × 512 HR/SHR 1024 × 1024	512 × 512
Slice thickness, increment (mm)	SHR 0.25, 0.25 HR/NR 0.50, 0.50	0.5, 0.5

Kualitas citra yang dinilai adalah CT Number Uniformity, Noise, CT Number Accuracy, Low Contras Visibility.

Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasilnya :

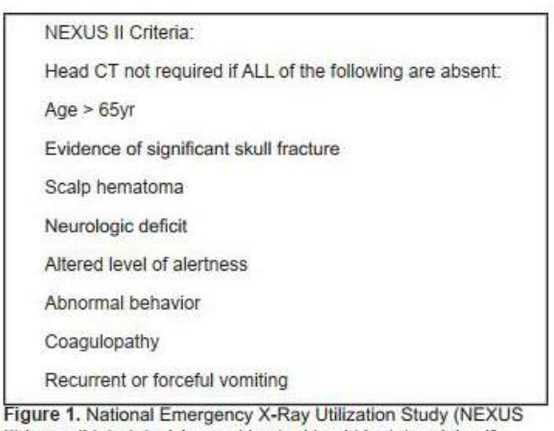
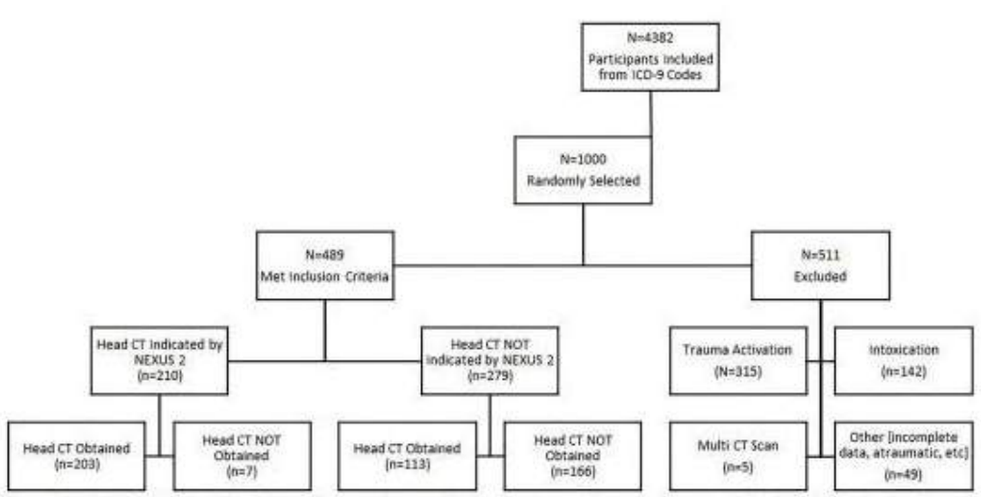
Table 3 The CT numbers resulted from different materials and scan modes. Used phantoms and expected range by the ACR [17] is given in the last column

CT number					
Material	Phantom	SHR (HU)	HR (HU)	NR (HU)	Exp. range (HU)
Air	Catphan 500	−981	−982	−976	−1005 to −970
LDPE	Catphan 500	−87	−87	−81	−107 to −84
Water	320 mm water phantom	−1.0	−0.9	−0.4	−7 to 7
Acrylic	Catphan 500	125	124	127	110 to 135
Teflon	Catphan 500	898	897	920	850 to 970

Resolusi spasial mode SHR dan HR adalah dua kali lebih tinggi daripada MDCT pada isosenter. Mode NR UHRCT sebanding dengan MDCT dalam hal akurasi nomor CT, resolusi dan keseragaman. Menggunakan sistem jaringan lunak perut kernel, noise dalam mode NR besarnya lebih rendah dibandingkan dengan MDCT dan komponen frekuensi tinggi yang lebih rendah. Hal ini mungkin disebabkan oleh pengulangan algoritma rekonstruksi menggunakan optimasi internal yang berbeda dan menekan lebih banyak noise frekuensi tinggi dalam mode NR aktif UHRCT dibandingkan dengan MDCT, meskipun pengguna pengaturannya sama untuk kedua rekonstruksi.
Mode SHR dan HR, CTDIvol lebih tinggi dari mode NR untuk tegangan tabung yang sama. Hal ini disebabkan oleh hal ini UHRCT mengubah filter wedge secara otomatis ketika salah satumode resolusi tinggi digunakan, sehingga menghasilkan sedikit spektrum yang lebih halus dalam mode resolusi tinggi.

Kesimpulan	Mode HR dan SHR dari sistem UHRCT menghasilkan dua kali lipat resolusi spasial bidang

	sistem MDC, sedangkan mode NR sebanding dengan MDCT. Dampaknya adalah dibutuhkan sekitar 23% lebih banyak dosis untuk menghasilkan deteksi kontras rendah yang sama. Teknik rekonstruksi pembelajaran mendalam (DLR) yang akan datang menjanjikan untuk menurunkan dosis klinis saat ini dengan tetap mempertahankan resolusi spasial.

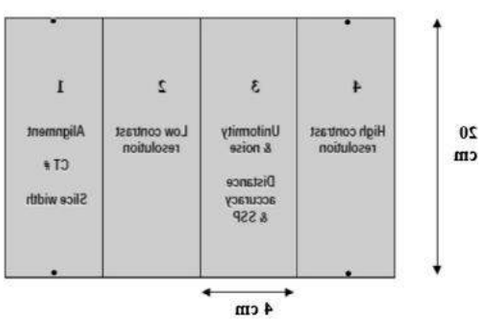
Judul	: **Head CT for Minor Head Injury Presenting to the Emergency Department in the Era of Choosing Wisely**
Penulis	: **John DeAngelis, MD*†** **Valerie Lou, MD*** **Timmy Li, BA*** **Henry Tran, MD*** **Praneeta Bremjit, MD*‡** **Molly McCann, MS*** **Peter Crane, MD*** **Courtney M.C. Jones, PhD**
Jurnal	: ***Western Journal of Emergency Medicine***
Vol (No.) Halaman	: ***Volume 18, no. 5***
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan Kepala merupakan pemeriksaan yang umum dilakukan pada pasien gawat darurat (IGD). Namun dosis radiasi CT Scan menyebabkan risiko terhadap kesehatan terutama pada anak-anak. Sehingga keputusan pemeriksaan CT Scan kepala harus diambil dengan tepat dan berdasarkan perhitungan. Alat pengambilan keputusan yang divalidasi adalah NEXUS (Studi Pemanfaatan Sinar-X Darurat Nasional) Aturan II. Studi ini bertujuan untuk mengenalkan pedoman NEXUS untuk menentukan keputusan perlu tidaknya pasien menjalani CT Scan berdasarkan Nexus I, mengevaluasi kepatuhan dokter terhadap pedoman NEXUS II dengan membandiangkan pasien CT kepala berdasarkan Nexus II dan pasien yang tidak sesuai NEXUS II, serta mengevaluasi karteristik pasien berdasarkan NEXUS II.
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan mengumpulkan data rekam medis pasien dan dianalisa menggunkanan pedoman kriteria Nexus II.  **Figure 1.** National Emergency X-Ray Utilization Study (NEXUS II) is a validated decision-making tool to aid in determining if computed tomography is necessary in cases of head trauma.  **Figure 2.** Eligibility criteria for inclusion in study examining providers' adherence to (computed tomography) CT decision rules in minor head injury. Permintaan rekam medis awal ditemukan sejumlah 4.382 kasus cedera kepala ringan yang memenuhi kriteria ICD-9-CM untuk dimasukkan dalam penelitian. Dari 1.000 dipilih secara acak, 489 memenuhi kriteria kelayakan. Mayoritas sampel berusia kurang dari 65 tahun (78,1%), laki-laki (54,6%), mengidentifikasi diri sebagai orang kulit putih (76,9%), dan berasal dari non-Hispanik (94,3%) (Tabel 1). Empat pasien menunjukkan bukti patah tulang tengkorak pada pemeriksaan fisik (0,8%), dan 104 pasien mengalami hematoma kulit kepala (21,3%). Limabelas pasien mengalami defisit neurologis (3,1%), 35 pasien menunjukkan perilaku abnormal (7,2%), dan 14 mengalami perilaku berlebihan atau

	muntah berulang (2,9%). Dokter darurat menerapkan NEXUS II dengan tepat kriteria pada 75,5% subjek (Tabel 2). CT kepala diperoleh bila diindikasikan untuk 203 pasien (41,5%). Sebaliknya, CT kepala tidak diperoleh ketika kriteria tidak terpenuhi untuk 166 pasien (33,9%). Namun, penyedia layanan gawat darurat mendapatkan CT yang tidak diindikasikan 23,1% pasien yang tidak memenuhi kriteria NEXUS II (113 pasien)
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut adalah hasilnya : **Table 2.** Concordance of CT indicated and CT obtained. CT obtained CT indicated / Yes / No / Total Yes / 203 / 7 / 210 No / 113 / 166 / 279 Total / 313 / 176 / 489 n / % CT indicated and obtained / 203 / 41.5 CT not indicated and not obtained / 166 / 40.0 Overall concordance / 369 / 75.5 CT indicated and not obtained / 7 / 1.4 CT not indicated and not obtained / 113 / 23.1 Overall discordance / 120 / 24.5 Kappa= 0.5161, 95% CI [0.4619-0.5954]. CT, computed tomography. Dengan menerapkan pedoman NEXUS II dapat memberikan keputusan bijak terkait penggunaan CT Scan. Dengan metode ini juga bisa dikurangi paparan radiasi populasi yang tidak diperlukan.
Kesimpulan	Pasien cidera ringan di IGD yang menjalani CT kepala sejalan dengan pedoman klinis untuk mayoritas pasien. Namun, sebagian besar subjek menerima CT kepala bila tidak diindikasikan oleh kriteria NEXUS II. Penyelidikan lebih lanjut mengenai faktor-faktor yang mempengaruhi pengambilan keputusan dokter atas penggunaan CT kepala untuk pasien anak di bawah umur yang mengalami cedera kepala dibutuhkan.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Selecting children for head CT following head injury**

Penulis	: **A Kemp,1 E Nickerson,1 L Trefan,1 R Houston,2 P Hyde,3 G Pearson,4 R Edwards,5 RC Parslow,6 I Maconochie**
Jurnal	: **Arch Dis Child**
Vol (No.) Halaman	: ***101:929–934***
Tahun	2016
Pendahuluan	Setiap tahun terdapat sekitar 400.000 anak-anak yang masuk IGD. Pemeriksaan CT pada anak memegang peranan penting menegakkan diagnosis, manajemen intervensi untuk pasien anak. Namun, kelemahan paling serius dari CT adalah paparan radiasi yang terkait terhadap peningkatan risiko kanker. Pedoman yang mengidentifikasi secara klinis seberapa pentingnya cidera kepala untuk memastikan intervensi, mencegah paparan radiasi, dan biaya untuk pengobatan. Tujuan dari analisis ini adalah untuk mengeksplorasi sejauh mana anak-anak dengan cedera kepala diselidiki dengan CT kepala, untuk mengidentifikasi faktor-faktor yang mempengaruhi tingkat penyerapan dan hasil CT dan untuk membandingkan praktiknya pedoman klinis NICE.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan data pasien anak dobawah 15 Tahun. **NICE recommendations for when to request a CT immediately if < 16 years** • Witnessed loss of consciousness lasting > 5 minutes • Amnesia (antegrade or retrograde) lasting > 5 minutes • Abnormal drowsiness • Three or more discrete episodes of vomiting • Clinical suspicion of non-accidental injury • Post-traumatic seizure but no history of epilepsy • Age > 1 year: GCS < 14 on assessment in the emergency department • Age < 1 year: GCS (paediatric) < 15 on assessment in the emergency department • Suspicion of open or depressed skull injury or tense fontanelle • Any sign of basal skull fracture • Focal neurological deficit • Age < 1 year: presence of bruise, swelling or laceration > 5cm on head • Dangerous mechanism of injury (high-speed road traffic accident either as pedestrian, cyclist or vehicle occupant, fall from > 3m, high-speed injury from a projectile or an object) Data yang dicatat termasuk demografi, informasi klinis, jenis dan wilayah layanan kesehatan di rumah sakit yang menerima. Rumah Sakit dikategorikan menurut fasilitas khusus yang ditawarkan dan penunjukan pusat trauma besar diperkenalkan pada bulan April 2012: Rumah Sakit Umum (GH); Rumah Sakit Anak dengan unit perawatan intensif anak (PICU); Pusat Trauma Besar Dewasa; Pusat Trauma Utama Dewasa dan Anak-anak dan Pusat Trauma Besar Anak-anak
Hasil Penelitian dan Diskusi	**Table 2** CT scanning rates according to GCS/AVPU and age group Age (years) GCS</=8 AVPU='U' or 'P' 13/18 (72%) 25/38 (66%) 15/16 (94%) 37/39 (95%) 0 90/111 (80%) GCS 9–12 AVPU='V' 6/13 (46%) 26/42 (62%) 28/34 (82%) 42/52 (81%) 1/1 103/142 (72%) GCS 13–14 16/39 (41%) 39/93 (42%) 64/87 (74%) 139/174 (80%) 0 258/393 (66%) GCS=15 AVPU=A 181/876 (20.7%) 316/1652 (19%) 261/891 (29%) 403/1096 (37%) 2/7 1163/4522 (26%) GCS/AVPU not recorded in the notes 39/147 (26.5%) 29/217 (13.4%) 18/82 (22%) 34/86 (39.5%) 0 120/532 (22.6%) Total 255/1093 23% (21–26) 435/2042 21% (20–23) 386/1110 35% (32–37.6) 655/1447 45% (42.7–47.8) 3/8 1734/5700 30.4% AVPU, Alert, Voice, Pain, Unresponsive; GCS, Glasgow Coma Scale. Kemp A, *et al. Arch Dis Child* 2016;**101**:929–934. doi:10.1136/archdischild-2015-309078 931

	Original article **Table 3** Comparison of the number and proportion of CT outcomes according to GCS/AVPU for children aged <1 year (CT recommended if GCS is <15) and older children (CT recommended if GCS is <14) |	GCS/AVPU in <1 year			GCS/AVPU in > 1 year			
---	---	---	---	---	---	---	---
CT category	15/ 'Alert'	<15:V/P/U	GCS/AVPU not recorded	14–15: 'Alert'	<14:V/P/U	GCS/AVPU not recorded	Total
Normal	78 (43.1%)	7 (20%)	14 (35.9%)	844 (72.1%)	113 (50.2%)	52 (64.2)	1108 (+1*) (64%)
ICI and/or depressed #	37 (20.4%)	19 (54.3%)	14 (35.9%)	124 (10.6%)	64 (28.4%)	10 (12.4%)	268 (+1*) (15.5%)
Simple #	40 (22.1%)	2 (5.7%)	8 (20.5%)	67 (5.7%)	21 (9.3%)	9 (11.1%)	147 (+1*) (8.5%)
Other†	9 (5%)	1 (2.9%)	0	33 (2.8%)	4 (1.8%)	1	48 (2.8%)
Abnormality but not described	10 (5.5%)	3 (8.6%)	1	40 (3.4%)	17 (7.6%)	1	72 (4.2%)
Result not recorded	7 (3.9%)	3 (8.6%)	2	62 (5.3%)	6 (2.7%)	8 (10%)	88 (5.1%)
Total	181	35	39	1170	225	81	1731 (3*)	 *The age of three children was not recorded. †Other findings included extracranial soft tissue swelling (12) aberrant or incidental structural findings(14), cysts (8) for example, widened subdural space, soft tissue swellings, cephalohaematoma (3), facial bone fractures (4), wide subarachnoid space or hydrocephalus (7). AVPU, Alert, Voice, Pain, Unresponsive; ICI, intracranial injury; GCS, Glasgow Coma Scale. Sepertiga dari anak-anak yang dirawat di rumah sakit karena cedera kepala melakukan pemeriksaan CT scan, 15,5% di antaranya mengalami cedera otak traumatis atau fraktur tertekan. Namun, 60% anak yang memiliki setidaknya satu dari empat indikator pedoman NICE tidak memiliki neuroimaging apa pun; Oleh karena itu, pedoman NICE tidak diikuti dalam sebagian besar kasus. Tingkat CT scan sangat rendah pada anak-anak lebih muda dari 3 tahun dan mereka yang dirawat di GH. Yang terakhir menunjukkan variasi regional yang kuat.
Kesimpulan	Studi ini telah menunjukkan bahwa kepatuhan terhadap Pedoman cedera kepala NICE tahun 2007 bervariasi dan umumnya buruk. Itu pedoman tahun 2014 yang lebih baru mencakup indikator tingkat kedua yang memungkinkan observasi selama 4 jam diikuti dengan CT jika kondisi anak memburuk; pendekatan bertingkat ini berpotensi lebih rumit untuk diterapkan tetapi penting dilakukan. implementasi pedoman yang direvisi tersebut penting untuk dipelajari sehingga bayi dan anak-anak dengan cedera kepala dapat memperoleh manfaat sepenuhnya dari pendekatan berbasis bukti untuk perawatan mereka.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom**
Penulis	**: Z. Mansour a, A. Mokhtar a, A. Sarhan b, M.T. Ahmed b,⇑, T. El-Diasty**
Jurnal	: The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine
Vol (No.) Halaman	: 47: 1665–1671
Tahun	2016
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas yang telah meluas penggunaannya sejak pertama kali ditemukan. Kualitas citra yang baik harus ditegakkan untuk menggambarkan kebutuhan klinis. Di sisi lain dosis radiasi harus tetap serendah yang bisa dilakukan tanpa memperburuk citra. Evaluasi dilakukan dengan fantom ACR.
Metode Penelitian	Studi menggunakan fantom ACR yang mampu mengukur empat parameter. (a)  (b) Module 1 measures alignment, CT number accuracy and slice thickness, Module 2 measures low contrast resolution, module 3 measures uniformity, noise and ssp. and Module 4 measures high contrast resolution. Pengukuran dilakukan pada :

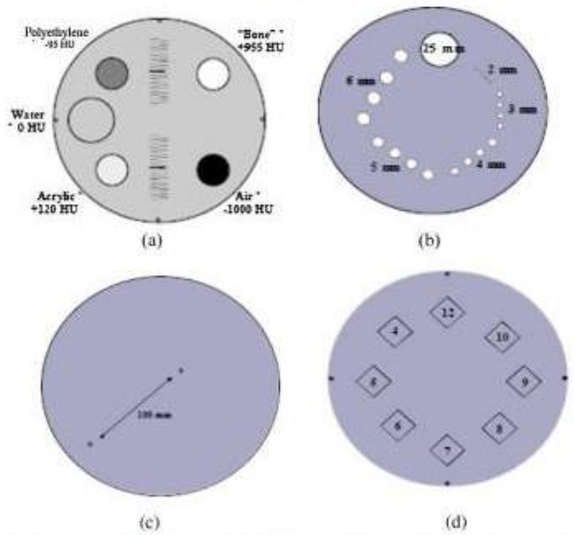


Fig. 2. (a) Module 1 shows five cylindrical rods: Water, bone, polyethylene, air, and acrylic. (b) Module 2 shows different sized cylindrical rods. (c) Module 3 consists of tissue equivalent materials. (d) Module 4 shows eight different spatial frequency bar patterns.

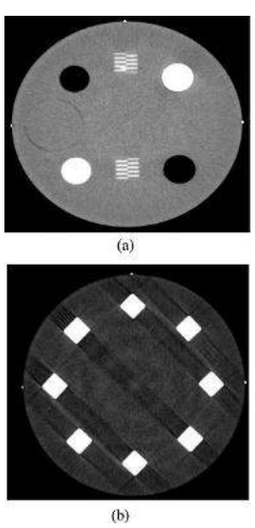
Table 1
Scan parameters used in alignment of ACR phantom in axial brain protocol.

Phantom	ACR GAMMEX 438	# image	1	Scanner	8864
KV	120	Rec. Algor.	Std (UB)	Label	Alignment
MA	200	Protocol	Head Axial	Start	05-120
SFOV	220 mm	W/level	0	End	05-120
ROI size	NA	Resolution	High	Length	3.85
W/width	1000	Collimation	2 × 0.625	Thickness	1.25
FOV	250	Tilt	0	Rotation time	.5

Analisa dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran dengan referensi fantom ACR.

Hasil Penelitian Diskusi

Posisi dan kalibrasi CT Number lolos uji, CT Number tulang diluar batas, uji slice thickness lolos, resolusi kontras rendah lolos uji, resolusi kontra tinggi lolos uji, Noise lolos uji dan keseragaman noise dan mean lolos uji.



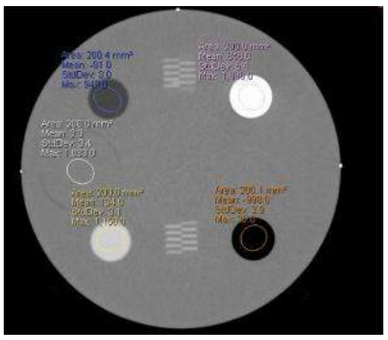
(a)

(b)

(a) Alignment of ACR phantom in axial brain protocol for module 1 showed that three BBs were visible, so the test was accepted. (b) Alignment of ACR phantom in axial brain protocol for module 4 showed that three BBs were visible also, so the test was passed

Table 2
The measured CT numbers of different materials in ACR axial brain.

Materials	Actual	Measured CT number (HU)	SD (HU)	(Max-Min) value	Results
Air	−1000	−998	2.9	−970 to −1005	Pass
Acrylic	120	124	3.1	135 to 110	Pass
Bone	900	846	5.4	970 to 850	Fail
Polyethylene	−95	−91	3	−84 to −107	Pass
Water	0	0	3.4	7 to −7	Pass



The measured CT numbers of different materials in ACR axial brain showing SD selected ROI. All of these materials passed the test except bone

Table 3
All the choosing thicknesses passed the test.

Thickness set	No. of wires seen in top or bottom	Thickness measured (mm)	Tolerance value (mm)	Results
1.3	2	1.0	±1.5	Pass
2.5	4	2		Pass
3.8	7	3.5		Pass
4	8	4		Pass

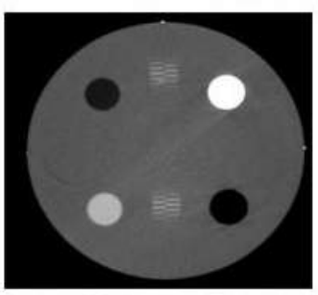


Fig. 6. Slice thickness determination in ACR axial brain equaled the number of wires seen in the top or the bottom divided by two.

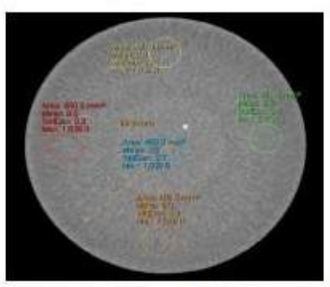


Fig. 8. Module 3 in ACR axial brain protocol showing that the CT numbers in left, right, top, bottom and center are not exceeded the tolerance value as the same time they are nearly the same values and BBs distance = 99.9 mm, but there are ring artifacts.

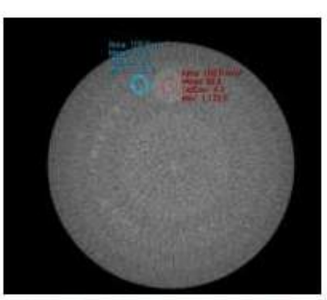


Fig. 7. Module 2 indicating low contrast group in ACR axial. There are four cylinders with 6 mm diameter. There is ring artifact.

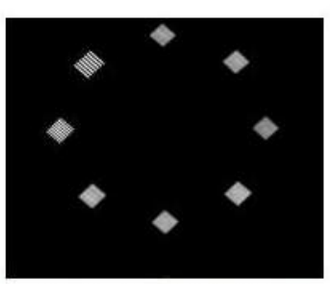


Fig. 9. Module 4 in ACR axial brain protocol indicating eight different spatial frequency bar patterns. The visibility of 4 lp/cm and 5 lp/cm was

Kesimpulan	Secara umum, kualitas citra CT Scan kepala yang diuji menggunakan fantom ACR pada studi ini memenuhi kelolosan uji.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Head CT: Toward Making Full Use of the Information the X-Rays Give**
Penulis	: **K.A. Cauley, Y. Hu, and S.W. Fielden**
Jurnal	: ***REVIEW ARTICLE*** ***ADULT BRAIN***
Vol (No.) Halaman	: ***Volume 18, no. 5***
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan Kepala merupakan pemeriksaan yang penting pada kedokteran klinis terutama untuk pemeriksaan kepala. Namun radias CT Scan sangat tinggi. Penelitian ini bertujuan untuk membahas metode dan aplikasi terkini analisis kuantitatif pencitraan CT kepala
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan reviu penilaian kuantitatif volume otak, fraksi parenkim otak, radiodensitas otak, dan radiomassa otak. Metrik ini memperoleh makna klinis jika dilihat relatif terhadap database referensi dan dinyatakan sebagai nilai regresi kuantil. Data pencitraan kuantitatif dapat membantu pelaporan objektif dan mengidentifikasi outlier, dengan kemungkinan implikasi diagnostik. Perbandingan dengan database referensi memerlukan standarisasi parameter dan protokol pencitraan CT kepala
Hasil dan Pembahasan	Volumetrik Gambar digital diperoleh sebagai intensitas sinyal dengan koordinat voxel. Volume otak berubah sesuai dengan usia. Contoh Kelainan otak pada bayi adalah microsefalus dan hidorsefalus sedang kelainan otak dewasa adalah alzeimer dan sklerosis. Fraksi parenkim otak Volume otak sangat bervariasi antara individu yang sehat, rasio volume otak dengan volume intrakranial, atau fraksi parenkim otak, mengurangi variabilitas intrasubjek. Estimasi akurat fraksi parenkim otak memerlukan estimasi volume intrakranial dan volume otak, yang terakhir ukuran yang dicapai dengan mensegmentasi CSF dari parenkim otak. Radiodensity Selama pencitraan CT, radiodensitas setiap voxel dicatat sebagai intensitas sinyal dan diskalakan serta dikalibrasi dalam hal Unit Hounsfield (HU), skala yang mendefinisikan "nol" untuk sulingan air dan 1000 untuk udara.1 Lebih tepatnya, skala HU "berbentuk linier transformasi pengukuran koefisien atenuasi linier asli menjadi pengukuran radiodensitas air suling pada tekanan dan suhu standar didefinisikan sebagai 0 HU, sedangkan radiodensitas udara pada [tekanan dan suhu standar] adalah didefinisikan sebagai 1000HU." Untuk material dengan redaman yang lebih tinggi, HU untuk tulang berada pada kisaran 1000–2000HU dan untuk logam, >3000 HU.19 Radiomass Metrik postmortem yang sesuai adalah berat atau massa jaringan otak. Beratnya mungkin diperkirakan dari volume yang diukur, asalkan berat jenis (gram/mililiter) jaringan otak konstan.11 Hal ini tampaknya tidak akan terjadi Namun demikian, seiring dengan peningkatan radiodensitas pada awal kehidupan25 dan menurun seiring bertambahnya usia.7 Estimasi berat badan alternatif untuk CT pencitraan adalah produk dari volume dan radiodensitas, atau "massa radio. Segmentasi materi abu dan putih Segmentasi gambar CT otak memungkinkan pengukuran radiodensitas materi abu-abu dan putih, yang mungkin memiliki implikasi klinis. Dalam kasus cedera anoksik global terlihat pada serangan jantung, misalnya, radiodensitas materi abu-abu berkurang dan akibatnya rasio antara kepadatan materi abu-abu dan putih menurun. Segmentasi otomatis dapat memfasilitasi perhitungan ini. Sehingga pada bidang forensik, ini membantu menentukan penyebabnya atau waktu kematian

Kesimpulan	Godfrey Hounsfield mencatat bahwa kemampuan kuantitatif CT adalah salah satu keunggulan utamanya dibandingkan sinar X 2D,1 namun Kemampuan kuantitatif CT kepala klinis sebagian besar masih belum dieksplorasi. Metode otomatis bersama dengan database klinis dan teknik regresi kuantil dapat memungkinkan penilaian kuantitatif parameter CT kepala untuk menambah interpretasi gambar kualitatif

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Investigating CT head diagnostic reference levels based on indicationbased protocols e a single site study**
Penulis	: **W.S. Tan, S. Foley, M.L. Ryan**
Jurnal	: **Radiography**
Vol (No.) Halaman	: 29***: 786e791***
Tahun	2023
Pendahuluan	DRL dapat didefinisikan sebagai tingkat dosis referensi untuk prosedur radiografi untuk kelompok pasien berukuran standar untuk berbagai peralatan radiologi. Optimasi mengacu pada penggunaan "as low as reasonably achievable" untuk menjaga dosis radiasi pasien minimal sambil mempertahankan nilai diagnostik gambar medis. DRL dibuat agar prosedur pencitraan medis dapat bertindak sebagai tingkat rujukan untuk memicu penyelidikan secara terus-menerus dosis abnormal untuk membantu upaya optimasi.Hal ini semakin penting karena meningkatnya ketergantungan, pengembangan dan penggunaan pemeriksaan CT di seluruh dunia. Penelitian ini bertujuan untuk memberikan wawasan yang relevan secara klinis dalam menetapkan CT DRL berdasarkan protokol berbasis indikasi di Irlandia, dengan fokus pada pemeriksaan CT kepala yang dilakukan di pusat neurologi rumah sakit unggulan.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan data pasiendengan rincian : **Table 1** CT machine profile and patient dose data. Data Collected — Data Subset CT Machine Profile and Features — Manufacturer and Model; Year of Commission; Dose Saving Features: 1. Iterative Reconstruction 2. Automatic Exposure Control; Details on Quality Control and Quality Assurance Patient Demographics — Gender – Male or Female; Clinical Indication CT Dose Quantities — DLP; $CTDI_{vol}$ Scan Parameters — mAs per rotation; kV; Scan Length; Pitch 78' Pengecualian dilakukan pada : 1. Usia pasien kurang dari 16 tahun. 2. Informasi RIS/PACS tidak lengkap atau hilang (misalnya klinis indikasi, jumlah dosis, parameter pemindaian). 3. Pasien yang menjalani dua atau lebih protokol yang telah ditentukan sebelumnya satu pemeriksaan. 4. Perbedaan data dosis, yaitu jumlah DLP untuk setiap perolehan tidak sesuai dengan total ujian DLP pada RIS/PACS. 5. Penyimpangan dari protokol pemindaian normal, yaitu untuk pasien kecelakaan lalu lintas, dokter yang memesan mungkin meminta CT otak dan tulang belakang leher dalam satu akuisisi alih-alih melakukan CT Scan otak saja Protokol berbasis indikasi meliputi : Stroke, stroke (angiogram 3 fase), otak akut, non-vaskular otak, sinus, dan tulang temporal. Seluruh data dianalisis secara statistik menggunakan SPSS versi 24. Data pasien kuantitatif yang terkumpul dianalisis secara statistik deskriptif. Uji yang digunakan adalah uji ShapiroeWilk, uji median (k-sampel) digunakan untuk menguji apakah terdapat perbedaan dosis yang signifikan secara statistik antara nilai median (nilai DRL) dari setiap protokol. Selanjutnya, jumlah dosis (CTDIvol dan DLP) dan panjang pemindaian antara populasi pria dan wanita dari masing-masing protokol dibandingkan menggunakan sampel independen t uji untuk mencari perbedaan nyata. Perbedaan dipertimbangkan signifikan jika nilai p ditemukan kurang dari 0,05. Nilai tersebut disesuaikan dengan koreksi Bonferroni.

Hasil Penelitian dan Diskusi	

Table 2
CT head indication-based protocols with scan parameters in median (interquartile range).

Protocols	Type of scan performed	Examples of Clinical Indications	Tube Voltage (kV)	Quality Effective mAs	Pitch	Scan Length (cm)
Stroke	Non-contrast brain scan	Differentiation of Ischaemic and haemorrhagic stroke	120 (120–120)	276 (261–293)	0.55 (0.55–0.55)	16.08 (15.59 –16.75)
Stroke (3-phases angiogram)	CT angiogram (three phases)	Ischaemic Stroke	1st phase- 100 (100-100) 2nd/3rd phase – 80 (80-80)	145 (139–154) 158 (155–163)	0.80 (0.80–0.80)	N/A- The summed DLP cannot be divided by the summed CTDIvol to obtain the scan length as it was for 3 phases.
Acute Brain	Non-contrast brain scan	Traumatic head injury, intracranial haemorrhage, acute onset of neurological symptoms such as confusion, visual loss etc.	120 (120–120)	273 (263–289)	0.55 (0.55–0.55)	15.99 (15.37 –16.80)
Non-vascular Brain	Post-contrast brain Scan	Neoplasms, metastatic disease from a primary tumour, abscess	120 (120–120)	271 (256–289)	0.55 (0.55–0.55)	15.81 (15.35 –16.54)
Sinus	Non-contrast sinus scan	Trauma, sinusitis, nasal septal abnormality	100 (100–100)	57 (54–61)	0.80 (0.80–0.80)	14.14 (13.03 –14.85)
Temporal Bone	Non-contrast temporal bone scan	Trauma, cholesteatoma, otitis media	120 (120–120)	157 (152–166)	0.80 (0.80–0.80)	10.01 (8.49–10.98)

Table 3
Distribution of clinical indications per protocol.

Protocol	Clinical Indications	Number of Patients (n=)	Percentage (%)
Stroke	Stroke	50	100
Stroke (3-phases angiogram)	Stroke	50	100
Acute Brain	Trauma	18	36
	Neurological onset	13	26
	Trauma + Neurological onset	8	16
	Haemorrhage without trauma	7	14
	Post-operative assessment	4	8
Non-vascular Brain	Metastatic Disease	29	58
	Neoplasms	9	18
	Post-operative or radiotherapy assessment	7	14
	Infection/Abscess	5	10
Sinus	Sinusitis	25	50
	Nasal obstruction/congestion	8	16
	Nasal septal abnormality	6	12
	Polyposis	6	12
	Facial Pain	5	10
Temporal Bone	Hearing Loss/Otosclerosis/Otitis Media/Mastoiditis	20	40
	Evaluation of implant	11	22
	Cholesteatoma	10	20
	Ear discharge/infection	7	14
	Trauma	2	4

Table 4
Descriptive statistics of the $CTDI_{vol}$ and DLP distributions.

Protocols	Gender	Sample Size	$CTDI_{vol}$ (mGy)			DLP (mGycm)		
			25th Percentile	Median	75th Percentile	25th Percentile	Median	75th Percentile
Stroke	All	50	37.6	38.9	42.1	592	626	692
	Male	22	40.4	41.9	42.4	649	693	719
	Female	28	36.4	37.7	38.6	550	606	626
Stroke (3-phases angiogram)	All	50	11.4	11.6	12.1	277	299	320
	Male	25	11.6	12.0	12.1	296	316	336
	Female	25	10.9	11.4	11.6	270	280	301
Acute Brain	All	50	37.9	39.1	41.2	584	635	677
	Male	29	37.9	39.7	41.7	592	659	695
	Female	21	38.0	38.8	39.5	570	591	644
Non-vascular Brain	All	50	36.8	38.7	41.3	580	620	669
	Male	23	37.7	39.3	42.0	589	659	710
	Female	27	36.0	38.3	40.5	564	614	652
Sinus	All	50	4.7	5.0	5.3	65	72	78
	Male	24	4.9	5.3	5.7	69	74	80
	Female	26	4.5	4.9	5.1	62	69	76
Temporal Bone	All	50	21.5	22.6	23.7	194	221	260
	Male	25	22.7	23.7	25.9	197	233	262
	Female	25	20.9	21.9	22.5	188	218	258

Table 5
Comparison to EU and Irish national DRLs.

Typical value established in current study			National DRLs 2020 (HIQA, 2020)			EU DRLs (European Commission, 2021)				
Protocol	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGycm)	Clinical Task	DLP (mGycm)	Dose Change to typical value	Clinical Indication	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)	Dose change to typical value	
									CTDI	DLP
Stroke	38.87	626	Stroke (all-phases)	970[a]	−35%	Stroke (Detection of Haemorrhage)	48	807	−19%	−22%
Stroke (3-phases angiogram)	11.59	299			−69%				−76%	−63%
Acute Brain	39.05	635	Brain (routine scan, trauma, haemorrhage)	908	−30%	–	–	–	–	
Non-Vascular Brain	38.74	620			−32%	–	–	–	–	
Temporal Bone	22.56	221	–	–	–	–	–	–	–	
Sinus	4.97	72	Sinus	184	−61%	Chronic Sinusitis (Detection of Polyps)	11	188	−55%	−62%

[a] Adopted from UK national DRL.[9]

Variasi dosis CT dapat dikaitkan faktor-faktor seperti karakteristik mesin CT, jumlah perolehan pemindaian, dan perbedaan parameter pemindaian yang digunakan.Meskipun demikian perbedaan produsen dan model mesin CT memang berkontribusi

	terhadap variasi dosis CT, namun efeknya kecil. Variasi dosis CT antar institusi sebagian besar disebabkan oleh perbedaan dalam protokol pemindaian dan parameter yang digunakan
Kesimpulan	Studi ini menghasilkan templat keselamatan pasien untuk memastikan optimisasi dilakukan secara lokal, dan indikasi klinis mempertimbangkan DRL yang telah ditetapkan. di satu lokasi rumah sakit untuk meningkatkan tingkat optimalisasi dosis. Nilai tipikal 6 CT berbasis indikasi ditetapkan untuk meningkatkan level optimisasi. Hasilnya nilai tipikal yang diusulkan untuk DLP 63% dan 69% lebih rendah dibandingkan DRL nasional UE dan Irlandia. Penetapan DRL lokal CT untuk prosedur di luar DRL nasional dapat membantu mendorong optimalisasi dosis secara lokal.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The degree and appropriateness of computed tomography utilization for diagnosis of headaches in Ghana**
Penulis	**: Philip Narteh Gorleku a,h,*, Klenam Dzefi-Tettey b, Emmanuel Kobina Mesi Edzie a,h, Jacob Setorglo c,h, Albert Dayor Piersson d,h, Ishmael Nii Ofori d,h, Isaac Frimpong Brobbey e, Emmanuel Worlali Fiagbedzi f, Edmund Kwadwo Kwakye Brakohiapa**
Jurnal	: Heliyon
Vol (No.) Halaman	: 7
Tahun	2021
Pendahuluan	Sakit kepala adalah nyeri yang menyebar atau fokal di berbagai bagian kepala, dengan rasa sakit tidak terbatas pada area distribusi saraf. Jenis sakit kepala yang umum adalah tipe tegang, migrain, dan cluster sakit kepala. Dalam studi terkait, tingkat prevalensi global dalam 1 tahun adalah 46% untuk semua gangguan sakit kepala primer, 42% untuk sakit kepala tipe tegang, 11% untuk migrain, dan 3% untuk sakit kepala kronis setiap hari sakit kepala nontraumatic diidentifikasi sebagai yang kelima alasan utama kunjungan ke unit gawat darurat (ED), terhitung sekitar 3,8 juta kunjungan per tahun (2,8% dari seluruh kunjungan UGD). Neuroimaging untuk sakit kepala primer adalah pilihan diagnostik yang berperan peran yang sangat diperlukan dalam mengelola kondisi ini. Pedoman kelayakan CT Scan pada kondisi sakit kepala diatur pada ACR. Studi ini bertujuan untuk mempelajati kecenderungan penerapan CT untuk mendiagnosis sakit kepala, dan kesesuaian pencitraan CT untuk mendiagnosis sakit kepala dengan mencocokkan data dengan AC ACR
Metode Penelitian	Metodenya dengan reviu data pasien. Dengan kriteria : Tentukan persentase CT scan kepala yang dilakukan untuk diagnosis sakit kepala dan mengevaluasi tren pemanfaatan CT di pusat-pusat di seluruh dunia masa studi. 2. Evaluasi kejadian sakit kepala dan karakteristik demografinya. 3. Tentukan jenis sakit kepala yang paling umum terjadi 4. Menganalisis prevalensi lesi patologis yang signifikan. 5. Menganalisis pola rujukan CT scan kepala untuk diagnosis sakit kepala. 6. Menganalisis kesesuaian CT kepala untuk diagnosis sakit kepala cocok dengan AC ACR
Hasil Penelitian Diskusi	Table 2. Appropriateness of head CT examinations against the ACR headache criteria variants. Indication for CT | Freq. | Percent. | Appropriateness level according to ACR Migraine | 3042 | 25.8 | Not appropriate according to variant 4 Chronic headache | 1378 | 11.7 | Not appropriate according to variant 6 Recurrent headache | 824 | 7.0 | Not appropriate according to variant 6 Severe headache - TTH | 1389 | 11.8 | Not appropriate according to variant 4 Persistent headache | 609 | 5.2 | Not appropriate according to variant 6 General headache | 324 | 2.7 | Not appropriate according to variant 6 Depression & headache | 307 | 2.6 | Not appropriate according to variant 6 Right sided headache | 273 | 2.3 | Not appropriate according to variant 6 Recurrent Severe headache | 615 | 5.2 | Usually appropriate according to variant 1 Thunderclap | 1720 | 14.6 | Usually appropriate according to variant 1 Severe occipital headache | 1325 | 11.2 | Usually appropriate according to variant 1 Total | 11806 | 100.0 | Dalam audit ini, telah ditinjau total 44.218 CT scan kepala dengan indikasi bervariasi yang dilakukan di kelima fasilitas untuk evaluasi 3 tahun. Indikasi non-traumatik merupakan yang tertinggi yaitu perempuan sebesar 59,4% dan 40,6% laki-laki. Kondisi paling non-traumatik yang didiagnosis dengan CT kepala adalah Cerebro-Vascular Accident (CVA), merupakan 34,2% kasus. Kasus trauma berjumlah 31,6%, dimana laki-laki lebih banyak mengalami trauma sebesar 64,9%, dan perempuan berjumlah 35,1%. Penyebab trauma yang paling umum adalah Kecelakaan Lalu Lintas Jalan (RTA) yang membuat naik 72,3% dari seluruh kasus trauma. Tingginya insiden RTA di seluruh negara ini dikonfirmasi dalam sebuah penelitian yang menyoroti tingginya serentetan RTA di Ghana, dan ini adalah situasi kesehatan masyarakat yang harus dicegah dihadapkan dengan segala urgensi. Dengan mencocokkan data kami dengan AC dari ACR untuk menentukan kesesuaian CT scan kepala yang dilakukan untuk diagnosis sakit kepala, dapat disimpulkan dari Tabel 2 hasil bahwa 69% CT Scan kepala tidak sesuai dibandingkan 31% CT kepala ditemukan sesuai sesuai dengan AC ACR. Tabel 2 juga menunjukkan 69% pasien mengalami beragam kategori sakit kepala dan mungkin telah terkena radiasi pengion yang tidak perlu dan terkait beban keuangan bagi pasien. Namun, hasilnya juga menunjukkan hal itu sesuai untuk pasien yang mengalami sakit kepala parah, petir, sakit kepala parah berulang, dan sakit kepala oksipital parah dirujuk untuk CT scan kepala tanpa kontras IV sesuai AC ACR

Kesimpulan	Ada kebutuhan untuk menerapkan pedoman praktik terbaik internasional atau mengembangkan kebijakan neuroimaging nasional untuk melindungi pasien. Tidak bisa dibenarkan pemanfaatan CT untuk diagnosis sakit kepala yang tidak urgent karena radiasi tinggi. Oleh karena itu, harus cerdas dalam permintaan CT scan kepala untuk diagnosis sakit kepala.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Trends in Inpatient Utilization of Head Computerized Tomography Scans in the United States: A Brief Cross-Sectional Study**
Penulis	: Ali Seifi , Seyedmohammad Jafari , Seyyedmohammadsadeq Mirmoeeni , Amirhossein Azari Jafari , Niyousha Naderi , Armin Safdarpour , Sepehr Seifi
Jurnal	: ***Open Access Original Article***
Vol (No.) Halaman	: ***Volume 18, no. 5***
Tahun	2022
Pendahuluan	Computerized tomography (CT) telah merevolusi bidang kedokteran karena kemampuan diagnostiknya yang akurat. Studi ini bertujuan untuk menemukan tren penggunaan CT scan kepala rawat inap di Amerika Serikat menggunakan database
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan menggunakan data CT scan kepala rawat inap nasional di Amerika Serikat dari tahun 1997 hingga 2014 menggunakan database nasional. Tren penggunaan dianalisis berdasarkan usia, jenis kelamin, jenis asuransi, dan pendapatan pasien.
Hasil dan Pembahasan	Berikut hasilnya :

	Total Number of inpatient Head CT scans (Total 5,309,329)	Rate of using inpatient head CT scans (100,000 persons)	p-value
1997	527026	193.3	0.00000
1998	481452	174.53	0.00000
1999	378329	135.58	0.00000
2000	347819	123.26	0.00000
2001	338248	118.69	0.00000
2002	255718	88.9	0.00000
2003	296203	102.1	0.00000
2004	282328	96.42	0.00000
2005	247329	83.69	0.00000
2006	243397	81.57	0.00000
2007	303738	100.83	0.00000
2008	297812	97.93	0.00000
2009	208196	67.86	0.00000
2010	260656	84.26	0.00000
2011	260286	83.53	0.00000
2012	204185	65.05	0.00000
2013	195505	61.84	0.00000
2014	181095	56.79	0.00000

	% Change during the Study period	Total Number of inpatient Head CT scans in 1997	Total Number of inpatient Head CT scans in 2014
Age groups (year)			
<1	-89.66	290	32
1-17	-85.62	45	6
18-44	-77.70	83	20
45-64	338248	190	62
65-84	-70.99	720	172
85+	-79.67	1734	497
Sex			
Males	-74.07	257,388 (192.8/100,000)	88,385 (56.3/100,000)
Females	-74.81	269,595 (193.7/100,000)	92,705 (57.3/100,000)
Payer			
Medicare	-62.29	271,484	102,365
Medicaid	-52.99	65,508	30,795
Private	-72.09	132,353	36,940
Uninsured	-79.44	35,048	7,205
Other	-83.40	22,441	3,725
Income			
Low	-70.54	137,979	40,650
Not Low	-62.83	356,970	132,685

	penggunaan CT kepala rawat inap telah menurun di AS selama penelitian periode
Kesimpulan	Berdasarkan database nasional menunjukkan bahwa meskipun telah terjadi penurunan dalam penggunaan pencitraan CT kepala rawat inap dari tahun 1997 hingga 2014, terdapat potensi pencitraan yang sesuai. Tren penurunan penggunaan CT scan rawat inap kemungkinan disebabkan oleh multifaktorial. Beberapa kemungkinan alasannya mencakup lebih banyak kesadaran tentang efek samping radiasi, penggantian biaya asuransi keterbatasan, manajemen kepemimpinan layanan kesehatan yang lebih baik, dan yang terakhir adalah munculnya teknologi dan penyimpanan digital. Dokter harus menyadari potensi efek samping radiasi; Namun, pembayarnya tipe dan sabar kesenjangan tidak boleh mempengaruhi keputusan untuk pengujian dan pencitraan yang diperlukan.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Evaluation of Cancer Risk Induced by Radiation xposure from Normal Head CT Scans**
Penulis	**: Golshan Mahmoudi 1, Ali Bahrami 1, Nima Rostampour 2, Reza Maskani 1, Farzaneh Joukar 3, Ali Hosseinzadeh 4***
Jurnal	: Frontiers in Biomedical Technologies
Vol (No.) Halaman	: Vol. 10, No. 3
Tahun	2021
Pendahuluan	Computed Tomography (CT) Scan merupakan modalitas pencitraan noninvasif yang menghasilkan gambar organ dalam resolusi spasial tinggi dan struktur tubuh dengan penetrasi jaringan tak terbatas. CT Scan adalah salah satu modalitas pencitraan yang paling mudah diakses dan cepat serta berperan penting dalam diagnosis, terutama pada pasien trauma. Meskipun demikian, dosis radiasi CT Scan lebih tinggi dari radiografi umum. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi frekuensi CT scan kepala normal pada departemen radiologi rumah sakit di Shahroud dan memperkirakan kejadian kanker yang terkait dengan CT Scan
Metode Penelitian	Metodenya dengan mengumpulkan data dosis radiasi pasien dari PACS. Data yang dihimpun adalah CTDIvol, DLP serta parameter scan. CT Scan yang digunakan adalah Siemens SOMATOM Emotion 6 Slice CT scanner (Siemens Healthcare, Germany).
Hasil Penelitian Diskusi	Table 2. Appropriateness of head CT examinations against the ACR headache criteria variants. Indication for CT | Freq. | Percent. | Appropriateness level according to ACR Migraine | 3042 | 25.8 | Not appropriate according to variant 4 Chronic headache | 1378 | 11.7 | Not appropriate according to variant 6 Recurrent headache | 824 | 7.0 | Not appropriate according to variant 6 Severe headache - TTH | 1389 | 11.8 | Not appropriate according to variant 4 Persistent headache | 609 | 5.2 | Not appropriate according to variant 6 General headache | 324 | 2.7 | Not appropriate according to variant 6 Depression & headache | 307 | 2.6 | Not appropriate according to variant 6 Right sided headache | 273 | 2.3 | Not appropriate according to variant 6 Recurrent Severe headache | 615 | 5.2 | Usually appropriate according to variant 1 Thunderclap | 1720 | 14.6 | Usually appropriate according to variant 1 Severe occipital headache | 1325 | 11.2 | Usually appropriate according to variant 1 Total | 11806 | 100.0 | Dalam audit ini, telah ditinjau total 44.218 CT scan kepala dengan indikasi bervariasi yang dilakukan di kelima fasilitas untuk evaluasi 3 tahun. Indikasi non-traumatik merupakan yang tertinggi yaitu perempuan sebesar 59,4% dan 40,6% laki-laki. Kondisi paling non-traumatik yang didiagnosis dengan CT kepala adalah Cerebro-Vascular Accident (CVA), merupakan 34,2% kasus. Kasus trauma berjumlah 31,6%, dimana laki-laki lebih banyak mengalami trauma sebesar 64,9%, dan perempuan berjumlah 35,1%. Penyebab trauma yang paling umum adalah Kecelakaan Lalu Lintas Jalan (RTA) yang membuat naik 72,3% dari seluruh kasus trauma. Tingginya insiden RTA di seluruh negara ini dikonfirmasi dalam sebuah penelitian yang menyoroti tingginya serentetan RTA di Ghana, dan ini adalah situasi kesehatan masyarakat yang harus dicegah dihadapkan dengan segala urgensi. Dengan mencocokkan data kami dengan AC dari ACR untuk menentukan kesesuaian CT scan kepala yang dilakukan untuk diagnosis sakit kepala, dapat disimpulkan dari Tabel 2 hasil bahwa 69% CT Scan kepala tidak sesuai dibandingkan 31% CT kepala ditemukan sesuai sesuai dengan AC ACR. Tabel 2 juga menunjukkan 69% pasien mengalami beragam kategori sakit kepala dan mungkin telah terkena radiasi pengion yang tidak perlu dan terkait beban keuangan bagi pasien. Namun, hasilnya juga menunjukkan hal itu sesuai untuk pasien yang mengalami sakit kepala parah, petir, sakit kepala parah berulang, dan sakit kepala oksipital parah dirujuk untuk CT scan kepala tanpa kontras IV sesuai AC ACR
Kesimpulan	Ada kebutuhan untuk menerapkan pedoman praktik terbaik internasional atau mengembangkan kebijakan neuroimaging nasional untuk melindungi pasien. Tidak bisa dibenarkan pemanfaatan CT untuk diagnosis sakit kepala yang tidak urgent karena radiasi tinggi. Oleh karena itu, harus cerdas dalam permintaan CT scan kepala untuk diagnosis sakit kepala.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **A Preliminary Study of Personalized Head CT Scan in Pediatric Patients**
Penulis	: **Bian Bingyang1 , Wang Gang2 , Shao Zhiqing1, Nan Li1,BoXu Zhou1, ShuJia Xu1, and Dan Li1**
Jurnal	: ***Dose-Response: An International Journal***
Vol (No.) Halaman	: ***Volume 18, no. 5***
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan menjadia lat diagnostik yang penting rutin untuk pemeriksaan neurosurgery, neurology, and emergency department. Namun radiasinya menyebabkan peningkatan dosis radiasi kolektif. Pediatri mengalami risiko lebih tinggi jika menerima dosis radiasi yang sama dibandingkan pada dewasa dewasa. Penelitian ini menggunakan lingkar kepala (HC) sebagai indeks untuk menentukan tegangan tabung CT scan kepala. Organ spesifik termasuk otak, lensa mata, dan kelenjar ludah, digunakan untuk mengevaluasi paparan radiasi. Kualitas Gambar dinilai dengan mengukur rasio sinyal terhadap noise dan rasio kontras terhadap knoise pada parameter yang sama
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pasien yang menjalani pemeriksaan CT Scan kepala. Parameter pemeriksaan : tube voltage of 120kVp, slice thickness of 5 mm, 0.45 mm interval, 360 ms rotation time, image matrix of 512 512 pixels, pixel spacing of 0.44 0.44 mm2 and a field of view of 38 mm x 38 mm. evaluasi dilakaukan secara obyektif dan subyektif.
Hasil dan Pembahasan	

Table 2. Demographic Characteristics of All Pediatric Patients.

Characteristics Group	CON_{250mAs}	LD_{200mAs}	LD_{150mAs}	LD_{100mAs}	Total
HC (cm)(range)	53.75 ± 3.14 (48.1-59.2)	56.00 ± 0.24 (54.1-57.0)	52.98 ± 0.20 (51.1-54.0)	49.54 ± 0.23 (48.1-51.0)	53.10 ± 2.90 (48.3-59.2)
Age(years)(range)	10.60 ± 1.33(3-18)	13.14 ± 0.60(8-16)	8.17 ± 0.65(3-16)	3.55 ± 0.38(1-8)	8.69 ± 4.84(1-18)
Sex (No.)*					
Female	10(67)	11(50)	14(58)	12(55)	47(57)
Male	5(33)	11(50)	10(42)	10(45)	36(43)
Symptoms (No.)*					
Headache	4(27)	6(27)	7(29)	6(27)	23(28)
Dizzy	4(27)	5(23)	7(29)	3(14)	19(23)
Nausea	2(13)	3(14)	4(17)	0(0)	9(11)
Vomiting	1(7)	4(18)	0(0)	4(18)	9(11)
Trauma	6(40)	10(45)	9(37)	12(54)	37(45)

*Multiple syptoms were reported by some patients; Numbers in parentheses are percentages. Percentages were rounded.

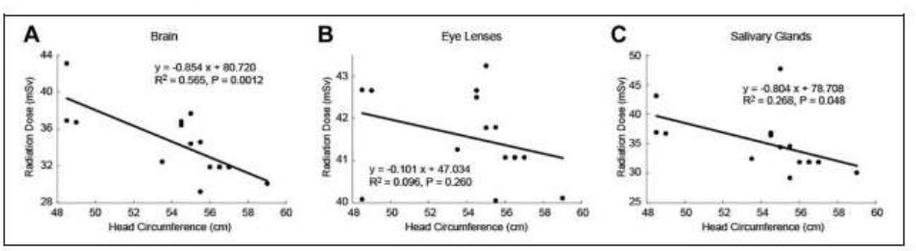


Figure 2. Radiation dose as a function of head circumference (HC) for organs-specific in convention group with standard-dose protocols

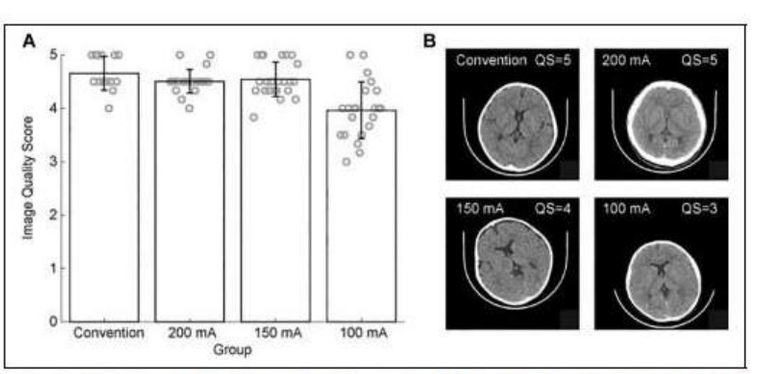


Figure 3. (A) The bar graph compares subjective unenhanced head CT image quality score under standarddose protocols (250mAs) and low-dose HC-based protocols (200, 150, 100mAs). (B) The representative images acquired from an unenhanced head CT scan with different mAs. HC, head circumference. CT, computed tomography.

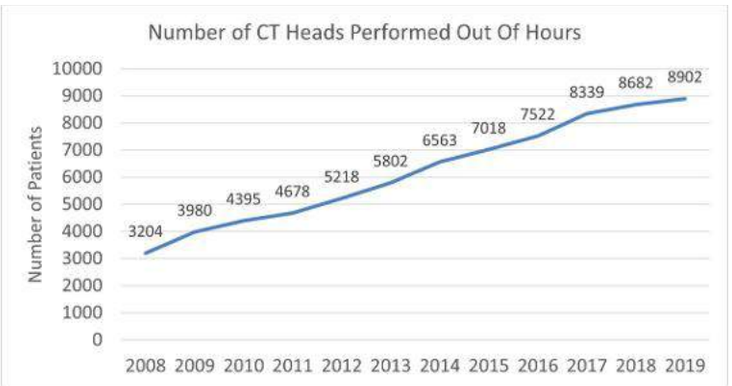
Table 3. Comparison of Mean CT Density, SD and SNR of Thalamus and Centrum Semiovale in Convention and Low-DOSE Group.

		CT density (HU)		SD		SNR		
Group	Number	ROI1/ROI2	ROI3/ROI4	ROI1/ROI2	ROI3/ROI4	ROI1/ROI2	ROI3/ROI4	CNR
Convention	15	37.61 ± 3.50	26.76 ± 2.21	2.09 ± 0.42	1.58 ± 0.28	18.68 ± 3.56	16.91 ± 3.73	6.02 ± 1.21
Low-dose								
LD_{200mAs}	22	37.84 ± 3.43	26.87 ± 2.20	2.33 ± 0.46	1.98 ± 0.29	17.77 ± 2.88	16.55 ± 2.82	5.13 ± 1.01
LD_{150mAs}	24	37.47 ± 3.67	26.29 ± 2.11	2.58 ± 0.51	2.02 ± 0.31	17.06 ± 2.81	15.72 ± 2.43	4.86 ± 1.09
LD_{100mAs}	22	38.17 ± 3.23	26.97 ± 2.15	2.89 ± 0.57	2.34 ± 0.37	16.66 ± 2.54	15.68 ± 2.19	4.28 ± 1.34
P value		0.12	0.09	<.001	<.001	0.08	0.10	0.11

right thalamus (ROI1) and light thalamus (ROI2); right centrum semiovale (ROI3) and light centrum semiovale (ROI4).

	Pemeriksaan CT kepala yang non-enhanced mencakup lebih dari 50% dari total pemeriksaan CT pediatrik. Mutasi gen dan risiko kanker terkait radiasi X pada pasien anak 10 kali lebih tinggi dibandingkan orang dewasa. Pasien anak mempunyai risiko rata-rata lebih tinggi terkena kanker dibandingkan orang dewasa yang menerima dosis yang sama. CT scan kepala yang dipersonalisasi dalam kelompok LD bisa secara signifikan mengurangi tingkat dosis radiasi spesifik organ dibandingkan dengan grup CON dengan tetap mempertahankan kualitas gambar yang tinggi. HC dapat digunakan sebagai indikator untuk memilih mA dalam pemeriksaan CT kepala yang tidak ditingkatkan untuk mencegah kelebihan radiasi pada populasi anak. Personalisasi tanpa peningkatan CT scan kepala dapat secara efisien mengurangi dosis radiasi. Oleh karena itu, lebih obyektif dan tepat untuk memilih mA menggunakan metode ini selama CT scan kepala pada pasien anak
Kesimpulan	Pemilihan arus tabung saat ini berdasarkan HC yang berbeda adalah desain yang lebih rasional dan personal. Penelitian ini menunjukkan bahwa protokol low dose didasarkan pada HC pemeriksaan CT kepala yang non-enhancedbisa efektif mengurangi dosis radiasi organ tanpa mengorbankan kualitas gambar spesifik. HC untuk praktik individu menyediakan metode efektif yang dapat digunakan untuk memandu personalisasi protokol CT kepala yang non-enhanced dan membantu menangani dosis radiasi pasien pediatrik.

<table>
<tr><td colspan="2">REVIEW JURNAL</td></tr>
<tr><td>Judul</td><td>: Dose Profile Study in Head CT Scans Using a Male Anthropomorphic Phantom</td></tr>
<tr><td>Penulis</td><td>: Álvaro Mauricio Ladino Gómez*, Priscila do Carmo Santana and Arnaldo Prata Mourão</td></tr>
<tr><td>Jurnal</td><td>: J Radiol Imaging Technol</td></tr>
<tr><td>Vol (No.)
Halaman</td><td>: Vol. 06, No. 71</td></tr>
<tr><td>Tahun</td><td>2020</td></tr>
<tr><td>Pendahuluan</td><td>Kebutuhan CT Scan semakin meningkat hingga meningkatkan dosis radiasi populasi. Dosis radiasi organ sensitif menjadi perhatian karena risikonya pada lensa dan tiroid.</td></tr>
<tr><td>Metode Penelitian</td><td>Penelitian ini dilakukan dengan General Electric Discovery of 64 channels Equipment. Fantom antropomorfic di scan menggunakan 3 parameter. Hasil citra dianalisa dengan ROI untuk mengukur noise.</td></tr>
<tr><td>Hasil Penelitian Diskusi</td><td>
Table 2: $CTDI_{vol}$, DLP and $CTDI_w$ values for each voltage of X-Ray tube.
<table>
<tr><th>Voltage (kV)</th><th>$CTDI_{vol}$ (mGy)</th><th>DLP (mGy.cm)</th><th>$CTDI_w$ (mGy)</th></tr>
<tr><td>80</td><td>23.28</td><td>455.25</td><td>22.90</td></tr>
<tr><td>100</td><td>27.0</td><td>529.45</td><td>26.57</td></tr>
<tr><td>120</td><td>29.13</td><td>571.18</td><td>28.66</td></tr>
</table>
Table 3: Noise percentage for each voltage.
<table>
<tr><th>Voltage (kV)</th><th>Noise (%)</th></tr>
<tr><td>80</td><td>0.716</td></tr>
<tr><td>100</td><td>0.495</td></tr>
<tr><td>120</td><td>0.366</td></tr>
</table>
Pengujian ini menggunakan 3 protokol CT Scan. Dari ketiganya, lensa kanan mendapat dosis setap lebih tinggi. Area tiroid, tegangan 120 kV menghasilkan dossi serap paling tinggi. Noise menurun siring peningkatan tegangan. Namun berdasarkan analisa RadiAnt software, noise ketiga protokol masih dalalm batas diagnostik
</td></tr>
<tr><td>Kesimpulan</td><td>Nilai dosis serap pada lensa tidak melebihi tingkat yang direkomendasikan oleh ICRP yang berpotensi katarak. Namun, Protokol tegangan tabung Sinar X 120 kV menyebabkan dosis serap yang lebih tinggi.
Protokol yang menggunakan tegangan 80 kV, yang mencatat nilai dosis serap yang lebih tinggi di lensa. Protokol ini menyebabkan nilai CTDI w dan DLP terkecil jika dibandingkan dengan nilai referensi.
Dipada area tiroid, protokol yang mencatat tingkat dosis serap yang lebih rendah adalah yang menggunakan tegangan 100 kV.
Persentase noise msih di dalam batas diagnostik, yaitu sekitar 0,5% yang menunjukkan bahwa tiga protokol menghasilkan gambar dengan kualitas serupa untuk diagnosis</td></tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Acute haemorrhage rate in 28,000 Out-of-Hours CT heads**
Penulis	**: 1KATHERINE C HOCKING, MB BChir, 1CATRIONA R WRIGHT, MB BChir, 1UTKU ALHUN, MB BS BSE,** **1FRANCES HUGHES, MBBS, 1VARTAN J BALIAN, MBChB, FRCR, 2MOHAMMED A K KABULI, MBBS, MSc, FRCR,** **1GEORGE TSE, MSc, MRCS(Ed), MBChB, BSc(Hons), 1MARIA MCGONNELL, 1ANNU CHOPRA, MbChB FRCR,** **1NIKHIL KOTNIS, MbChB FRCR, 1DANIEL CONNELLY, MB ChB BSc MRCP FRCR and 1SAMER ALABED, MD, FRCR**
Jurnal	: British Institute of Radiology
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan yang mengidentifikasi hemorage intracranial berperan penting karena dapat menentukan tindakan terhadap pasien. Tujuan penelitian ini adalah untuk menilai tingkat perdarahan akut pada pasien yang menjalani pemeriksaan CT kepala di luar jam kerja dengan dan tanpa trauma dan membandingkan tingkat perdarahan antara warfarin dan DOAC, di rumah sakit pendidikan tinggi yang sibuk.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pemeriksaan CT Scan antara bulan Januari 2008 dan Desember 2019 yang diidentifikasi dari sistem informasi radiologi (RIS) di Sheffield Teaching Rumah Sakit (STH). Data yang diikutkan adalah pasien yang masuk pada jam 5 sore – 9 malam. Informasi klinisnya adalah dinilai adalah trauma atau antikoagulasi, dan laporannya dikategorikan menjadi temuan akut dan nonakut
Hasil Penelitian Diskusi	Antara tahun 2008 dan 2019 jumlah pemindaian meningkat sebesar 63%, dengan pemindaian dilakukan di luar jam kerja meningkat sebesar 278%. Antara tahun 2015 dan 2019, kejadian ICH akut serupa selama 5 tahun periode tersebut, rata-rata sebesar 6,9% dan berkisar antara 6,1 hingga 7,6%. Tingkat deteksi perdarahan akut dan trauma lebih besar pada yang tidak diberi antikoagulasi (6,8%), dibandingkan dengan pasien yang menggunakan antikoagulan seperti warfarin (5,2%) atau DOAC (2,8%). Berikut grafik peningkatan pasien CT Scan diluar jam kerja 
Kesimpulan	Selama 12 tahun terakhir, terdapat peningkatan yang signifikan dalam jumlah CT kepala yang dilakukan di STH. Tingkat ICH tetap stabil selama 5 tahun terakhir tahun menunjukkan peningkatan yang wajar dalam permintaan pencitraan. Namun, angka kejadian ICH pada pasien yang diresepkan DOAC lebih rendah dibandingkan populasi umum dan mereka pada warfarin

REVIEW JURNAL	
Judul	: **CT radiation dose optimization and reduction for routine head, chest and abdominal CT examination**
Penulis	: **Lama Sakhnini***
Jurnal	: **Radiology and Diagnostic Imaging**
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2017
Pendahuluan	Penggunaan Multislice CT (MSCT) berkembang cepat karena peningkatan teknologi mesin modern. Namun dosis radiasi MSCT dapat meningkatkan risiko kanker. Terdapat teknologi optimisasi dosis pada mesin MSCT. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menemukan pendekatan optimasi untuk meminimalkan dosis serap pada pasien dewasa yang menjalani pemeriksaan CT, dengan tetap mempertahankan kualitas gambar diagnostik.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan 626 pasien untuk mempelajari dan menyelidiki dosis radiasi untuk tiga wilayah anatomi, kepala, dada dan perut dan panggul.dosis radiasi yang dicatat adalah CTDIvol dan DLP serta dosis efektif dengan perkalian DLP dan faktor konversi. Untuk setiap jenis pemeriksaan CT, ada dua kelompok pasien. 383 pasien di Grup I: diperiksa sesuai dengan protokol yang ditetapkan oleh produsen. Kelompok II: 243 pasien diperiksa dengan protokol optimisasi.

Table 1. Adult Conversion Factors for Dose-Length Product-Based CT Dosimetry Based on International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 103, (ICRP 2007) and summarized by [15].

Age	kVp	Male					Female				
		Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis	Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis
Adult	80	0.0017	0.005	0.0107	0.0132	0.01	0.0019	0.0055	0.0188	0.017	0.0157
	100	0.0018	0.0049	0.0104	0.0132	0.0099	0.002	0.0053	0.0183	0.017	0.0155
	120	0.0018	0.0049	0.0105	0.0134	0.01	0.002	0.0053	0.0185	0.0173	0.0157
	140	0.0018	0.005	0.0107	0.0134	0.0102	0.002	0.0055	0.0188	0.0173	0.016

Table 2. Comparison of Head, Chest, and Abdominal CT Dose Values with DRLs given in the international standards [16,17,18]. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Examination	*Dose Parameter*	*Group I*	*Group II*	*EU 2004*	*UK 2003*	*IAEA 2006*
Head CT	**CTDIvol (mGy)**	79	44	60	100	47
	DLP (mGy·cm)	1218	760	1050	1050	1050
Chest CT	**CTDIvol (mGy)**	22	14	30	14	9.5
	DLP (mGy·cm)	794	401	650	580	447
Abdominal CT	**CTDIw (mGy)**	31	18	35	13	10.9
	DLP (mGy·cm)	1097	831	780	560	696

Table 3. The important technical factors and radiation doses, at routine head, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Head	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	44	50	25	33
Average Age	53.4	54.4	53.2	53.9
Milliampere	224-322	202-385	157-344	202-409
$CTDI_{vol}$ (mGy)	79	79	40	46
DLP (mGy.cm)	1198	1207	655	831
Slice thickness (mm)	2.5	2.5	5	5
Rotation time (second)	1.2	1	0.5	0.5
pitch	0.78	0.76	0.98	0.98
Conversion factor	0.002	0.0018	0.002	0.0018
E (mGy)	2.4	2.2	1.3	1.5

Table 4. The important technical factors and radiation doses, at routine abdomen and pelvis, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Abdomen and pelvis	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	95	167	70	90
Average Age	44.5	44.1	39	42.2
Milliampere	308-429	303-410	304-403	299-408
$CTDI_{vol}$ (mGy)	20.7	37.3	19.0	17.8
DLP (mGy.cm)	1090	1100	814	838
Slice thickness (mm)	2.5	2.5	2.5-5	2.5-5
Rotation time (second)	0.85	0.85	0.5	0.5
pitch	1.35	1.35	1.37	1.37
Conversion factor	0.0173	0.0134	0.0173	0.0134
E (mGy)	18.9	14.7	14.1	11.2

Table 5. The important technical factors and radiation doses, at routine chest, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Chest	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	14	13	12	13
Average Age	60.7	57.2	59.1	46.5
Milliampere	342-426	218-376	330-425	250-380
$CTDI_{vol}$ (mGy)	21.4	22.3	15.2	14.29
DLP (mGy.cm)	770	819	480	401
Slice thickness (mm)	2.2	2.1	5	5
Rotation time (second)	1.25	1.13	0.5	0.5
pitch	0.85	0.88	1.37	1.37
Conversion factor	0.0185	0.0105	0.0185	0.0105
E (mGy)	14.2	8.6	8.9	4.2

DRL protokol grup 1 lebih tinggi dari referensi. Hal ini mengindikasikan mesin dirancang untuk menitikberatkan pada kualitas citra daripada dosis radiasi. Setelah menggunakan protokol optimisasi, terdapat penurunan dosis radiasi.

Hasil dan Pembahasan

Table 1. Adult Conversion Factors for Dose-Length Product-Based CT Dosimetry Based on International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 103, (ICRP 2007) and summarized by [15].

Age	kVp	Male					Female				
		Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis	Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis
Adult	80	0.0017	0.005	0.0107	0.0132	0.01	0.0019	0.0055	0.0188	0.017	0.0157
	100	0.0018	0.0049	0.0104	0.0132	0.0099	0.002	0.0053	0.0183	0.017	0.0155
	120	0.0018	0.0049	0.0105	0.0134	0.01	0.002	0.0053	0.0185	0.0173	0.0157
	140	0.0018	0.005	0.0107	0.0134	0.0102	0.002	0.0055	0.0188	0.0173	0.016

Table 2. Comparison of Head, Chest, and Abdominal CT Dose Values with DRLs given in the international standards [16,17,18]. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Examination	*Dose Parameter*	*Group I*	*Group II*	*EU 2004*	*UK 2003*	*IAEA 2006*
Head CT	CTDIvol (mGy)	79	44	60	100	47
	DLP (mGy·cm)	1218	760	1050	1050	1050
Chest CT	CTDIvol (mGy)	22	14	30	14	9.5
	DLP (mGy·cm)	794	401	650	580	447
Abdominal CT	CTDIw (mGy)	31	18	35	13	10.9
	DLP (mGy·cm)	1097	831	780	560	696

Table 3. The important technical factors and radiation doses, at routine head, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Head	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	44	50	25	33
Average Age	53.4	54.4	53.2	53.9
Milliampere	224-322	202-385	157-344	202-409
$CTDI_{vol}$ (mGy)	79	79	40	46
DLP (mGy.cm)	1198	1207	655	831
Slice thickness (mm)	2.5	2.5	5	5
Rotation time (second)	1.2	1	0.5	0.5
pitch	0.78	0.76	0.98	0.98
Conversion factor	0.002	0.0018	0.002	0.0018
E (mGy)	2.4	2.2	1.3	1.5

Table 4. The important technical factors and radiation doses, at routine abdomen and pelvis, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Abdomen and pelvis	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	95	167	70	90
Average Age	44.5	44.1	39	42.2
Milliampere	308-429	303-410	304-403	299-408
$CTDI_{vol}$ (mGy)	20.7	37.3	19.0	17.8
DLP (mGy.cm)	1090	1100	814	838
Slice thickness (mm)	2.5	2.5	2.5-5	2.5-5
Rotation time (second)	0.85	0.85	0.5	0.5
pitch	1.35	1.35	1.37	1.37
Conversion factor	0.0173	0.0134	0.0173	0.0134
E (mGy)	18.9	14.7	14.1	11.2

Table 5. The important technical factors and radiation doses, at routine chest, for Group I and group II. Group I was imaged according to the protocols set by the GE. Group II were imaged according to the protocols set by our team after optimization.

Chest	Group I		Group II	
	Adult Females	Adult males	Adult Females	Adult males
No of Patients	14	13	12	13
Average Age	60.7	57.2	59.1	46.5
Milliampere	342-426	218-376	330-425	250-380
$CTDI_{vol}$ (mGy)	21.4	22.3	15.2	14.29
DLP (mGy.cm)	770	819	480	401
Slice thickness (mm)	2.2	2.1	5	5
Rotation time (second)	1.25	1.13	0.5	0.5
pitch	0.85	0.88	1.37	1.37
Conversion factor	0.0185	0.0105	0.0185	0.0105
E (mGy)	14.2	8.6	8.9	4.2

DRL protokol grup 1 lebih tinggi dari referensi. Hal ini mengindikasikan mesin dirancang untuk menitikberatkan pada kualitas citra daripada dosis radiasi. Setelah menggunakan protokol optimisasi, terdapat penurunan dosis radiasi.

Kesimpulan

Hasil penelitian kami menunjukkan bahwa nilai CTDIvol dan DLP yang diambil dari gambar yang dilakukan menggunakan protokol yang ditetapkan oleh vendor CT lebih tinggi dari tingkat referensi yang menunjukkan bahwa produsen memfokuskan upaya mereka untuk meningkatkan kualitas gambar daripada meminimalkan dosis yang dapat diberikan kepada pasien. Pelaksanaan optimisasi selanjutnya harus melibatkan analisa kualitas citra seperti level noise, dll

REVIEW JURNAL	
Judul	: **CT negative subarachnoid hemorrhage in the Emergency Department**
Penulis	: ***Jacek Szypenbejl1 , Mariusz Siemiński1 , Edyta Szurowska2 , Tomasz Szmuda3 , Andrzej Basiński1***
Jurnal	: J Radiol Imaging Technol
Vol (No.) Halaman	: 3(1):43-48
Tahun	2020

Pendahuluan

Sakit kepala merupakan 2% penyebab kunjungan ke UGD. Perdarahan subarachnoid (SAH) jarang terjadi tetapi berpotensi menyebabkan sakit kepala akut yang mengancam jiwa. Tes diagnostik pertama yang dilakukan di Unit Gawat Darurat (UGD) untuk sakit kepala akut adalah CT Kepala tanpa kontras. CT kepala non-kontras negatif mungkin dapat disalahartikan sebagai pengecualian SAH dan menyebabkan keluarnya DE. Konsekuensi dari mengabaikan SAH menjadi perhatian khusus bagi Dokter Darurat. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menilai prevalensi dan gambaran klinis kasus SAH dengan CT-negatif yang dirawat di UGD.

Secara keseluruhan
pasien dengan CT-negatif SAH dilakukan angiografi tomografi terkomputasi (CTA) dan tidak ditemukan kelainan vaskular. Dalam satu kasus, angiografi subtraksi digital dilakukan karena gambar CTA yang samar-samar
dan itu menunjukkan aneurisma kecil yang tidak pecah pada arteri serebral medial. Semua pasien dengan SAH CT-negatif
dirawat di bangsal neurologis dan kemudian keluar dari rumah sakit tanpa defisit neurologis. Di sana
tidak ada episode kemunduran klinis dan tidak ada pasien yang memerlukan intervensi bedah saraf segera.
Kesimpulan: Meskipun pungsi lumbal tetap menjadi standar emas dalam menyingkirkan SAH, CT scan kepala tanpa peningkatan kontras tampaknya menjadi alat diagnostik yang memuaskan di UGD

Metode Penelitian

Analisis Retrospektif grafik pasien yang dirawat di UGD dan didiagnosis SAH selama 18 bulan berturut-turut. Analisa dilakukan pada pasien IGD dengan informasi diagnostik.
Pada setiap pasien dilakukan CT scan kepala non-kontras untuk menyingkirkan kondisi yang berpotensi mengancam jiwa. Seorang spesialis radiologi menilai masing-masing
CT scan. Jika CT scan kepala normal (CT negatif) tetapi gambaran klinisnya sangat mencurigakan SAH spontan, dilakukan pungsi lumbal diagnostik.

Hasil Penelitian Diskusi

Table 1. Clinical data of the CT-positive and CT-negative patients

	CT-positive group	CT-negative group	P
Age (years, mean	55.9	50.4	NS
Sex (% of men)	43 (35.5%)	2 (40%)	NS
Headache (n,%)	98 (81%)	5 (100%)	NS
Vomitting (n,%)	53 (43.8%)	2 (40%)	NS
Meningeal symptoms (n,%)	56 (46.2%)	1(20%)	NS
Neurological deficit (n,%)	78 (64.5%)	0 (0%)	0,007
Cerebral aneurism found (n,%)	103 (85.1%)	1 (20%)	0.0032
Neurosurgical intervention (n,%)	92 (76.0%)	0(0)%	0,0011
Deaths (n,%)	34 (28.1%)	0 (0)%	NS

Table 2. The score of CT-negative LP-positive subjects according to the Ottawa SAH Rule

Patient	Age ≥40?	Neck pain or neck stiffness?	Witnessed loss of conscious-ness	Onset during exertion?	"Thunder-clap" head-ache?	Limited neck flexion?	Total score	Suggestive for SAH?
Patient 1	0	0	1	0	0	0	1	YES
Patient 2	1	1	0	0	1	0	3	YES
Patient 3	1	0	0	0	1	0	2	YES
Patient 4	1	0	0	0	1	0	2	YES
Patient 5	**1**	**1**	**0**	**0**	**1**	**1**	**4**	**YES**

Legend: Answer YES was scored 1; answer 2 was scored 0

Hasil:
4% pasien yang didiagnosa SAH di IGD memiliki hasil CT Scan Kepala normal.ketodaksesuaian disebabkan perbedaan parameter CT Scan dan pengalaman radiologist dalam menjelaskan citra.

Kesimpulan

Pemeriksaan CT Scan tanpa kontras merupakan prosedur doagnostik penting pada Perdarahan subarachnoid yang menyebabkan sakit kepala. Dalam penelitian ini, hanya 4,0% dari perdarahan subarachnoid yang terdiagnosis meskipun CT kepala non-kontras hasilnya negatif. Sehingga lumbar puncture mnejadi alternatif metode diagnosis pad apasien dengan risiko SAH tinggi.

<table>
<tr><td colspan="2">REVIEW JURNAL</td></tr>
<tr><td>Judul</td><td>: CT Head Lens Exclusion Audit</td></tr>
<tr><td>Penulis</td><td>: Merina Kurian1*, Weehaan Pang2 and Arivalagan Bapusamy2</td></tr>
<tr><td>Jurnal</td><td>: Journal of Ophthalmology Research Reviews & Reports</td></tr>
<tr><td>Vol (No.)
Halaman</td><td>:</td></tr>
<tr><td>Tahun</td><td>2024</td></tr>
<tr><td>Pendahuluan</td><td>Lensa mata pada CT Scan kepala, harus dikecualikan karena merupakan organ sensitif. Studi ini bertujuan audit dosis radiasi lensa mata.</td></tr>
<tr><td>Metode Penelitian</td><td>Penelitian ini melibatkan data pasien yang dibedakan menjadi dua yaitu : 50 consekutif in pasien dan 50 konsekutif outpasien.</td></tr>
<tr><td>Hasil Penelitian
Diskusi</td><td>Berikut data pasien :
Table 1: Outcome of audit in which both lenses were included
<table>
<tr><th></th><th>Both lenses included</th></tr>
<tr><td>First Audit: A&E and Inpatient</td><td>42</td></tr>
<tr><td>First Audit: Outpatient</td><td>45</td></tr>
<tr><td>Second Audit: A&E and Inpatient</td><td>46</td></tr>
<tr><td>Second Audit: Outpatient</td><td>42</td></tr>
</table></td></tr>
<tr><td>Kesimpulan</td><td>Pengecualian lensa mata sulit karena kesulitan posisi pasien dan keterbatasan pergerakan alat CT Scan.</td></tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation Dose in the Thyroid and the Thyroid Cancer Risk Attributable to CT Scans for Pediatric Patients in One General Hospital of China**
Penulis	: **Yin-Ping Su 1, Hao-Wei Niu 1, Jun-Bo Chen 2, Ying-Hua Fu 1, Guo-Bing Xiao 3 and Quan-Fu Sun 1,***
Jurnal	: **International Journal of Environmental Research and Public Health**
Vol (No.) Halaman	: *11*, 2793-2803
Tahun	2014
Pendahuluan	Kejadian kanker tiroid semkain meningkat di China. Potensi kanker tiroid dikaitkan dengan penerimaan dosis radiasi pengion saat masa anak-anak. CT Scan merupakan alat diagnostik yang paling banyak digunakan termasuk pada anak-anak. Tujaun penelitian ini Untuk mengukur dosis radiasi pada tiroid yang disebabkan oleh perbedaan CT scan dan untuk memperkirakan risiko kanker tiroid pada pasien anak.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan pasien anak-anak dengan dosis radiais paling tinggi pada tiroid yakni : paranasal sinus CT, CT Kepala dan CT dada. Dosis radiasi yang dicatac adalah CTDIvol dan DLP. Risiko kanker diukur dengan National Academies' Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR) VII Report untuk mengetahui lifetime attributable risk (LAR).
Hasil dan Pembahasan	

Table 1. Distribution of CT scans in the hospital in 2012 according to the covered anatomies.

Protocols	Frequency	Percentage (%)
Paranasal sinus	136	10.4
Head	696	53.3
Chest	139	10.6
Abdomen/pelvis	242	18.5
Spine	40	3.1
limb/others	54	4.1
Total	1,307	100

Table 2. Demographics of the children in this cohort.

Age (years) at Scan	CT Protocol					
	Paranasal Sinus CT		Head CT		Chest CT	
	Boys	Girls	Boys	Girls	Boys	Girls
0	-	-	5	6	1	1
1–<5	4	-	83	50	6	5
5–<10	35	18	193	82	12	6
10–15	50	29	193	65	51	31
Overall	89	47	470	203	70	43

Table 3. Parameters used by three CT protocols considered in this study.

Parameters	Paranasal Sinus CT			Head CT				Chest CT			
Exposed age (years)	1–<5	5–<10	10–15	0	1–<5	5–<10	10–15	0	1–<5	5–<10	10–15
Kilovoltage (kV)	120	120	120	118 [a]	120	120	120	120	120	120	120
Tube current (mA)	255	237	254	161	178	164	163	313	300	375	330
Rotation time (s)	0.5	0.5	0.5	1.5	1.5	1.5	1.5	0.5	0.5	0.5	0.5
pitch	0.688	0.688	0.688	1	1	1	1	0.688	0.688	0.938	0.938
CTDIvol (mG_y)	32.4	34.7	35.1	29.9	33.8	33.6	34.1	10.4	11.8	14.1	11.6
DLP (mG_y·cm)	369.3	337.5	399.0	327.7	374.1	394.2	413.2	243.0	254.2	358.0	353.8
Scan mode	Spiral			Axial				Spiral			
Detector collimation (mm)	16 × 1.5			16 × 1.5				16 × 1.5			
Scan thickness (mm)	5			6				5			
Scan-field-of-view	From frontal sinus to upper alveolar bone			Covered cranium				From thoracic inlet to the costophrenic angle			

Note: [a] The assumed kilovoltage from head CT scans for patients in this age group is 120 kV.

Table 4. Radiation dose (mGy) in the thyroid, by age, using the three CT protocols.

CT protocol	Age (years) at Scan			
	0	1–<5	5–<10	10–15
Paranasal sinus CT	-	0.92	0.65	0.61
Head CT	2.45	1.82	1.38	1.10
Chest CT	5.76	4.34	3.50	2.63

Table 5. Lifetime attributable risk of thyroid cancer incidence in the Chinese population.

Gender	Age at Exposure			
	0	5	10	15
Boys	136	91	60	39
Girls	964	639	422	275

Table 6. Summary of the lifetime attributable risk of thyroid cancer incidence per children based on the different CT protocols in this general hospital.

Age at Exposure	Paranasal Sinus CT	Head CT	Chest CT
	Mean (Min-Max)	Mean (Min-Max)	Mean (Min-Max)
Girls			
0	-	23.6 (-)	55.5(-)
1–<5	-	14.5 (12.6–48.5)	40.3 (30.1–65.4)
5–<10	3.6 (3.0–4.2)	8.0 (6.3–32.5)	26.4 (16.0–44.7)
10–15	2.2 (1.7–2.6)	3.5 (2.8–4.6)	8.8 (7.0–27.5)
Overall	2.7 (1.7–4.2)	8.7 (2.8–48.5)	14.1 (7.0–65.4)
Boys			
0	-	3.3 (-)	7.8 (-)
1–<5	1.0 (0.9–1.1)	2.0 (1.8–3.6)	5.8 (4.3–8.5)
5–<10	0.5 (0.4–0.6)	1.1 (0.9–3.2)	2.9 (2.3–5.4)
10–15	0.3 (0.2–0.4)	0.5 (0.4–1.3)	1.5 (1.0–7.9)
Overall	0.4 (0.2–1.1)	1.1 (0.4–3.6)	2.1 (1.0–8.5)

Note: The units are the additional number of cancer cases in the lifetime of 100,000 children in China who

Bagian tubuh paling banyak mendapat dosis radiasi CT Scan dari pemeriksaan kepala, abdomen dan perut. Tiroid paling banyak mendapat radiasi darinpemriksaan CT Dada. Salah satu penyebabnya adalah overscanning.

Kesimpulan	Hasil penelitian kami menunjukkan bahwa risiko kanker tiroid terbesar ditemukan pada pemeriksaan CT Scan dada dibandingkan dengan CT Kepala.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Estimation and comparison of the effective dose and lifetime attributable risk of thyroid cancer between males and females in routine head computed tomography scans: a multicentre study**
Penulis	: ***Daryoush Khoramian, MSc1, Mohammad Haghparast, MSc, PhD2,3, Adnan Honardari, MSc3, Ebrahim Nouri, MSc3, Esmail Ranjbar, MSc4, Razagh Abedi-Friouzjah, MSc5, Shiva Zarifi, MSc6, Choirul Anam, Msc, PhD7, Milad Najafzadeh, MSc, PhD8 , & Mahdieh Afkhami-Ardakni, MSc***
Jurnal	: Journal of Medical Radiation Sciences
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2024
Pendahuluan	CT Scan merupakan teknik pencitraan tomografi yang merekonstruksi citra menggunakan transimis sinar X dan algoritma komputer. CT Scan berkembang secara teknologi yang mampu meningkatkan resolusi temporal dan kontras. Namun menyumbang dosis radiasi kolektif yang timggi pada populasi. Pada CT Scan kepala, organ paling beriisko adalah tiroid. Penelitian ini bertujuan untuk memperkirakan dosis organ, dosis efektif (ED) dan risiko yang dapat diatribusikan seumur hidup (LAR) kanker tiroid dari CT scan kepala pada orang dewasa.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan CT scan kepala pada 74 pasien (38 laki-laki dan 36 perempuan) dikategorikan menggunakan tiga CT Scan yang berbeda. Selain itu data yang dicatat berdasarkan : Usia, jenis kelamin, dan pemindaian parameter, termasuk panjang pemindaian, produk waktu-arus tabung (mAs), pitch, CT indeks dosis, dan produk panjang dosis (DLP). Perangkat lunak CT-Expo digunakan untuk menghitung dosis tiroid dan DE untuk setiap pasien berdasarkan pemilihan parameter. LAR kemudian dihitung menggunakan metodologi Efek Biologis Radiasi Pengion (BEIR) Tahap VII.
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 2.** List of scanners, patients' sex distributions and scan parameters used for each scanner. 	Scanner	Patient sex		Tube current–time (mAs)	Kilovoltage peak (kVp)	Scan length (cm)	Scan mode	Rotation times (s)	Beam width
	Male	Female						
Siemens Somatom Emotion	15	13	205.04 ± 55.65	110	13.18 ± 1.6	Axial (pitch = 1)	1	10
Philips Ingenuity Flex	12	15	188.39 ± 4.86	120	15.8 ± 1.7	Helical (pitch = 0.563)	0.5	10
Toshiba Alexion	11	8	160 ± 0	120	14.24 ± 0.98	Helical (pitch = 1)	1.5	9.6 | Values are expressed as mean ± standard deviation. **Table 3.** Comparison of scan parameters used for the head CT protocols. | Subjects	Tube current–time (mAs)	Kilovoltage peak (kVp)	Scan length (cm)	Helical pitch	Beam width (mm)	Rotation time (s)
Females	195.16 ± 52 (190, 160–199)	116.28 ± 4.9 (120, 110–120)	15.73 ± 3.9 (14.6, 10.8–16.1)	0.87 ± 0.31 (1, 0.563–1)	9.91 ± 0.17 (10, 9.6–10)	0.9 ± 0.39 (1, 0.5–1.5)
Males	186.1 ± 37.4 (190, 160–220)	116.15 ± 4.93 (120, 110–120)	14.6 ± 1.57 (14.4, 10.7–17.5)	0.77 ± 0.38 (1, 0.563–1)	9.88 ± 0.18 (10, 9.6–10)	0.98 ± 0.39 (1, 0.5–1.5)
P-value	0.48	0.77	0.73	0.28	0.52	0.36	 Values are represented as mean ± standard deviation, median and range.

Table 4. Comparison of the thyroid dose between the helical and axial scanning modes in the head CT.

Subjects	Thyroid dose (mGy) Scanning modes Helical (*a*)	Axial (*b*)	Difference	Percentage difference $(a-b)/b \times 100$	*P*-value
Female	3.1 ± 0.96	1.87 ± 0.61	1.23	65	<0.001
Male	3.23 ± 1.13	1.45 ± 0.73	1.78	122	<0.001

Table 5. Mean and SD values of the thyroid organ dose, ED and LAR.

Subjects	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP* (mGy × cm)	Organ dose (mGy)	ED (mSv)	LAR (per 100,000 people)
Females	44.84 ± 11.36 (53.1, 29–53.9)	635.4 ± 188.7 (700.1, 332–867.6)	2.66 ± 1.03 (2.3, 0.7–5)	1.6 ± 0.4 (1.6, 1.1–2.4)	0.91 ± 1.35 (0.23, 0.00087–4.761)
Males	42.69 ± 10.46 (48.55, 30.1–53.9)	644.6 ± 203.0 (717.2, 319.8–946.7)	2.52 ± 1.31 (2.55, 0.5–5.4)	1.5 ± 0.4 (1.6, 0.7–2.3)	0.2 ± 0.29 (0.064, 0.0002–1.3)
P value	0.07	0.57	0.43	0.35	0.001

Values are represented as mean ± standard deviation, median and range values. $CTDI_{vol}$, volume computed tomography dose index; DLP, dose length product; ED, effective dose; LAR, lifetime attributable risk.
*DLP, dose length product, is the product of the CTDIvol and the scan length of a group of scans.

Meskipun rata-rata dosis organ tiroid (2,66 ± 1,03 mGy) dan ED
(1,6 ± 0,4 mSv) sedikit lebih tinggi pada perempuan, namun perbedaan ini tidak terjadi signifikan secara statistik dibandingkan laki-laki (rata-rata dosis tiroid, 2,52 ± 1,31 mGy; rata-rata ED, 1,5 0,4 mSv). Sebaliknya, terdapat perbedaan yang signifikan antara keduanya rata-rata LAR tiroid wanita (0,91 1,35) dan pria (0,20136 0,29)
(P = 0,001).

CT Scan meningkatkan risiko kanker sehingga perlu optimisasi dan justifikasi penggunaan CT Scan. Salah satu optimisasi adalah dengan monitoring atau memantau dosis radiasi pada kelenjar tiroid dan mentapkan DRL untuk menekan dosis radiasi. Dosis radiasi bergantung pada parameter mAs, kVp, lebar berkas, pitch dan keterampilan operator, termasuk penempatan pasien yang tidak tepat pada pusat dan model CT Scan. Selain itu dipengaruhi oleh panjang scan, artinya makin pendek makin rendah dosis radiasi.
Dosis radiasi tiroid lebih besar pada Wanita daripada Pria. CTDI vol tiroid dipengaruhi oleh tube potential, tube current, beam collimation dan beam pitch. Mengubah panjang scan dan parameter yg mempengaruhi CTDIvil dapat menurunkan dosis radiais tiroid.
Dosis efektif tiroid laki-laki lebih bersar dari Wanita namun Risiko LAR tiroid Wanita lebih besar daripada pria.

Kesimpulan	LAR tiroid wanita lebih besar dari Pria karena perbedaan anatomi jenis kelamin. Dosis organ tiroid dan dosis efektif tiroid meningkat seiring meingkatnya DLP. Artinya mengurangi panjang scan dapat menurunkan dosisn radiasi LAR dan dosis efektif.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Recommendations for Processing Head CT Data**
Penulis	**: *John Muschelli****
Jurnal	: **Journal of Ophthalmology Research Reviews & Reports**
Vol (No.) Halaman	: 13
Tahun	2019
Pendahuluan	Banyak aplikasi penelitian neuroimaging menggunakan magnetic resonance imaging (MRI). Dengan demikian, rekomendasi untuk analisis gambar dan alur kerja pencitraan standar tersedia. Namun, pencitraan klinis sangat bergantung pada Scan computed tomography (CT) sinar-X untuk diagnosis dan prognosis. Saat ini, hanya ada satu alur kerja pemrosesan gambar untuk CT kepala, yang berfokus terutama pada data CT kepala dengan lesi. Kami menyajikan alat dan alur kerja lengkap untuk memproses data CT, dengan fokus pada solusi sumber terbuka, yang berfokus pada CT kepala tetapi berlaku untuk sebagian besar analisis CT. Kami menjelaskan tentang beralih dari data DICOM mentah ke otak yang dinormalisasi secara spasial dalam CT dengan menyajikan contoh lengkap dengan kode. Secara keseluruhan, kami merekomendasikan penganoniman data dengan Clinical Trials Processor, mengonversi data DICOM ke NIfTI menggunakan dcm2niix, menggunakan BET untuk ekstraksi otak, dan registrasi menggunakan templat CT yang tersedia untuk umum untuk analisis.
Metode Penelitian	Penelitian ini merupakan literatur reviu
Hasil Penelitian Diskusi	Pencitraan klinis sangat bergantung pada C Scan untuk diagnosis dan prognosis. Studi yang menggunakan Scan CT umumnya tidak dapat melibatkan relawan yang sehat atau populasi non-klinis yang besar karena paparan radiasi dan kurangnya manfaat yang substansial. Dengan demikian, sebagian besar data CT kepala dikumpulkan dari uji klinis prospektif atau studi retrospektif berdasarkan data rekam medis kesehatan dan sistem pengarsipan dan komunikasi gambar rumah sakit (PACS).Sebagian besar data yang berasal dari PACS berformat DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Umumnya, file DICOM merupakan gabungan metadata (misalnya, header) tentang gambar dan data piksel individual, yang sering kali tertanam dalam format JPEG. Prose selnajutnya adalah ketersediaan data sevara public, konversi DICOM ke NifTI, konvolusi kernel dan agen kontras.
Kesimpulan	Penelitian ini menyajikan alur kerja sederhana untuk praproses (lihat Lembar Data 1) data CT kepala, beserta opsi perangkat lunak untuk membaca dan mengubah data. Kami telah menemukan bahwa banyak alat yang tersedia untuk MRI dan dapat diterapkan pada data CT. Perbedaan yang mencolok terlihat di antara data tersebut sebagian besar disebabkan oleh pengaturan pengumpulan (penelitian vs. klinis), akses data, organisasi data, rentang intensitas gambar, kontras gambar, dan data tingkat populasi. Karena Scan CT memberikan informasi yang cepat dan relevan secara klinis dan dengan meningkatnya minat pada pembelajaran mesin dalam data pencitraan medis, khususnya pembelajaran mendalam menggunakan jaringan saraf konvolusional, penelitian dan analisis kuantitatif data CT kepala pasti akan meningkat. Kami yakin ini menyajikan ikhtisar tentang serangkaian alat dan data yang berguna untuk penelitian dalam CT kepala. Agar penelitian menggunakan Scan CT kepala memiliki tingkat minat dan keberhasilan seperti MRI, data tambahan yang tersedia untuk umum perlu dirilis. Kami melihat ledakan penelitian dalam MRI, khususnya MRI fungsional, karena data tambahan dirilis dan konsorsium membuat studi skala besar yang sesungguhnya. Kolaborasi ini dapat dilakukan di institusi perorangan, tetapi mengharuskan Scan dilepaskan dari populasi klinis, di mana persetujuan harus diperoleh terlebih dahulu, dan menegakkan privasi pasien harus menjadi prioritas utama. Kumpulan data internal yang besar kemungkinan ada, tetapi institusi memerlukan insentif untuk merilis kumpulan data ini ke publik. Selain itu, meskipun institusi memiliki sejumlah besar data yang kaya, metode umum, dan aplikasi memerlukan data dari beberapa institusikarena parameter, protokol, dan karakteristik populasi dapat sangat bervariasi. Salah satu rintangan besar setelah membuat alat analisis otomatis atau alat pendukung untuk membantu ahli radiologi dan dokter adalah integrasi ulang informasi ini ke dalam sistem perawatan kesehatan. Kami tidak menyajikan jawaban untuk masalah sulit ini, tetapi perhatikan bahwa alat-alat ini pertama-tama perlu dibuat untuk menunjukkan kasus-kasus di mana integrasi ulang ini dapat meningkatkan perawatan pasien, hasil, dan metrik kinerja

	lainnya. Kami berharap alat dan diskusi yang kami berikan dapat memajukan upaya tersebut bagi para peneliti yang memulai di bidang ini. Semua kode yang digunakan untuk menghasilkan gambar dalam makalah ini terletak di https://github.com/muschellij2/process_head_ct. Kode tersebut menggunakan paket dari Neuroconductor di R. Semua data yang disajikan berasal dari set data CQ500, yang dapat diunduh dari http://headctstudy.qure.ai/dataset

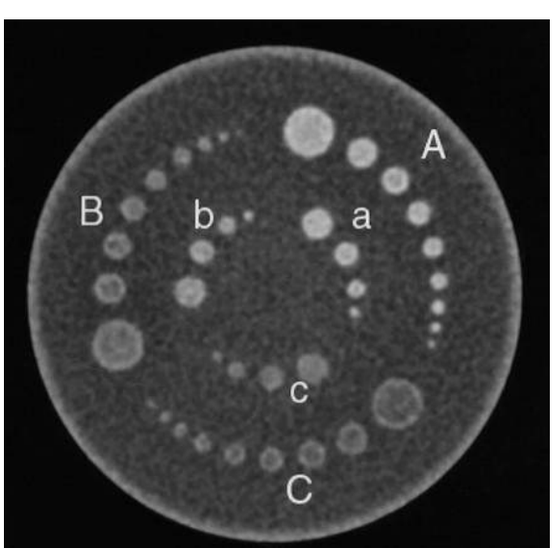
REVIEW JURNAL	
Judul	: **The Feasibility of Contrast-to-Noise Ratio on Measurements to Evaluate CT Image Quality in Terms of Low-Contrast Detailed Detectability**
Penulis	: **Haney A Alsleem 1 and Hussain M Almohiy 2,***
Jurnal	: **medical science**
Vol (No.) Halaman	: *28*
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan mengalami peningkatan jumlah dan penggunaannya. Hal ini mneyebabkan peningkatan dosis radiasi populasi. Salah satu metode yang digunakan untuk mengatasi dosis radiasi tinggi adalah metode iterativ rekonstruksi. Untuk mengevaluasi pengukuran rasio kontras terhadap derau (CNR) dalam menilai kualitas gambar, dalam konteks kinerja kemampuan deteksi detail kontras rendah (LCD), dalam gambar tomografi terkomputasi (CT), karena paparan radiasi tipe pengion yang tinggi dianggap menghadirkan risiko karsinogenik yang berlebihan, sekaligus menyebabkan tekanan pada subjek penelitian. Kesimpulan: Metode penilaian LCD objektif, berdasarkan pengukuran CNR, dikonfirmasi berguna untuk memeriksa dampak yang berbeda dari kVp, mAs, dan ketebalan penampang pada sifat gambar. Prosedur ini juga layak dalam menilai dampak dari berbagai perhitungan rekonstruksi dan berbagai pertanyaan diferensiasi pada sifat gambar.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan Modul fantom LCD (CTP515). Tiga item kontras yang berbeda digunakan untuk menganalisis konsekuensi proporsi objek pada CNR. Tiga CT Scan multidetektor (MDCT) digunakan, dengan kerangka kerja 16-MDCT, 64-MDCT, dan 80-MDCT. CT Scan dibuat ulang menggunakan tiga algoritma pembuatan ulang yang berbeda —lunak, standar, dan paru-paru. Efek yang diberikan pada CNR oleh berbagai algoritma pemodelan ulang, serta kontras berbagai objek beserta ukuran objek, dieksplorasi. Unit Hounsfield dari setiap objek yang dipilih (satu unit yang mewakili bagian luar objek) dan latar belakang serta deviasi standar parameter noise dikuantifikasi, dan algoritma dikembangkan menggunakan MATLAB. 

Table 1. Specifications of the CT Scanner.

	16-MDCT	64-MDCT	80-MDCT
Manufacturer's name	GE Healthcare	GE Healthcare	Toshiba
Name of the product	LightSpeed 16	LightSpeed VCT 64	Aquilion Prime 80
Type of Detector	Solid-state polycrystalline ceramic scintillator	Solid-state ceramic	Solid-state Gd2O2S
Cell size of the Detector	0.625 mm	0.625 mm	0.5 mm
Coverage area	20 mm	40 mm	40 mm
Aperture of the Gantry	70 cm	70 cm	78 cm
Algorithm reconstruction	Filtered back projection, 2D back projection	GE property volume recon 2D back projection	Filtered back projection
Focal spot size	0.7 × 0.6 0.9 × 0.7	0.6 × 0.7 0.9 × 0.9	0.9 × 0.8 1.6 × 1.4

Table 2. The Protocol parameters utilised for image acquisition.

Voltage kVp	80 and 120	
mAs Utilised	10, 20, 50, 100 and 200	
Section thickness	For the 80-MDCT (in mm)	0.5, 1, 2 and 5
	For 16-MDCT and the 64-MDCT (in mm)	0.625, 1.25, 2.5 and 5
Reconstruction algorithms used	Standard, lung and soft tissue	

$$\text{CNR} = \frac{\text{CT value (object)} - \text{CT value (background)}}{\text{SD (noise)}}$$

Hasil dan Pembahasan

kVp	mAs	16-MDCT			64-MDCT			80-MDCT		
		Section Thickness	Mean	SD	Section Thickness	Mean	SD	Section Thickness	Mean	SD
80	10	0.625	0.24	0.18	0.625	0.26	0.29	0.5	−0.02	0.20
80	10	5	0.18	0.24	5	0.56	0.22	5	0.19	0.17
80	20	0.625	0.07	0.21	0.625	0.52	0.43	0.5	0.11	0.25
80	20	5	0.50	0.21	5	0.89	0.23	5	0.52	0.19
80	50	0.625	0.32	0.38	0.625	0.61	0.39	0.5	0.27	0.21
80	50	5	0.94	0.16	5	1.53	0.23	5	0.72	0.15
80	100	0.625	0.74	0.30	0.625	1.04	0.36	0.5	0.29	0.15
80	100	5	1.31	0.19	5	2.19	0.27	5	0.91	0.17
80	200	0.625	0.83	0.34	0.625	1.20	0.25	0.5	0.53	0.14
80	200	5	1.96	0.28	5	3.11	0.39	5	1.42	0.17

Table 4. Mean CNR values of the images at 120 kVp. The mean values were obtained by averaging three identical exposures.

kVp	mAs	16-MDCT			64-MDCT			80-MDCT		
		Section Thickness	Mean	SD	Section Thickness	Mean	SD	Section Thickness	Mean	SD
120	10	0.625	0.35	0.36	0.625	0.57	0.30	0.5	0.06	0.21
120	10	5	0.58	0.24	5	1.14	0.34	5	0.35	0.20
120	20	0.625	0.49	0.36	0.625	0.71	0.38	0.5	0.23	0.16
120	20	5	1.02	0.21	5	1.60	0.32	5	0.65	0.26
120	50	0.625		0.46	0.625	1.09	0.43	0.5	0.37	0.19
120	50	5	1.56	0.22	5	2.54	0.22	5	1.05	0.23
120	100	0.625	0.98	0.31	0.625	1.39	0.32	0.5	0.64	0.24
120	100	5	2.51	0.25	5	3.48	0.27	5	1.33	0.31
120	200	0.625	1.27	0.29	0.625	2.17	0.47	0.5	0.80	0.28
120	200	5	3.17	0.43	5	5.14	0.33	5	1.87	0.40

Table 5. Differences in CNR values (p values, student t-tests) between different object sizes at 1% contrast in each CT scanner.

Object Size	Object Sizes	Sig. (p Values, Student t-Tests)		
		16-MDCT	64-MDCT	80-MDCT
5	6	0.989	0.99	0.005
	7	0.228	0.999	0
	8	0	0.905	0.001
	9	0.145	0.799	0.002
	15	0.998	0.994	0
6	7	0.601	1	0.309
	8	0.004	0.998	0.999
	9	0.459	0.987	1
	15	1	1	0.333
7	8	0.308	0.982	0.537
	9	1	0.937	0.467
	15	0.472	1	1
8	9	0.436	1	1
	15	0.002	0.997	0.566
9	15	0.339	0.979	0.495

Informasi CNR sangat dipengaruhi oleh perubahan perhitungan pembuatan ulang gambar dan sangat meningkat dalam gambar pembuatan ulang jaringan lunak menggunakan 16-MDCT dan 64-MDCT. Informasi CNR juga lebih meningkat dalam gambar pembuatan ulang optimum daripada dalam gambar yang direproduksi dari prosedur komputasi yang digunakan dalam 80-MDCT. Hasilnya tidak menunjukkan kontras yang mencolok dalam nilai CNR antara berbagai ukuran objek. Secara keseluruhan, kVp yang lebih tinggi menghasilkan CNR yang lebih baik di semua pemindai CT. Secara khusus, terdapat peningkatan yang menonjol dalam informasi CNR ketika kVp ditingkatkan dari 80 menjadi 120. Tingkat mAs yang lebih tinggi memberikan nilai CNR yang lebih baik secara keseluruhan, terutama untuk ketebalan penampang yang lebih besar. Berdasarkan estimasi CNR, 64-MDCT memberikan korelasi terbaik di antara pemindai CT.

Kesimpulan	Teknik penilaian LCD, berdasarkan nilai CNR, peka terhadap kuantifikasi dampak kVp, mAs, dan ketebalan penampang pada kualitas gambar. Teknik ini juga berhasil menilai dampak pada kualitas gambar dari berbagai kalkulasi rekonstruksi dan objek pada berbagai tingkat, berdasarkan nilai CNR. Namun, perlu dicatat bahwa ukuran objek terkecil yang dapat diperkirakan, menggunakan teknik ini dengan Catphanfi 600, adalah 5 mm. Objek yang lebih kecil tidak dapat dibedakan dengan presisi apa pun tanpa memperkirakan bagian luar objek untuk menentukan nilai CT rata-rata objek. Dalam hal itu, tidak ditemukan perubahan CNR yang signifikan antara berbagai ukuran objek. Dengan demikian, persepsi LCD tidak hanya ditentukan oleh diferensiasi objek, tetapi juga oleh ukuran objek. Oleh karena itu, metode ini bukanlah metode yang tepat untuk mengukur kinerja detektabilitas LCD. Desain fantom ini juga tidak mungkin menilai objek dengan ukuran dan kontras yang sama pada berbagai tingkat posisi di dalam fantom. Ini memakan waktu, tidak nyaman, dan menjengkelkan karena memerlukan pemeriksaan data dalam jumlah yang sangat banyak. Lebih jauh, keaslian teknik ini relatif rendah karena saksi mata manusia tidak diikutsertakan dalam prosedur. Dengan demikian, pemanfaatan Catphanfi 600 tidak boleh dianggap sebagai peralatan pelengkap untuk tujuan pengoptimalan gambar dan penilaian berbasis reguler. Selain itu, indeks dosis CT volume (CTDIvol), yang merupakan perhitungan sistematis keluaran radiasi yang keluar dari sistem CT, yang memungkinkan pengguna untuk mengetahui jumlah radiasi yang dipancarkan dan menyamakan keluaran radiasi antara berbagai pemindai, dapat dipertimbangkan dalam penelitian mendatang. Hal lain yang perlu disebutkan adalah bahwa produk dosis-panjang (DLP), yang secara langsung terhubung dengan bahaya pasien (stokastik), juga dapat digunakan untuk penelitian serupa di masa mendatang.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **The Relationship between Risk Factors of Head Trauma with CT Scan Findings in Children with Minor Head Trauma Admitted to Hospital**
Penulis	**: Babak Masoumi1, Farhad Heydari1, Hamidreza Hatamabadi2, Reza Azizkhani1, Zahra Yoosefian3, Majid Zamani1**
Jurnal	: **Journal of Ophthalmology Research Reviews & Reports**
Vol (No.) Halaman	: 5(3):319-323
Tahun	2017
Pendahuluan	Penyebab pasien anak ke IGD salah satunya cidera kepala. Cidera kepala pada anak ada yang sampai tahap cedera intrakranial (ICI) yang perlu dilakukan CT Scan kepala. Karena pemindaian CT otak, terutama pada anak-anak, memiliki beberapa kelemahan, lebih baik menemukan prosedur yang dapat membantu memilih hanya anak-anak dengan cedera trauma kepala nyata untuk pemindaian CT otak. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menemukan prosedur tersebut. Penelitian ini bersifat deskriptif, analitik, dan non-intervensional.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan data pasien anak-anak dengan cedera trauma kepala yang dirujuk ke departemen darurat Rumah Sakit Imam Hossein dalam waktu dua tahun. Temuan CTscan pasien dan faktor risiko trauma kepala dievaluasi.
Hasil Penelitian Diskusi	

Table 1: The age ratio of patients in terms of presence or absence of ICI

	> 3 month	3 > month > 12	1 ≥ year ≥ 2	2 > year > 18	Total
ICI –	5 (1.5)	21 (6.2)	30 (8.8)	284 (83.5)	340 (100)
ICI +	0 (0)	4 (14.3)	4 (14.3)	20 (71.4)	28 (100)
total	5 (1.4)	5 (6.8)	34 (9.2)	304 (82.6)	368 (100)

Data in the table is presented as No. (%).

Farčić et al. Acute Postoperative Pain in Trauma Patients - The Fifth Vital Sign

Table 2: The frequency of head trauma Mechanism in studied children

	ICI+	ICI-	total
Falling from height	12 (8)	138 (92)	150 (100)
Motor vehicle accident	4 (3.9)	99 (96.1)	103 (100)
Pedestrian	6 (8.6)	64 (91.4)	70 (100)
Sports accident	3 (11.5)	23 (88.5)	26 (100)
Cycling accident	2 (18.5)	9 (81.8)	11 (100)
Fight	1 (25)	3 (75)	4 (100)
Other	0 (0)	4 (100)	4 (100)
Total	28 (7.6)	340 (92.4)	368 (100)

Data in the table is presented as No. (%).

Table 3: The relationships between predictor risk factors and ICI in studied children ((Negative predictive value (NPV) and positive predictive value (PPV))

Predictor risk factor	Sensitivity, %	Specificity, %	PPV, %	NPV, %	RR (95% CI)
Clinical symptoms of skull fractures	25	96.5	36.8	39.9	1.9 (3.25-25.55) *
Abnormal Mental Status	85.7	61.2	15.4	98.1	9.45 (3.2-3.65) *
History of vomiting	28.6	79.4	10.2	93.1	1.54 (0.625-3.65)
Loss of Consciousness (LOC)	60.7	54.4	9.9	94.4	1.845 (0.839-4.05)
Post traumatic Amnesia (PTA)	32.1	62.1	6.9	91.7	0.774 (0.34-1.76)
Diffuse headache	25	60.3	4.9	90.7	0.506 (0.0209-1.22)
Post Traumatic Seizure (convulsion)	10.7	95.8	17.65	92.8	2.794 (0.753-10.373)
Focal Neurological Deficit	14.3	79.9	36.7	93.3	7.93 (2.17-28.99) *
craniofacial Soft tissue(ST) injury	53.6	61.5	10.3	94.1	1.84 (0.849-3.99)
Craniofacial ST injury in patients > 2years	55	65	10	95.4	2.284 (0.0916-5.698)
Craniofacial ST injury in patients < 2years	50	67	18.2	90.5	2.111 (0.916-5.698)
Craniofacial trauma in patients < 3 month	-	-	-	-	-
Craniofacial trauma In patients 3 months to 1 year	50	71.4	25	88.4	2.5 (0.284-22.042)
Craniofacial trauma patients with 1-2years	50	70	18.2	91.3	2.333 (0.283-19.242)
Craniofacial trauma in patients 2-3 years-old	33.3	75	12.5	91.3	1.5 (0.117-19.178)
Systemic Injury	17.9	80	6.8	92.2	1.31 (0.31-2.56) *
X- ray symptoms of skull fractures	28.6	92.5	47.	84.6	4.86 (1.68-14.18) *
Skull fracture observed at CT Scan	46.4	95.9	48.1	95.6	20.18 (8.08-50.4) *

* Starred items indicate a statistically significant relationship between the variables.

	Dari 368 pasien, 326 pasien memiliki pemindaian CT otak normal. 28 dari mereka menunjukkan gejala ICI yang terdiri dari perdarahan intraventrikular (IVH), kontusio, perdarahan subaraknoid (SAH), perdarahan subdural (SDH), hematoma epidural (EDH), dan pneumocephalus. Dua puluh tujuh pasien menunjukkan fraktur tengkorak, yang 14 dari mereka mengalami fraktur terisolasi, dan 13 dari mereka juga menunjukkan gejala ICI. Karena pasien dengan fraktur terisolasi biasanya segera keluar dari Unit Gawat Darurat; data mereka tidak termasuk dalam hasil penelitian. Pasien telah dibagi menjadi dua kelompok: 1- ICI, 2- tanpa ICI. RR (risiko relatif), CI (Interval kepercayaan) dan sensitivitas, nilai prediksi positif (PPV), nilai prediksi negatif (NPV) dan hubungan faktor risiko ini dengan ICI dinilai dengan uji Chi-2. Pada akhirnya untuk menentukan indikasi CT scan, keberadaan salah satu dari lima faktor risiko ini penting termasuk status mental abnormal, gejala klinis fraktur tengkorak, riwayat muntah, cedera jaringan lunak kraniofasial (termasuk hematoma subgaleal atau laserasi) dan sakit kepala.
Kesimpulan	Penelitian ini mengonfirmasi bahwa pendekatan observasi direkomendasikan pada anak-anak dengan trauma kepala ringan untuk mengurangi CT-Scan Otak yang berisiko dan mahal. Melakukan CT-Scan berdasarkan penilaian klinis dokter, atau berdasarkan indikasi berbeda yang tercantum dalam pedoman dan protokol yang berbeda, tidak direkomendasikan. Namun, disarankan penggunaan faktor risiko untuk mengevaluasi indikasi CT Scan Otak pada anak-anak dengan trauma kepala ringan.

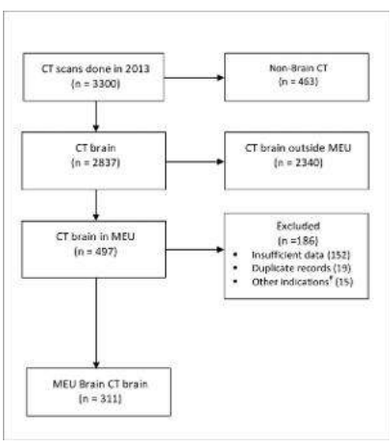
REVIEW JURNAL	
Judul	: **Clinical use and indications for head computed tomography in children presenting with acute medical illness in a low- and middle-income setting**
Penulis	: **Pamela Rudo Machingaidze1,2, Heloise BuysID1,2*, Tracy Kilborn2,3, Rudzani Muloiwa1,4**
Jurnal	: **Plos one**
Vol (No.) Halaman	: *28*
Tahun	2020
Pendahuluan	Pencitraan tomografi terkomputasi (CT) merupakan alat yang sangat diperlukan dalam penanganan penyakit neurologis akut pada anak karena memudahkan pengambilan keputusan dengan cepat sehingga menhasilkan intervensi yang dapat menyelamatkan nyawa. Meskipun ada pedoman yang jelas untuk penggunaan CT dalam trauma guna memaksimalkan manfaat individu terhadap risiko paparan radiasi dan biaya bagi sistem perawatan kesehatan, namun belum ada untuk darurat medis. Penelitian ini terutama bertujuan untuk menggambarkan secara retrospektif indikasi untuk CT kepala non-trauma dan temuan di rumah sakit anak. Selain itu untuk membandingkan hasil CT Scan normal dan ubnormal.
Metode Penelitian	Data pasien anak yang datang dengan penyakit akut ke unit gawat darurat medis Rumah Sakit Anak-anak Perang Palang Merah, Cape Town, selama satu tahun (2013) ditinjau secara retrospektif. Peserta diikutsertakan jika mereka menjalani pemindaian CT kepala dalam waktu 24 jam setelah datang dengan kejadian non-trauma. Data normal jika tidak ada penemuan objek pada CT Scan kepala, sedangkan hasil tidak normal jika menemukan objek di kepala.
Hasil dan Pembahasan	 **Table 1. Baseline characteristics of study participants.** | **Baseline characteristic** | ***N = 311*** | | **Age** | | | Median IQR months | 39.2 (12.6–84.0) | | | **n (%)** | | **Sex** | | | Female | 123 (39.5) | | Male | 188 (60.5) | | **Origin** | | | Referred | 191 (61.4) | | Self-referred | 101 (32.5) | | Unknown | 19 (6.1) | | First scan | 225 (72.3) | | Repeat scan | 86 (27.7) | | CSF shunt in situ | 62 (19.9) | | No CSF shunt in situ | 249 (80.1) | | Known epilepsy diagnosis | 54 (17.4) | | Previous seizures | 30 (9.7) | | **HIV status** | | | Unexposed uninfected | 158 (50.8) | | Exposed uninfected | 31 (10.0) | | Infected | 7 (2.2) | | Unknown HIV status | 115 (37.0) | IQR–interquartile range, CSF–cerebrospinal fluid. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239731.t001

Table 2. Indications for head CT in children presenting with acute medical illness.

	All (n = 311)	Abnormal CT (n = 92)
Indication#	**n (%)**	**n (%)**
Seizures	169 (54.3)	43 (46.7)
Impaired level of consciousness	140 (45.0)	42 (45.7)
Headache	74 (23.8)	28 (30.4)
Suspected VPS pathology	61 (19.7)	28 (30.4)
Focal neurological signs	42 (13.5)	14 (15.2)
Suspected raised intracranial pressure	26 (8.4)	13 (14.1)
Suspected hydrocephalus	18 (5.8)	7 (7.6)
Suspected tuberculous meningitis	8 (2.6)	2 (2.2)

CT = computed tomography, #majority of study subjects had more than one indication. VPS–ventriculoperitoneal shunt.

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239731.t002

	All n = 311	VPS patients n = 62	No VPS n = 249	P value
Finding on CT#	**n (%)**	**n (%)**		
Normal	219 (70.4)	33 (53.2)	186 (74.7)	**0. 001**
Hydrocephalus	54 (17.4)	29 (46.8)	25 (10.0)	**< 0.001**
Cerebral oedema	29 (9.3)	2 (3.2)	27 (10.9)	0.085
Space occupying lesion	19 (6.1)	0 (0)	19 (7.6)	**0.18**
Cerebral atrophy	16 (5.1)	7 (11.3)	9 (3.7)	**0.025**
Meningitis*	12 (3.9)	0 (0)	12 (4.9)	0.134
Infarct	11 (3.5)	2 (3.2)	9 (3.6)	1.000
Surface collection	10 (3.2)	5 (8.1)	5 (2.0)	**0.030**
Haemorrhage	4 (1.3)	1 (1.6)	3 (1.2	1.000
Thrombosis	3 (1.0)	0 (0)	3 (1.2)	1.000

CT = computed tomography, VPS = ventricular peritoneal shunt,
# some study subjects had more than one abnormal finding.
*meningitis–basal or, leptomeningeal enhancement, or subdural hygroma, Bold typeface = P<0.05.

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239731.t003

Table 3. Computed tomography head findings in children with acute medical illness.

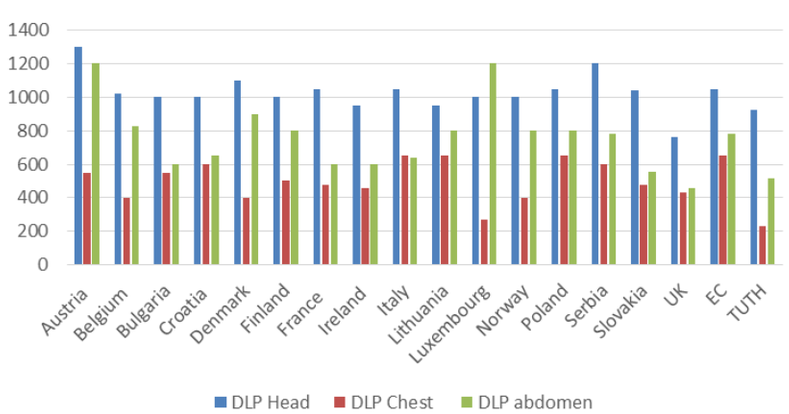
	All n = 311	VPS patients n = 62	No VPS n = 249	P value
Finding on CT#	**n (%)**	**n (%)**		
Normal	219 (70.4)	33 (53.2)	186 (74.7)	**0. 001**
Hydrocephalus	54 (17.4)	29 (46.8)	25 (10.0)	**< 0.001**
Cerebral oedema	29 (9.3)	2 (3.2)	27 (10.9)	0.085
Space occupying lesion	19 (6.1)	0 (0)	19 (7.6)	**0.18**
Cerebral atrophy	16 (5.1)	7 (11.3)	9 (3.7)	**0.025**
Meningitis*	12 (3.9)	0 (0)	12 (4.9)	0.134
Infarct	11 (3.5)	2 (3.2)	9 (3.6)	1.000
Surface collection	10 (3.2)	5 (8.1)	5 (2.0)	**0.030**
Haemorrhage	4 (1.3)	1 (1.6)	3 (1.2	1.000
Thrombosis	3 (1.0)	0 (0)	3 (1.2)	1.000

CT = computed tomography, VPS = ventricular peritoneal shunt,
# some study subjects had more than one abnormal finding.
*meningitis–basal or, leptomeningeal enhancement, or subdural hygroma, Bold typeface = P<0.05.

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239731.t003

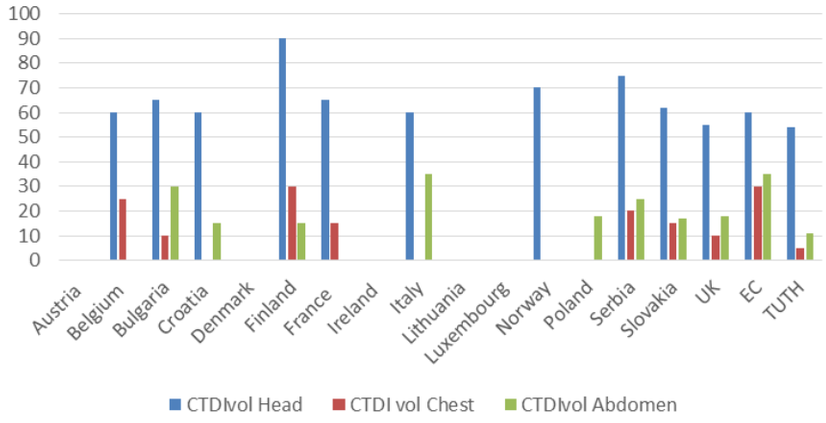
Kriteria inklusi dipenuhi oleh 311 pasien; 188 (60,5%) adalah anak laki-laki. Usia rata-rata adalah 39,2 (IQR 12,6–84,0) bulan. Indikasi paling umum untuk CT kepala adalah kejang (n = 169; 54,3%), penurunan tingkat kesadaran (n = 140; 45,0%), sakit kepala (n = 74; 23,8%) dan dugaan malfungsi pirau ventrikuloperitoneal (VPS) (n = 61; 19,7%). Pada 217 (69,8%) pasien, CT tidak menunjukkan temuan abnormal. Pada 94 (30,2%) pasien dengan hasil CT abnormal, temuan yang paling dominan adalah hidrosefalus (n = 54; 57,4%) dan edema serebral (n = 29; 30,9%). Papiledema lebih umum terjadi pada pasien dengan CT abnormal (3/56; 5,4%) dibandingkan dengan tidak ada pada pasien dengan CT normal; P = 0,015; sementara tanda-tanda traktus panjang ditemukan pada 42/169 (24,9%) dan 23/56 (41,1%) pasien dengan temuan CT normal dan abnormal, masing-masing; P = 0,020. Operasi pasca-CT diperlukan oleh 47 (15,1%) di antaranya 40 (85,1%) memerlukan drainase ventrikel. Proporsi pasien dengan VPS yang lebih besar (25/62; 40,3%) memerlukan operasi dibandingkan dengan pasien tanpa VPS (22/249; 8,8%; P<0,001).

Kesimpulan	Studi ini menemukan bahwa sebagian besar anak yang datang IGD dan menjalani CT Scan, memiliki temuan nirmal atau tidak ada temuan signifikan secara klinis. Pasien dengan pirau ventrikuloperitoneal memiliki hasil pemindaian abnormal tertinggi dan hidrosefalus sebagai temuan yang paling umum. CT kepala telah merevolusi diagnosis dan penanganan penyakit neurologis pada anak, tetapi mungkin dengan mengorbankan keterampilan dan penilaian klinis yang baik. Penilaian klinis menyeluruh masih merupakan alat yang sangat diperlukan dan krusial dalam mengidentifikasi pasien yang memerlukan CT otak, misalnya adanya mual atau muntah, papiledema, dan tanda-tanda traktus panjang. Jika CT diindikasikan dengan jelas, penggunaan protokol dosis yang disesuaikan untuk anak-anak, pemindaian dosis rendah untuk pemindaian lanjutan, dan potensi pencitraan non-radiasi alternatif seperti MRI juga akan membantu mengurangi risiko radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Estimation of effective dose from CT scanning using dose length product in a Nepalese hospital**
Penulis	: ***Pooja Shah***
Jurnal	: Radiography Open
Vol (No.) Halaman	: Volume 6, No 1 (2020)
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan memberi manfaat dalam diagnosa namun memerikan dosis radiasi tinggi pas apasie. ICRP merekomendasikan penetapanm DRL sebagai alat optimisasi terutama jika terinidkasi dosis radiasi tinggi. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk memperkirakan dosis efektif dari pemindaian CT menggunakan Dose Length Product (DLP) di sebuah rumah sakit di Nepal. Berikut parameternya : Helical CT scan was used in all patients with the pitch factor of 1. **Table 1.** Scan parameters for CT examinations in TUTH Statistical analysis was carried out with the help of SPSS version 23 and Microsoft Excel. Graphical representation of the results was performed, and correlation of the data was analyzed (p<0.05 as threshold for statistical significance).
Metode Penelitian	Penelitian prospektif ini dilakukan pada 150 pasien di atas usia 18 tahun yang dirujuk untuk pemeriksaan CT kepala, dada, dan perut. Pemerikaan CT dilakukan pada CT multidetektor 128 irisan. Semua subjek yang memenuhi kriteria inklusi diikutsertakan dalam penelitian ini. Setelah fase pencitraan nonkontras kepala, dada, dan perut, CTDIvol, DLP, kVp, dan pitch direkam untuk setiap pasien dari layar konsol CT. Dosis efektif dihitung untuk setiap pemeriksaan menggunakan DLP yang dianalisis secara grafis dan dikorelasikan dengan usia pasien.
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 2.** CTDIvol, DLP, Effective dose of head, chest and abdomen 

Anatomical region	Tube voltage (kV)	Effective tube current (mAs)	Rotation time (ms)	Pitch
Head	120	334.79±30.75	0.33	1
Chest	100	159.89±39.18	0.33	1
Abdomen	100	243.84±40.31	0.33	1

Anatomical region	CTDIvol (mean and standard deviation)	DLP (mean and standard deviation)	Effective dose (mean and standard deviation)
Head	53.95±4.83	923.52±71.11	1.93±0.14
Chest	5.28±1.17	229.32±48.70	3.20±0.68
Abdomen	11.15±2.71	517.02±148.32	7.75±2.19

<table>
<tr>
<td></td>
<td>


groups (p<0.05).

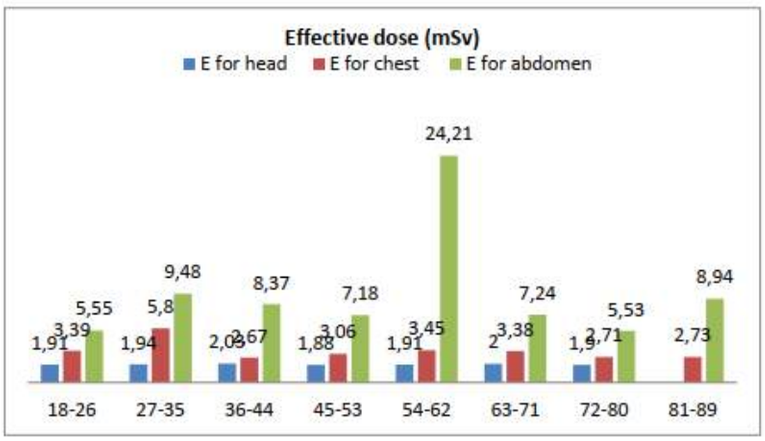
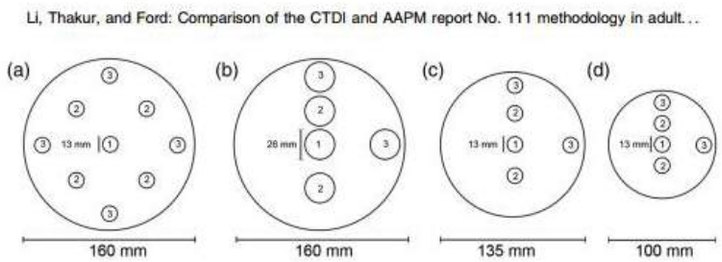
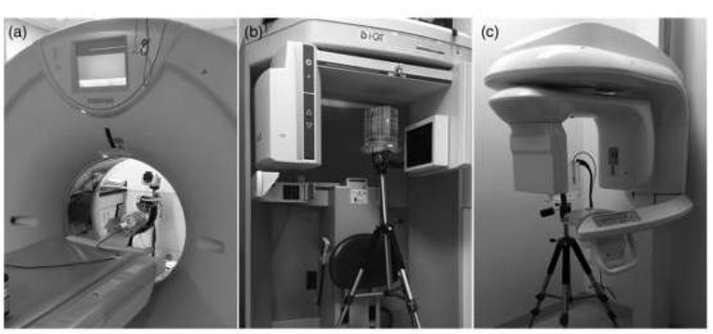


Figure 2. Mean effective dose from CT examinations in different age groups

Penelitian menunjukkan nilai rata-rata CTDIvol untuk kepala, dada, dan perut masing-masing adalah 53,95±4,83 mGy, 5,28±1,17 mGy, dan 11,15±2,71 mGy, serta nilai rata-rata DLP masing-masing adalah 923,52±71,11 mGycm, 229,32±48,70 mGycm, dan 517,02±148,32 mGycm. Dengan menggunakan nilai-nilai ini, dosis efektif rata-rata dihitung dan ditemukan masing-masing adalah 1,93±0,14 mSv, 3,20±0,68 mSv, dan 7,75±2,19 mSv.
</td>
</tr>
<tr>
<td>Kesimpulan</td>
<td>Studi tersebut menunjukkan tingkat dosis yang lebih rendah pada pemeriksaan CT dada dan perut dibandingkan dengan studi lain, tetapi dosis yang lebih tinggi atau serupa untuk pemeriksaan CT kepala. Dosis yang lebih rendah untuk pemeriksaan CT dada dan rut disebabkan oleh penggunaan ATCM dan ATVS. Habitus tubuh orang Nepal mungkin juga menjadi alasan penurunan dosis radiasi. Namun, pada pemeriksaan CT kepala, ATCM dan ATVS tidak digunakan. Variasi dosis efektif CT menunjukkan bahwa masih ada ruang untuk pengoptimalan, di mana detail data kami dapat memungkinkan umpan balik yang lebih praktis daripada sebelumnya.</td>
</tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Comparison of the CTDI and AAPM report No. 111 methodology in adult, adolescent, and child head phantoms for MSCT and dental CBCT scanners**
Penulis	**: Celina L. Li,a Yogesh Thakur,a,b,c and Nancy L. Forda,d,***
Jurnal	: **Journal of Ophthalmology Research Reviews & Reports**
Vol (No.) Halaman	: 5(3):319-323
Tahun	2017
Pendahuluan	Studi ini menawarkan pengukuran mirip CTDI sederhana yang dapat memperkirakan Deq AAPM dalam pemindai CBCT klinis yang mampu menyediakan empat atau lebih panjang pemindaian CTDI merupakan pengukuran dosimetri standard yang menggunakan 10 cm pencil ionization chamber yang mendekati output dosis pada scan aksial tunggal. MSCT dan CBCT adalah bentuk perkembangan CT Scan yang memiliki panjang scan berbeda. Studi ini menyelidiki metodologi dosimetri yang diusulkan oleh Asosiasi Fisikawan Amerika (AAPM) kelompok tugas 111 dan membandingkannya dengan metode indeks dosis tomografi terkomputasi (CTDI) dan metode SEDENTEXCT DI pada satu pemindai MSCT dan dua CBCT menggunakan fantom kepala dewasa, remaja, dan anak-anak.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan beberapa fantom untuk mengukur dosis radiasi. Berikut setting fantomnya.  **Fig. 1** Phantom schematics from the transverse plane. Center positions are labeled with number 1, midhole positions are labeled with number 2, and peripheral positions are labeled with number 3. (a) The Food and Drug Administration (FDA) CTDI adult head PMMA phantom, (b) the SEDENTEXCT DI dose index phantom, (c) the custom-built adolescent head PMMA phantom, and (d) the custom-built child head PMMA phantom. Pengurkuran CTDI berdasarkan AAPM dan SEDENTEXCT DI, dikerjakan dengan skema berikut :  **Fig. 2** Experimental setups for all three CT imaging scanners. (a) The adolescent head phantom positioned within the head holder of the Toshiba Aquilion One scanner with the thimble chamber inserted into its posterior hole; the towel is used to immobilize the phantom. (b) The experimental setup of the SEDENTEXCT DI dose index phantom positioned on the tripod in the i-CAT Next Generation CBCT scanner with the thimble chamber inserted into its anterior hole and aligned to $z = -80$ mm. (c) The experimental setup of the SEDENTEXCT DI dose index phantom positioned on the tripod in the CS 9300 CBCT scanner with the thimble chamber inserted into its anterior hole and aligned to $z = +40$ mm. Mengikuti metode AAPM, dosis ekuilibrium (Deq) yang dinormalkan (100 mAs) untuk Toshiba Aquilion One MSCT yang dihitung menggunakan pengukuran dosis dari lubang tengah fantom (Deq;c), lubang perifer fantom, (Deq;p), dan oleh persamaan CTDI w (Deq;w) berada dalam kisaran 20 hingga 25 mGy. Untuk CBCT gigi i-CAT Generasi Berikutnya, D eq;c, Deq;p, Deq;w, dan Deq 0 yang dinormalkan oleh dua metode DI SEDENTEXCT berada dalam kisaran 12 hingga 15 mGy. Persamaan AAPM tidak dapat disesuaikan untuk panjang pemindaian terbatas yang tersedia pada CBCT gigi CS 9300.

Hasil Penelitian
Diskusi

Table 2 Summary of the three parameters D_{eq}, L_{eq}, and α from the AAPM fit in (a) Toshiba MSCT scanner and (b) i-CAT Next Generation dental CBCT scanner. (a) For each patient group, the D_{eq} values from thimble chamber measurements are very close to each other, with the highest being present in the child head phantom and the lowest in the adult head phantom. The pencil chamber measurements generate larger D_{eq}, α, and L_{eq} values. (b) The AAPM method and the two Sedentex methods result in similar D_{eq}, α, and L_{eq} values for each patient group.

(a) Toshiba MSCT scanner

		Center	Periphery	CTDI Fit	CTDI Fit
Phantoms	Methods	thimble chamber	thimble chamber	thimble chamber	pencil chamber
Adult	D_{eq} (mGy)	20.13 ± 0.19	21.53 ± 0.48	20.93 ± 0.40	45.08 ± 8.13
	α	0.88 ± 0.0098	0.81 ± 0.044	0.83 ± 0.032	0.98 ± 0.0033
	L_{eq} (mm)	210.7 ± 7.27	132.09 ± 16.09	153.55 ± 14.33	942.7 ± 214.2
Adolescent	D_{eq} (mGy)	21.55 ± 0.40	21.14 ± 0.43	21.08 ± 0.45	54.87 ± 11.36
	α	0.87 ± 0.013	0.84 ± 0.030	0.85 ± 0.025	0.98 ± 0.0034
	L_{eq} (mm)	162.77 ± 9.47	97.11 ± 9.66	114.99 ± 10.28	995.3 ± 256.6
Child	D_{eq} (mGy)	24.58 ± 0.40	24.92 ± 0.85	24.77 ± 0.72	57.95 ± 12.15
	α	0.85 ± 0.016	0.86 ± 0.050	0.85 ± 0.037	0.98 ± 0.0049
	L_{eq} (mm)	126.27 ± 7.93	97.93 ± 16.14	106.63 ± 13.77	840.5 ± 227.8

(b) i-CAT Next Generation

		Center	Periphery	CTDI fit	Sedentex-DI1	Sedentex-DI2
Phantoms	Methods	thimble chamber	thimble chamber	thimble chamber	thimble chamber	thimble chamber
Adult	D_{eq}(mGy)	12.51 ± 0.34	12.15 ± 0.22	12.27 ± 0.25	12.53 ± 0.17	12.33 ± 0.27
	α	0.86 ± 0.055	0.61 ± 0.042	0.70 ± 0.044	0.75 ± 0.028	0.74 ± 0.046
	L_{eq} (mm)	226.86 ± 28.36	212.92 ± 27.73	218.63 ± 26.67	221.19 ± 16.09	221.02 ± 26.73
Adolescent	D_{eq} (mGy)	13.58 ± 0.26	12.83 ± 0.17	13.08 ± 0.18	13.30 ± 0.07	13.20 ± 0.20
	α	0.84 ± 0.054	0.59 ± 0.031	0.68 ± 0.035	0.70 ± 0.012	0.72 ± 0.039
	L_{eq} (mm)	202.94 ± 21.27	210.97 ± 20.67	207.46 ± 19.43	220.14 ± 7.27	206.11 ± 19.60
Child	D_{eq} (mGy)	14.78 ± 0.27	14.00 ± 0.11	14.47 ± 0.11	14.52 ± 0.08	14.71 ± 0.12
	α	0.74 ± 0.072	0.51 ± 0.021	0.57 ± 0.019	0.61 ± 0.016	0.60 ± 0.019
	L_{eq}(mm)	179.52 ± 24.70	196.83 ± 14.25	207.66 ± 12.94	198.16 ± 8.89	212.30 ± 13.07

Table 3 Summary of $CTDI_w$, Sedentex-DI1, and Sedentex-DI2 values in Carestream 9300 and iCAT Next Generation dental CBCT scanners for adult, adolescent, and child. The $CTDI_w$ calculations result in the highest dose indices for the three FOVs in CS 9300 dental CBCT scanner. The three dose indices are very similar in i-CAT NG Dental CBCT scanner, with a difference of 0.2 mGy at most. All doses are measured by the thimble ionization chamber. All the dose indices are normalized to 100 mAs and expressed in mGy.

Scan length (mm)	$CTDI_w$ normalized to 100 mAs (mGy)			Sedentex-DI1 normalized to 100 mAs (mGy)			Sedentex-DI2 normalized to 100 mAs (mGy)		
	Carestream 9300								
	Adult	Adolescent	Child	Adult	Adolescent	Child	Adult	Adolescent	Child
60	11.12	9.00	10.98	11.03	8.65	7.78	10.81	7.78	10.87
110	12.92	12.16	11.84	12.24	11.70	10.70	12.67	10.70	11.82
135	12.58	10.35	11.45	12.33	10.31	9.06	12.29	9.06	11.37
	i-CAT Next Generation								
	Adult	Adolescent	Child	Adult	Adolescent	Child	Adult	Adolescent	Child
60	9.39	10.22	11.84	9.33	10.15	11.88	9.23	10.16	11.84
110	11.14	12.05	13.47	11.23	12.04	13.53	11.11	12.11	13.59
130	11.42	12.41	13.78	11.61	12.42	13.88	11.40	12.39	13.94

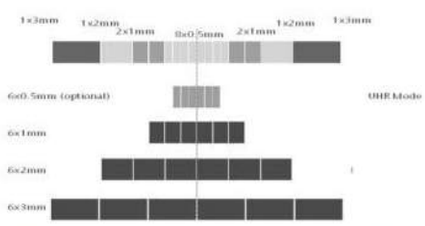
Studi ini tidak hanya menyelidiki metodologi CTDI dan AAPM pada pemindai MSCT Toshiba tetapi juga mengimplementasikan dan membandingkan metode AAPM dengan metode CTDI dan SEDENTEXCT DI pada pemindai CBCT gigi i-CAT Generasi Berikutnya dan pemindai CBCT gigi CS 9300 menggunakan fantom kepala dewasa, remaja, dan anak.

Penggunaan fantom kepala pediatrik menegaskan bahwa perkiraan dosis yang terlalu rendah dari metode CTDI serupa pada pasien dengan ukuran berbeda dibandingkan dengan metode AAPM.

Metode dosimetri alternatif untuk MSCT dapat menggunakan persamaan CTDI dengan pengukuran ruang bidal di bagian tengah dan tepi untuk L ¼ 100 mm untuk fantom pediatrik dan untuk L ¼ 160 mm untuk fantom dewasa untuk menghitung "Deq tertimbang," yang dapat menjadi representasi dekat dari Deq pusat AAPM. Untuk i-CAT NG CBCT, dosis kesetimbangan pada sumbu pusat yang dihitung dengan metode AAPM dapat digunakan untuk penilaian dosis.

Namun, metode AAPM tidak cocok untuk CS 9300 CBCT, karena tidak menawarkan FOV konsentris yang cukup bagi persamaan AAPM untuk menghitung Deq. Untuk pemindai gigi, kami sarankan untuk menggunakan indeks dosis yang dihitung dengan persamaan CTDIw, bukan metode SEDENTEXCT DI untuk penilaian dosis, menggunakan pengukuran dengan ruang bidal 2 cm. Meskipun metode AAPM menghasilkan hasil yang sangat akurat

	dibandingkan dengan metode CTDI, metode ini terbatas karena (1) kecocokan memerlukan setidaknya empat pengukuran dosis untuk memperkirakan D eq, α, dan Leq; dan (2) sangat memakan waktu bagi fisika medis untuk menyusun pengaturan eksperimen dan melakukan pengukuran.
Kesimpulan	Penggunaan fantom kepala pediatrik menegaskan bahwa perkiraan dosis yang terlalu rendah dari metode CTDI serupa pada pasien dengan ukuran berbeda dibandingkan dengan metode AAPM. Metode AAPM dan SEDENTEXCT DI tidak cocok pada CS 9300 CBCT. Tetapi paling cocok dengan metode persamaan CTDIw.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Effective and organ doses from common CT examinations in one general hospital in Tehran, Iran**
Penulis	: **Daryoush KHORAMIAN1, Bijan HASHEMI1,a**
Jurnal	: **Polish Journal of Medical Physics and Engineering**
Vol (No.) Halaman	: 23(3):73-79
Tahun	2017
Pendahuluan	Sebagian besar penyebab radiasi pengion pada manusia berasal dari teknik pencitraan sinar-X. Terutama, dosis kolektif manusia disebabkan oleh CT Scan. Efek dosis radiasi dapat menyebabkan risiko kanker. Oleh karena itu, penilaian dosis yang dihasilkan dari pemeriksaan CT sangat direkomendasikan oleh badan perlindungan radiasi nasional dan internasional. Tujuan penelitian ini adalah untuk memperkirakan dosis efektif dan dosis organ pada manusia rata-rata menurut faktor pembobotan jaringan ICRP 103 dan 60 untuk enam protokol umum mesin Multi-Detector CT (MDCT) di rumah sakit umum pelatihan komprehensif di Teheran/Iran. .
Metode Penelitian	Untuk menghitung dosis efektif pasien, digunakan perangkat lunak CT-Expo2.2. Organ/jaringan dan dosis efektif ditentukan untuk sekitar 20 pasien (total 122 pasien) untuk setiap satu dari enam protokol CT untuk pemeriksaan kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, dan tulang belakang. Selain itu, indeks dosimetri CT (CTDI) diukur dalam fantom standar 16 dan 32 cm dengan menggunakan ruang ionisasi pensil yang dikalibrasi untuk enam protokol dan dengan mengambil nilai rata-rata parameter pemindaian CT yang digunakan di rumah sakit dibandingkan dengan nilai CTDI yang ditampilkan pada perangkat komputer konsol. Analisa statistik dilakukan dengan IBM SPSS.  **Figure 1. Detector configuration of Siemens Emotion 6 [17].** **Figure 2. View of the phantom, Barracuda multi meter and ionization chamber that used in this study.** **Table 2. Organs/tissues weighting factor based on the ICRP reports 60 and 103.** Tissue or organ | ICRP60 [1991] | ICRP103 [2007] Gonads | 0.2 | 0.08 Red bone marrow | 0.12 | 0.12 Colon | 0.12 | 0.12 Lung | 0.12 | 0.12 Stomach | 0.12 | 0.12 Bladder | 0.05 | 0.04 Breast | 0.05 | 0.12 Liver | 0.05 | 0.04 Oesophagus | 0.05 | 0.04 Thyroid | 0.05 | 0.04 Bone surface | 0.01 | 0.01 Skin | 0.01 | 0.01 Brain | Remainder organ | 0.01 Salivary glands | -- | 0.01 Remainder tissues | 0.05 | 0.12

Hasil dan Pembahasan

Table 1. The number of patients, their mean age and the average value of examination parameters undergoing six routine CT protocols.

Protocol	Gender	Patient nos.	Age ± SD	kV	mAs ± SD	Collimation	Slice thickness (mm)	Scan Length (mm) ± SD
Head	Male	11	47 ± 23	110	144 ± 30	6×3	1, 3, 6	131 ± 39
	Female	9	52 ± 17	110	154 ± 16	6×3	1, 3, 6	140 ± 12
Neck	Male	16	45 ± 17	110	146 ± 45	6×2, 6×1	1.25, 2.5, 4	305 ± 25
	Female	4	52 ± 10	110	94 ± 44	6×2, 6×1	1.25, 2.5, 4	176 ± 45
Chest	Male	11	54 ± 23	110	1296 ± 38	6×2	2.5, 5	141 ± 74
	Female	10	57 ± 14	110	107 ± 45	6×2	2.5, 5	288 ± 39
Spine	Male	10	43 ± 15	110	136 ± 11	6×2	2.5, 4	277 ± 107
	Female	10	53 ± 12	110	139 ± 18	6×2	2.5, 4	285 ± 86
Abdomen-Pelvis	Male	8	57 ± 19	110	101 ± 22	6×2	2.5, 4, 5, 8	464 ± 86
	Female	13	55 ± 9	110	141 ± 36	6×2	2.5, 4, 5, 8	474 ± 72
Pelvis	Male	9	50 ± 19	110	140 ± 43	6×2	2.5, 5	301 ± 47
	Female	11	62 ± 14	110	126 ± 29	6×2	2.5, 5	298 ± 53

Table 3. Comparison of our measured CTDIv (mGy) and DLP (mGy·cm) values with other reports.

	Head		Neck		Chest		Spine		Pelvis		Abdomen-Pelvis	
	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP
The UK (2003) [6]	-	931	-	-	13	576	-	-	-	-	14	550
The UK (2011) [7]	58	890	-	-	11	500	24	525	-	-	13	645
EC (2004) [7]	60	990	-	-	12	430	-	-	-	-	16	726
Italy (2014) [27]	64	1086	-	-	12	453	34	617	-	-	15	733
Ireland (2010) [13]	66	940	-	-	9	390	-	-	-	-	12	598
NSRD (2010) [8]	-	813.3	-	329.9	-	320	-	308.2	-	332	-	-
Wales (2001) [29]	-	731	-	-	-	663	-	-	-	646	-	-
This study	27.32	371.4	18.08	292.3	7.36	217.3	10.42	295.2	9.13	268.9	8.84	419.4

Table 4. Comparison of our calculated effective doses (mSv) for the most common CT protocols with those reported in other countries.

		Head	Neck	Chest	Spine	Pelvis	Abdomen-Pelvis
According to ICRP 60	The UK (2011) [7]	1.6	3	5.8	6	6	-
	EC (2008) [7]	1.95	2.7	5.35	7.04	7.65	-
	UNSCEAR (2008) [7]	2.4	-	7.8	5	9.4	-
	Tanzania (2006) [28]	6.2	-	8.4	4.9	15.7	-
	East Anglia (2004) [21]	1.7	3.2	3.5	6.4	-	9.2
	This study	0.7	1.5	3.05	4.25	4.25	6.15
According to ICRP 103	Netherland (2013) [8]	1.5	1.7	4.6	4.3	4.6	-
	NSRD (2010) [8]	1.5	1.7	4.6	4.3	4.3	-
	HPA (2008) [8]	1.4	3	6.6	6.9	6	-
	This study	0.65	1.85	3.45	4.9	3.05	5.8

Dari 6 pemeriksaan yang sering dilakukan di RS, CTDI tercatat paling tinggi pada kepala dan paling rendah pada dada. Dosis organ maksimum yang diberikan dari pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, pelvis, dan tulang belakang masing-masing adalah otak (15,5 mSv), tiroid (19 mSv), paru-paru (9,3 mSv), kandung kemih (9,9 mSv), kandung kemih (10,4 mSv), dan lambung (10,9 mSv).

Nilai dosis efektif berdasarkan faktor pembobotan jaringan ICRP 103 adalah: 0,6, 2,0, 3,2, 4,2, 2,8, dan 3,9 mSv dan berdasarkan faktor pembobotan jaringan ICRP 60 adalah: 0,9, 1,4, 3, 7,9, 4,8 dan 5,1 mSv untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, tulang belakang. Perbedaan relatif antara nilai-nilai tersebut adalah -22, 21, 23, -6, -31 dan 16 persen untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, tulang belakang, masing-masing. Nilai rata-rata CTDI

v yang dihitung untuk setiap protokol adalah: 27,32 ± 0,9, 18,08 ± 2,0, 7,36 ± 2,6, 8,84 ± 1,7, 9,13 ± 1,5, 10,42 ± 0,8

mGy untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul dan tulang belakang, masing-masing.

Perbedaan dosis radiasi disebabkan beberapa faktor. Faktor-faktor yang mempengaruhi dosis radiasi antara lain arus-waktu tabung, potensial tabung, kolimasi irisan, dan panjang pemindaian. Pemilihan parameter pemindaian yang tepat seperti arus tabung-waktu, potensial tabung, kolimasi irisan, dan lain-lain, yang memengaruhi CTDIv, dan panjang pemindaian, yang memengaruhi DLP, dapat menurunkan dosis pasien secara signifikan.

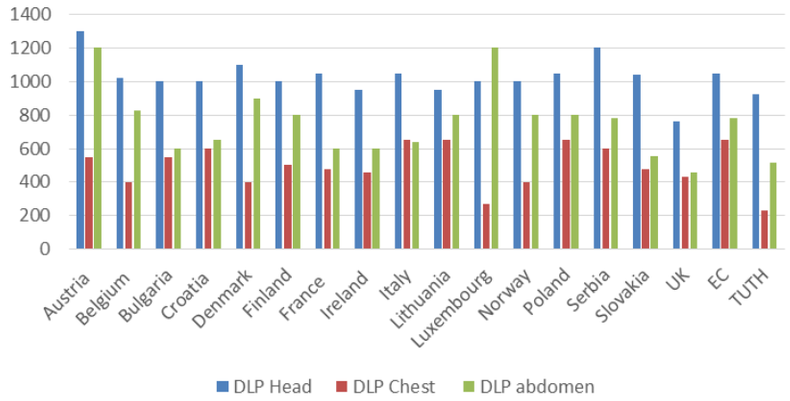
Kesimpulan

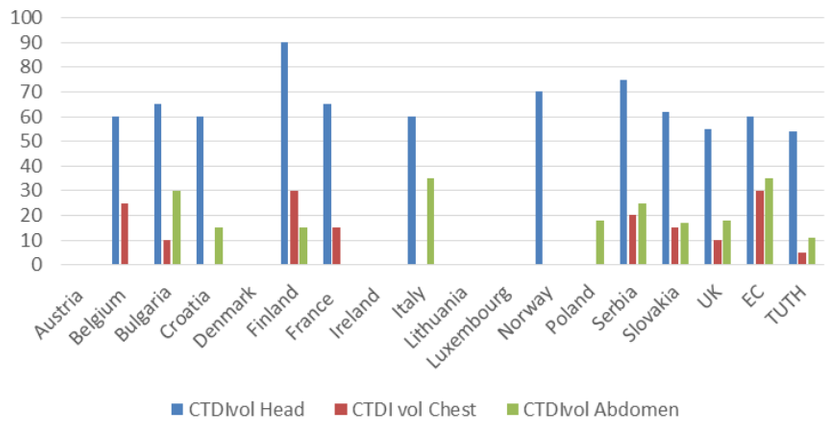
Dosis organ tertinggi yang diberikan oleh berbagai pemeriksaan CT diterima oleh otak (15,5 mSv), tiroid (19,00 mSv), paru-paru (9,3 mSv) dan kandung kemih (9,9 mSv), kandung kemih (10,4 mSv), lambung (10,9 mSv) di kepala, leher, dada, dan perut-panggul, pelvis, dan tulang belakang. Kecuali pemeriksaan CT leher dan tulang belakang yang menunjukkan dosis efektif yang lebih tinggi dibandingkan dengan yang dilaporkan di Belanda, pemeriksaan lain menunjukkan nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan yang dilaporkan oleh negara lain

REVIEW JURNAL	
Judul	: **New Advances In Ct Dosimetry: The Planar Average Equilibrium Dose**
Penulis	: ***Ahmad Albngali1***
Jurnal	: Proceeding of the 13th Radiological Society of Saudi Arabia (RSSA)
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan memberi manfaat dalam diagnosa namun memerikan dosis radiasi tinggi pas apasie. ICRP merekomendasikan penetapanm DRL sebagai alat optimisasi terutama jika terinidkasi dosis radiasi tinggi. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk memperkirakan dosis efektif dari pemindaian CT menggunakan Dose Length Product (DLP) di sebuah rumah sakit di Nepal. Berikut parameternya : Helical CT scan was used in all patients with the pitch factor of 1. **Table 1.** Scan parameters for CT examinations in TUTH Statistical analysis was carried out with the help of SPSS version 23 and Microsoft Excel. Graphical representation of the results was performed, and correlation of the data was analyzed ($p<0.05$ as threshold for statistical significance). Kesimpulan: Nilai dosis efektif yang dihitung lebih rendah daripada penelitian lain untuk pemeriksaan CT dada dan perut, sementara lebih tinggi atau serupa untuk pemeriksaan CT kepala. Hasil survei ini dapat memotivasi peneliti lain untuk menyelidiki dosis radiasi di rumah sakit lain dan membantu menetapkan tingkat referensi diagnostik nasional.
Metode Penelitian	Penelitian prospektif ini dilakukan pada 150 pasien di atas usia 18 tahun yang dirujuk untuk pemeriksaan CT kepala, dada, dan perut. Pemerikaan CT dilakukan pada CT multidetektor 128 irisan. Semua subjek yang memenuhi kriteria inklusi diikutsertakan dalam penelitian ini. Setelah fase pencitraan nonkontras kepala, dada, dan perut, CTDIvol, DLP, kVp, dan pitch direkam untuk setiap pasien dari layar konsol CT. Dosis efektif dihitung untuk setiap pemeriksaan menggunakan DLP yang dianalisis secara grafis dan dikorelasikan dengan usia pasien.
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 2.** CTDIvol, DLP, Effective dose of head, chest and abdomen

Anatomical region	Tube voltage (kV)	Effective tube current (mAs)	Rotation time (ms)	Pitch
Head	120	334.79±30.75	0.33	1
Chest	100	159.89±39.18	0.33	1
Abdomen	100	243.84±40.31	0.33	1

Anatomical region	CTDIvol (mean and standard deviation)	DLP (mean and standard deviation)	Effective dose (mean and standard deviation)
Head	53.95±4.83	923.52±71.11	1.93±0.14
Chest	5.28±1.17	229.32±48.70	3.20±0.68
Abdomen	11.15±2.71	517.02±148.32	7.75±2.19





groups (p<0.05).

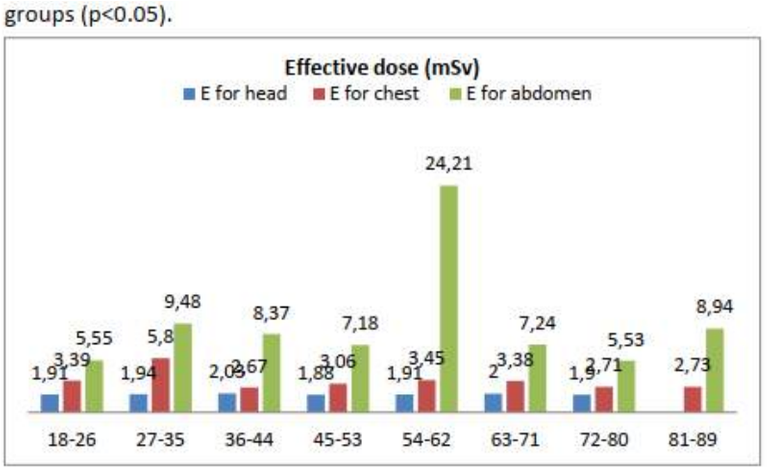
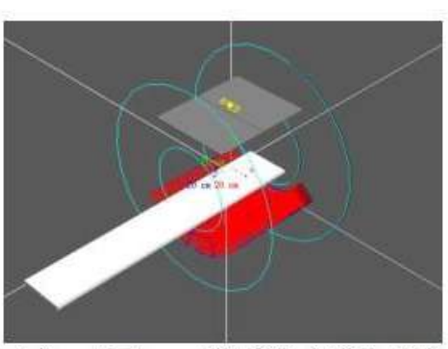


Figure 2. Mean effective dose from CT examinations in different age groups

Penelitian menunjukkan nilai rata-rata CTDIvol untuk kepala, dada, dan perut masing-masing adalah 53,95±4,83 mGy, 5,28±1,17 mGy, dan 11,15±2,71 mGy, serta nilai rata-rata DLP masing-masing adalah 923,52±71,11 mGycm, 229,32±48,70 mGycm, dan 517,02±148,32 mGycm. Dengan menggunakan nilai-nilai ini, dosis efektif rata-rata dihitung dan ditemukan masing-masing adalah 1,93±0,14 mSv, 3,20±0,68 mSv, dan 7,75±2,19 mSv.

Kesimpulan	Studi tersebut menunjukkan tingkat dosis yang lebih rendah pada pemeriksaan CT dada dan perut dibandingkan dengan studi lain, tetapi dosis yang lebih tinggi atau serupa untuk pemeriksaan CT kepala. Dosis yang lebih rendah untuk pemeriksaan CT dada dan perut disebabkan oleh penggunaan ATCM dan ATVS. Habitus tubuh orang Nepal mungkin juga menjadi alasan penurunan dosis radiasi. Namun, pada pemeriksaan CT kepala, ATCM dan ATVS tidak digunakan. Variasi dosis efektif CT menunjukkan bahwa masih ada ruang untuk pengoptimalan, di mana detail data kami dapat memungkinkan umpan balik yang lebih praktis daripada sebelumnya. Ucapan Terima Kasih

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Assessment of Computed Tomography Dose Index (CTDI) During CT Pelvimetry Using Monte Carlo Simulation**
Penulis	**: M. Aabid1*, S. Semghouli2, A. Choukri1**
Jurnal	: **Atom Indonesia**
Vol (No.) Halaman	: **Vol 49 21 - 25**
Tahun	2023
Pendahuluan	Pelvimetri merupakan pemeriksaan yang ditujukan untuk wanita hamil untuk menilai dimensi panggul sebelum melahirkan. Seiring berkembangnya zaman pesawat Sinar X digantikan dengan CT Scan. Namun CT Scan memberikan dosis menyebabkan radiasi tinggi yang berpotensi menimbylkan efek kesehatan terutama pada bayi. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menilai dosis radiasi yang diterima selama pemeriksaan pelvimetri CT praktis yang dilakukan dengan menggunakan CT Scan 16-iris Hitashi Supria. Spektrum energi sinar-X yang dihasilkan menggunakan prosesor spektrum SRS-78 digunakan untuk simulasi. Simulasi dilakukan dengan parameter paparan yang sama dengan pemeriksaan pelvimetri CT praktis dengan parameter dosis masing-masing 1 mGy, 0,9 mGy, dan 36,6 mGy.cm untuk indeks dosis CT tertimbang (CTDIw), indeks dosis CT volume (CTDIvol), dan produk dosis-panjang (DLP). Hasil simulasi MC memberikan parameter dosis masing-masing 1,16 mGy, 1,07 mGy, dan 43,6 mGy.cm untuk CTDIw, CTDIvol, dan DLP. Perbedaan antara simulasi dan pemeriksaan praktis masing-masing adalah 16%, 18%, dan 18%. Perbedaan ini dianggap cukup sesuai. Hasilnya juga konsisten dengan penelitian serupa lainnya. Pekerjaan ini membuktikan bahwa simulasi Monte Carlo dengan kode GATE dapat digunakan untuk menilai dosis pasien selama pemeriksaan pelvimetri CT.
Metode Penelitian	Dosis radiasi diperkirakan menggunakan simulasi berbasis Monte Carlo (MC) dengan kode GATE untuk memodelkan CT Scan 16 slice. Tubuh pasien diwakilkan oleh fantom akrilik polimetil metakrilat (PMMA) berdiameter 32 cm untuk validasi hasil simulasi. Software SRS-78 digunakan untuk mendapatkan energi spektrum sinar x yang digunakan pada saat simulasi.  **Fig. 2.** Geometric diagram of Hitachi Supria 16-slice CT Scan modeled with GATE code.
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 1.** $CTDI_w$ in a Hitachi Supria 16-slice for 80 KVp, 100 and 120 KVp at 100 mAs. **kVp** | **Simulated $CTDI_w$ (mGy)** | **Measured $CTDI_w$ (mGy)** 80 | 4.18 ±0.002 | 3.82 100 | 6.60 ±0.001 | 7.25 120 | 9.60 ±0.001 | 11.26

<table>
<tr>
<td></td>
<td>
Table 2. Simulated and measured radiation doses for three parameters of the protocol for CT pelvimetry examination.
<table>
<tr><th>Parameter</th><th>Simulation</th><th>Measure</th><th>Difference(%)</th></tr>
<tr><td>$CTDI_w$ (mGy)</td><td>1.16 ±0.01</td><td>1</td><td>16</td></tr>
<tr><td>$CTDI_{vol}$ (mGy)</td><td>1.07 ±0.01</td><td>0.9</td><td>18</td></tr>
<tr><td>DLP (mGy.cm)</td><td>43.60 ±0.40</td><td>36.6</td><td>18</td></tr>
</table>
Perbedaan tersebut disebabkan oleh beberapa faktor. Ini termasuk ketidakpastian geometri dalam simulasi, spektrum yang dihasilkan oleh SRS-78 yang memberikan jumlah foton per mm2 × mAs pada 75 cm sedangkan jarak antara sumber dan detektor geometri adalah 535 cm, ketidakpastian pengukuran, dan akurasi nilai yang diukur.
</td>
</tr>
<tr>
<td>Kesimpulan</td>
<td>Dalam penelitian ini, dosis radiasi yang diterima selama pemeriksaan CT pelvimetri dilakukan dengan menggunakan pemindai CT 16-iris Hitashi Supria berukuran sekitar 44 mGy. Secara umum, hasilnya konsisten dengan a batas wajar. Terlebih lagi, memang begitu sebanding dengan penelitian lain yang sejenis sebelumnya. Dia menunjukkan bahwa simulasi MC dapat diandalkan untuk sejauh itu dapat digunakan untuk menilai dosis pasien selama pemeriksaan praktis CT pelvimetri. Itu Metode Monte Carlo saat ini merupakan alat yang penting dan memainkan peran yang sangat penting dalam simulasi transportasi radiasi dan evaluasi dosis diterima oleh pasien. Model simulasi ini bisa digunakan sebagai sumber proteksi radiasi memperkirakan distribusi dosis dalam tubuh pasien dan juga dosis untuk janin jika terjadi kehamilan pasien, menggunakan model hantu yang sesuai.</td>
</tr>
</table>

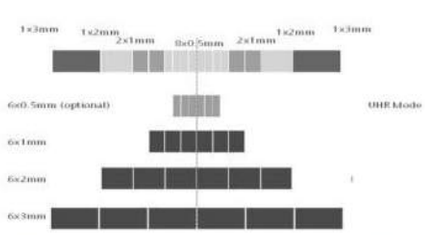
REVIEW JURNAL	
Judul	: **Feasibility Study of Dose Modulation for Reducing Radiation Dose with Arms-Down Patient Position in Abdominal Computed Tomography**
Penulis	: **Jina Shim 1, Yong Eun Chung 2 , Hyun-Woo Jeong 3,* and Youngjin Lee 4,***
Jurnal	: *Diagnostics*
Vol (No.) Halaman	: *12*, 323
Tahun	**2022**
Pendahuluan	Abstrak: Penelitian ini dilakukan untuk menunjukkan apakah dosis radiasi untuk pasien dalam posisi lengan di bawah dapat dikurangi tanpa mempengaruhi diagnosis pada tomografi terkomputasi abdomen (CT). Pasien dibagi menjadi dua kelompok: kelompok A, yang meliputi pasien dengan posisi lengan di bawah menggunakan modulasi dosis aktif, dan kelompok B, yang meliputi pasien dengan posisi lengan di bawah menggunakan modulasi dosis nonaktif. Evaluasi kuantitatif dibandingkan menggunakan unit Hounsfield, simpangan baku, dan rasio signal-to-noise dari keempat wilayah. Evaluasi kualitatif dinilai untuk kualitas gambar keseluruhan, noise gambar subjektif, dan artefak pengerasan berkas. Evaluasi dosis untuk indeks dosis CT (CTDI) dan produk panjang dosis (DLP) dibandingkan dengan membandingkan gambar CT dengan modulasi dosis aktif dan nonaktif. Dalam evaluasi kuantitatif dan kualitatif, tidak ada perbedaan yang signifikan secara statistik antara kelompok A dan B ($p > 0,05$). Dalam evaluasi dosis, gambar CT dengan modulasi dosis dimatikan memiliki CTDI dan DLP yang jauh lebih rendah daripada gambar CT dengan modulasi dosis dihidupkan ($p < 0,05$). Hasil kami menunjukkan bahwa, untuk pemindai CT GE Revolution EVO, mematikan modulasi dosis dan meningkatkan voltase tabung dapat mengurangi dosis radiasi untuk pasien dengan posisi lengan di bawah tanpa memengaruhi diagnosis. Studi ini tidak mempertimbangkan perubahan potensial tabung menurut penggunaan modulasi dosis, dan kami berencana untuk melakukan penelitian tambahan di masa mendatang..
Metode Penelitian	Untuk menghitung dosis efektif pasien, digunakan perangkat lunak CT-Expo2.2. Organ/jaringan dan dosis efektif ditentukan untuk sekitar 20 pasien (total 122 pasien) untuk setiap satu dari enam protokol CT untuk pemeriksaan kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, dan tulang belakang. Selain itu, indeks dosimetri CT (CTDI) diukur dalam fantom standar 16 dan 32 cm dengan menggunakan ruang ionisasi pensil yang dikalibrasi untuk enam protokol dan dengan mengambil nilai rata-rata parameter pemindaian CT yang digunakan di rumah sakit dibandingkan dengan nilai CTDI yang ditampilkan pada perangkat komputer konsol. Analisa statistik dilakukan dengan IBM SPSS.  **Figure 1. Detector configuration of Siemens Emotion 6 [17].** **Figure 2. View of the phantom, Barracuda multi meter and ionization chamber that used in this study.**

Table 2. Organs/tissues weighting factor based on the ICRP reports 60 and 103.

Tissue or organ	ICRP60 [1991]	ICRP103 [2007]
Gonads	0.2	0.08
Red bone marrow	0.12	0.12
Colon	0.12	0.12
Lung	0.12	0.12
Stomach	0.12	0.12
Bladder	0.05	0.04
Breast	0.05	0.12
Liver	0.05	0.04
Oesophagus	0.05	0.04
Thyroid	0.05	0.04
Bone surface	0.01	0.01
Skin	0.01	0.01
Brain	Remainder organ	0.01
Salivary glands	--	0.01
Remainder tissues	0.05	0.12

Hasil dan Pembahasan

Table 1. The number of patients, their mean age and the average value of examination parameters undergoing six routine CT protocols.

Protocol	Gender	Patient nos.	Age ± SD	kV	mAs ± SD	Collimation	Slice thickness (mm)	Scan Length (mm) ± SD
Head	Male	11	47 ± 23	110	144 ± 30	6×3	1, 3, 6	131 ± 39
	Female	9	52 ± 17	110	154 ± 16	6×3	1, 3, 6	140 ± 12
Neck	Male	16	45 ± 17	110	146 ± 45	6×2, 6×1	1.25, 2.5, 4	305 ± 25
	Female	4	52 ± 10	110	94 ± 44	6×2, 6×1	1.25, 2.5, 4	176 ± 45
Chest	Male	11	54 ± 23	110	1296 ± 38	6×2	2.5, 5	141 ± 74
	Female	10	57 ± 14	110	107 ± 45	6×2	2.5, 5	288 ± 39
Spine	Male	10	43 ± 15	110	136 ± 11	6×2	2.5, 4	277 ± 107
	Female	10	53 ± 12	110	139 ± 18	6×2	2.5, 4	285 ± 86
Abdomen-Pelvis	Male	8	57 ± 19	110	101 ± 22	6×2	2.5, 4, 5, 8	464 ± 86
	Female	13	55 ± 9	110	141 ± 36	6×2	2.5, 4, 5, 8	474 ± 72
Pelvis	Male	9	50 ± 19	110	140 ± 43	6×2	2.5, 5	301 ± 47
	Female	11	62 ± 14	110	126 ± 29	6×2	2.5, 5	298 ± 53

Table 3. Comparison of our measured CTDIv (mGy) and DLP (mGy·cm) values with other reports.

	Head		Neck		Chest		Spine		Pelvis		Abdomen-Pelvis	
	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP	CTDIv	DLP
The UK (2003) [6]	-	931	-	-	13	576	-	-	-	-	14	550
The UK (2011) [7]	58	890	-	-	11	500	24	525	-	-	13	645
EC (2004) [7]	60	990	-	-	12	430	-	-	-	-	16	726
Italy (2014) [27]	64	1086	-	-	12	453	34	617	-	-	15	733
Ireland (2010) [13]	66	940	-	-	9	390	-	-	-	-	12	598
NSRD (2010) [8]	-	813.3	-	329.9	-	320	-	308.2	-	332	-	-
Wales (2001) [29]	-	731	-	-	-	663	-	-	-	646	-	-
This study	27.32	371.4	18.08	292.3	7.36	217.3	10.42	295.2	9.13	268.9	8.84	419.4

Table 4. Comparison of our calculated effective doses (mSv) for the most common CT protocols with those reported in other countries.

		Head	Neck	Chest	Spine	Pelvis	Abdomen-Pelvis
According to ICRP 60	The UK (2011) [7]	1.6	3	5.8	6	6	-
	EC (2008) [7]	1.95	2.7	5.35	7.04	7.65	-
	UNSCEAR (2008) [7]	2.4	-	7.8	5	9.4	-
	Tanzania (2006) [28]	6.2	-	8.4	4.9	15.7	-
	East Anglia (2004) [21]	1.7	3.2	3.5	6.4	-	9.2
	This study	0.7	1.5	3.05	4.25	4.25	6.15
According to ICRP 103	Netherland (2013) [8]	1.5	1.7	4.6	4.3	4.6	-
	NSRD (2010) [8]	1.5	1.7	4.6	4.3	4.3	-
	HPA (2008) [8]	1.4	3	6.6	6.9	6	-
	This study	0.65	1.85	3.45	4.9	3.05	5.8

Dari 6 pemeriksaan yang sering dilakukan di RS, CTDI tercatat paling tinggi pada kepala dan paling rendah pada dada. Dosis organ maksimum yang diberikan dari pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, pelvis, dan tulang belakang masing-masing adalah otak (15,5 mSv), tiroid (19 mSv), paru-paru (9,3 mSv), kandung kemih (9,9 mSv), kandung kemih (10,4 mSv), dan lambung (10,9 mSv).

Nilai dosis efektif berdasarkan faktor pembobotan jaringan ICRP 103 adalah: 0,6, 2,0, 3,2, 4,2, 2,8, dan 3,9 mSv dan berdasarkan faktor pembobotan jaringan ICRP 60 adalah: 0,9, 1,4, 3, 7,9, 4,8 dan 5,1 mSv untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, tulang belakang. Perbedaan relatif antara nilai-nilai tersebut adalah -22, 21, 23, -6, -31 dan 16 persen untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul, panggul, tulang belakang, masing-masing. Nilai rata-rata CTDI

v yang dihitung untuk setiap protokol adalah: 27,32 ± 0,9, 18,08 ± 2,0, 7,36 ± 2,6, 8,84 ± 1,7, 9,13 ± 1,5, 10,42 ± 0,8

mGy untuk pemeriksaan CT kepala, leher, dada, perut-panggul dan tulang belakang, masing-masing.

Perbedaan dosis radiasi disebabkan beberapa faktor. Faktor-faktor yang mempengaruhi dosis radiasi antara lain arus-waktu tabung, potensial tabung, kolimasi irisan, dan panjang pemindaian. Pemilihan parameter pemindaian yang tepat seperti arus tabung-waktu, potensial tabung, kolimasi irisan, dan lain-lain, yang memengaruhi CTDIv, dan panjang pemindaian, yang memengaruhi DLP, dapat menurunkan dosis pasien secara signifikan.

Kesimpulan	Dosis organ tertinggi yang diberikan oleh berbagai pemeriksaan CT diterima oleh otak (15,5 mSv), tiroid (19,00 mSv), paru-paru (9,3 mSv) dan kandung kemih (9,9 mSv), kandung kemih (10,4 mSv), lambung (10,9 mSv) di kepala, leher, dada, dan perut-panggul, pelvis, dan tulang belakang. Kecuali pemeriksaan CT leher dan tulang belakang yang menunjukkan dosis efektif yang lebih tinggi dibandingkan dengan yang dilaporkan di Belanda, pemeriksaan lain menunjukkan nilai yang lebih rendah dibandingkan dengan yang dilaporkan oleh negara lain

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Measurement of radiation dose in multi-slice computed Tomography**
Penulis	**: Surendra Maharjan, Sudil Prajapati and Om Biju Panta**
Jurnal	: Original Article
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2016
Pendahuluan	CT Scan merupakan prosedur diagnostik yang menghasilkan dosis radiasi tinggi. Dosis radiasi yang menjadi perhatian adalah DLP dan CTDIvol. Dosis radiasi CT Scan menyumbang dosis kolektif terbesar pada manusia. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengukur dosis radiasi untuk pemeriksaan CT pada kepala, dada, dan perut pada pasien dewasa di Nepal dibandingkan dengan standar internasional.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan 90 pemeriksaan CT yang dilakukan dalam pemindaian CT 128 irisan. Dosis efektif dihitung untuk setiap pemeriksaan menggunakan indeks dosis CT, parameter terkait paparan, dan faktor konversi CTDI ke dosis efektif.
Hasil Penelitian Diskusi	

Radiation dose parameters in CT chest and abdomen

Particulars	n	Before scan	After scan
Chest			
CTDI plain (mGy)	30	6.1 (1.9)	5.6 (1.6)
DLP plain (mGy-cm)	30	215 (57.5)	189.6 (52.4)
CTDI contrast	19	6.0 (1.9)	5.6 (1.8)
DLP contrast (mGy-cm)	19	219.6 (62.7)	198.0 (60.2)
CTDI sum after scan			11.2 (3.6)
DLP sum plain and contrast			390.5 (115.3)
Effective dose			5.4 (2.4
Abdomen			
CTDI plain	30	11.6 (3.5)	11.1 (3.5)
DLP plain (mGy-cm)	30	516.5 (155.2)	486.5 (156.7)
CTDI arterial	25	9.7 (4.1)	9.2 (4.0)
DLP arterial (mGy-cm)	25	336.4 (156.7)	288.9 (126.9)
CTDI portovenous	25	10.6 (3.6)	10.1 (3.5)
DLP portovenous (mGy-cm)		450.9 (159.3)	422.8 (157.6)
CTDI delayed		10.4 (4.0)	9.8 (4.0)
DLP delayed (mGy-cm)		418.1 (115.7)	391.3 (114.6)
DLP sum			1180.5 (507.8)
CTDI sum			30.8 (14.5)
Effective dose (mSv)			17.7 (7.6)

Data are mean; Data within the parenthesis are SD

Table II

Comparison of $CTDI_{VOL}$, DLP, ED of TUTH with European Commission (EC)

Examination		Mean (TUTH)	EC
Head	$CTDI_{vol}$ mGy	45.5	60
	DLP mGy cm	750.9	1050
	Eff. Dose mSv	1.7	2.4
Chest (Plain and contrast)	$CTDI_{vol}$ mGy	11.2	30
	DLP mGy cm	390.5	650
	Eff. Dose mSv	5.4	11.1
Abdomen (Plain and contrast)	$CTDI_{vol}$ mGy	30.8	35
	DLP mGy cm	1180.5	780
	Eff. Dose mSv	17.7	11.7

Table III

Comparison of CTDI, DLP, ED of CT head, chest and abdomen in different countries

	TUTH	Taiwan[13]	Italy[14]	Wales[15]	Poland[10]	Tanzania[16]	Ireland[17]	Berlin[18]	UK[10]
CTDI (mGy)									
Head	45.5	55	59.6	46	19	43	57.5	49.5	5
Chest	11.2	20	19.7	17	21.3	17	18.5	17.41	6.4
Abdomen	30.8	22	24.3	22	23.7	17	19.1	-	9.5
DLP (mGy-cm)									
Head	750.9	665	725	731	386	913	817	587	386
Chest	390.5	455	473	663	447	783	434	502	203
Abdomen	1180.5	453	517	745	550	982	433	-	446
Effective dose (mSv)									
Head	1.7	1.6	1.7	-	-	2.1	1.6	-	-
Chest	5.4	8.4	8.0	-	-	13	7.6	-	-
Abdomen	17.7	7.4	7.8	-	-	15	7.0	-	-

Kesimpulan	Untuk protokol rutin kepala dan dada, CTDI, DLP, dan ED ditemukan jauh lebih rendah dibandingkan dengan rekomendasi Komisi Eropa (EC). Meskipun CTDI, DLP, dan dosis efektif pemeriksaan kepala dan dada lebih rendah daripada EC, nilai-nilai ini tidak memengaruhi kualitas gambar diagnostik. Untuk protokol perut dan panggul, CTDI dibandingkan dengan EC juga lebih rendah. Namun, DLP dan dosis efektif untuk pemeriksaan ini sangat tinggi karena panjang pemindaian yang sangat besar dan pemindaian multifase. Untuk pemeriksaan perut, di mana CTDI ditemukan lebih rendah tetapi DLP dan dosis efektif lebih tinggi, revisi parameter pemindaian menggunakan panjang pemindaian yang lebih pendek dan jumlah pemindaian fase yang lebih sedikit diperlukan bila memungkinkan untuk mengurangi nilai dosis efektif. Data ini dapat digunakan sebagai nilai Tingkat Referensi Dosis (DRL) di Nepal.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: CT Output Dose Performance-Conventional Approach Verses the Dose Equilibrium Method**
Penulis	**: Ahmad Albngali1*, Andy Shearer1, Wil van der Putten1,2, Brendan Tuohy1,2, Niall Colgan1,2**
Jurnal	: **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**
Vol (No.) Halaman	: **Vol 7, 15-26**
Tahun	2018
Pendahuluan	CTDI merupakan metode dosimetri Ct Scan yang paling banyak digunakan. CTDI mengukur radiasi rotasi aksial tunggal pada fantom CTDI. CT Scan modern memiliki sistem rotasi helical, modulasi dosis, detektor aray dan multislice yang mengakibatkan pengukuran CTDI tidak cocok. AAPM mengeluarkan metode pengukuran untuk CT Scan terbaru pada laporan AAPM No 111. Namun fantomnya belum secara luas disebarkan sehingga studi ini bertujuan untuk merancang fantom berdasarkan AAPM No 111 dan membandingkan estimasi CTDI standar dengan TLD.
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan rancangan fantom dosis ekilibrium seperti berikut : Selain itu juga menggunakan fantom Perspex , CT Scan Philips dan TLD. Dosis radiasi CTDI diukur pada fantom ekilibrium dan fantom CTDI. Berikut adalah parameter scannya : Protocol 1 (Head): Scanning mode: Axial; KVp: 130; mA: 100; N (mm): 2; T (mm): 5; Pitch factor = b/nT: 1; Time per tube rotation: 1s Protocol 2 (Chest): Scanning mode: Axial; KVp: 120; mA: 100; N (mm): 2; T (mm): 5; Pitch factor = b/nT: 1; Time per tube rotation: 1s Protocol 3 (Abdomen): Scanning mode: Axial; KVp: 130; mA: 100; N (mm): 2; T (mm): 4; Pitch factor = b/nT: 1; Time per tube rotation: 1s
Hasil Penelitian Diskusi	Table 2. Single slice dose output at the center of $D_{(eq)}$ and Perspex phantoms. Water phantom: First reading 0.33; Second reading 0.35; Third reading 0.34; Average 0.34 ± 0.01 Perspex phantom: First reading 0.33; Second reading 0.34; Third reading 0.33; Average 0.33 ± 0.01 Dosis ekilibrium pengukuran Table 3. Volume average equilibrium dose. Head: Center (mGy) 12.49, 12.73, 12.68; Average ± SD 12.63 ± 0.05; Peripheral (mean) (mGy) 14.91, 14.83, 15.10; Average ± SD 14.94 ± 0.13; $D_{(eq)}$ (mGy) 13.70, 13.78, 13.89; Average ± SD 13.79 ± 0.0.06 Chest: Center (mGy) 10.45, 10.64, 10.65; Average ± SD 10.58 ± 0.09; Peripheral (mean) (mGy) 11.51, 12.41, 12.65; Average ± SD 12.53 ± 0.0.09; $D_{(eq)}$ (mGy) 11.52, 11.65; Average ± SD 11.56 ± 0.0.06 Abdomen: Center (mGy) 10.12, 10.10, 9.91; Average ± SD 10.04 ± 0.09; Peripheral (mean) (mGy) 13.31, 13.22, 13.15; Average ± SD 13.22 ± 0.0.06; $D_{(eq)}$ (mGy) 11.71, 11.66, 11.53; Average ± SD 11.63 ± 0.0.07 Average: Center 11.08; Peripheral 13.56; $D_{(eq)}$ 12.32 Dosis ekilibrium hasil perhitungan

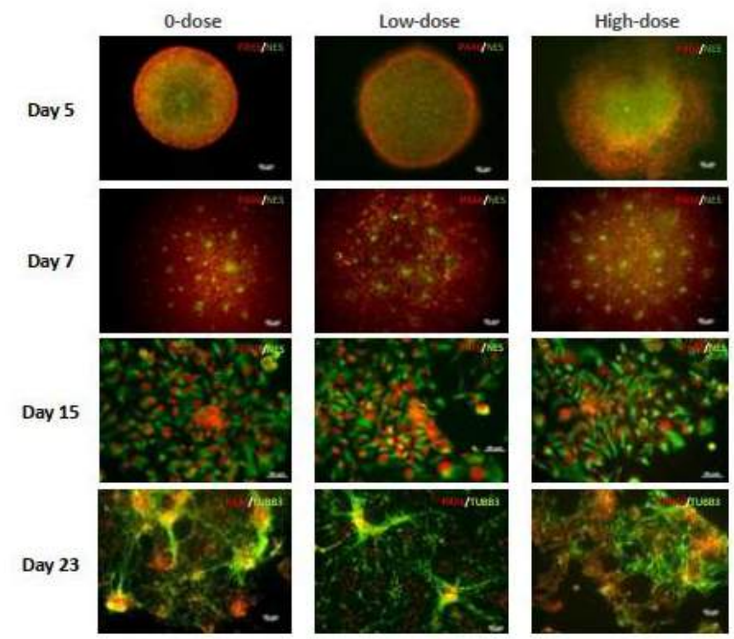
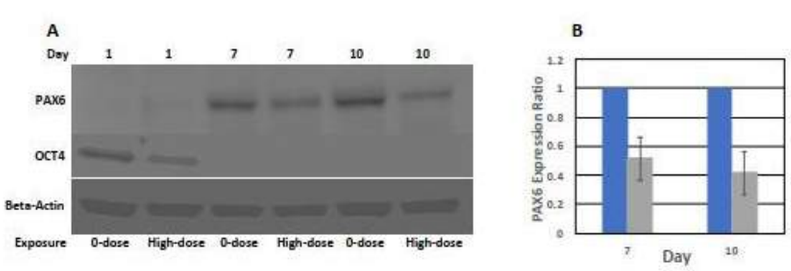
Table 4. CTDI volume compared with volume average equilibrium dose.

Protocols	Deq (mGy)	average ± SD	CTDI volume (mGy)	average ± SD	Variation
	13.70		10.4		
Head	13.78	13.79 ± 0.0.06	10.37	10.38 ± 0.01	32%
	13.89		10.39		
	11.51		8.57		
Chest	11.52	11.56 ± 0.0.06	8.49	8.54 ± 0.03	35%
	11.65		8.57		
	11.71		9.26		
Abdomen	11.66	11.63 ± 0.0.07	9.20	9.25 ± 0.03	25%
	11.53		9.29		

Table 5. TLD compared with equilibrium dose.

Protocols	Deq Center (mGy)	average ± SD	TLD center	average ± SD	Variation
	12.49		12.86		2%
Head	12.73	12.63 ± 0.0.05	13.68	12.93 ± 0.47	
	12.68		12.36		
			12.84		
	10.45		10.20		4%
Chest	10.64	10.58 ± 0.0.09	11.42	11.04 ± 0.52	
	10.65		11.54		
			11.01		
	10.1		9.73		3%
Abdomen	10.1	10.04 ± 0.0.09	10.89	10.42 ± 0.53	
	9.91		10.99		
			10.08		

Kesimpulan	Dosis organ dan dosis kumulatif berdasarkan CTDI, nilainya lebih kecil. Dosis ekilibirum volume nilainya lebih besar daripada CTDI. Dosis radiasi yang kecil ini disebabkan panjang ion chamber yang terlalu kecil sehingga tidak dapat melibatkan panjang scan lebih dari 100 mm. solusinya, menggunakan ion chamber yang lebih kecil dari 1 cm dan ukuran fantom yang lebih besar agar pengukuran dosis akumulasi dapat ditentukan pada segala titik.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Effect of Ionizing Radiation from Computed Tomography on Differentiation of Human Embryonic Stem Cells into Neural Precursors**
Penulis	: **Christine Hanu 1,y, Burk W. Loeliger 1,y, Irina V. Panyutin 1, Roberto Maass-Moreno 1, Paul Wakim 2 , William F. Pritchard 1, Ronald D. Neumann 1 and Igor G. Panyutin 1,***
Jurnal	: *International Journal of* ***Molecular Sciences***
Vol (No.) Halaman	: 20, 3900
Tahun	**2019**
Pendahuluan	Minggu pertama perkembangan manusia adalah masa yang sangat sensitive dan rentan terhadap radiasi pengion. Sehingga pemberian radiasi pada Wanita hamil harus diperhatikan dan diawasi. Studi ini bertujuan untuk menggunakan teknik diferensiasi saraf yang efisien dan tepat untuk mengetahui efek radiasi pada Pluripotent human embryonic stem cells (hESCs).
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan meradiasi kultur sel dengan dosis 0, 15 mGy dan 500 mGy. Iradiasi CT Scan dilakukan dengan CT Scan Somatom.
Hasil dan Pembahasan	Setelah 24 jam terpapar radiasi, hESCs terlepas menjadi suspensi sel tunggal.  
Kesimpulan	Sel yang diradiasi menunjukkan kemampuan diferensiasi pada dosis 17 mGy. Reduksi kemampuan terlihat pada dosis 572 mGy.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Establishment of Diagnostic Reference Levels for Computed Tomography Scanning in Hamadan**
Penulis	**: Jafari S.1 , Ghazikhanlu Sani K.1* , Karimi M.2, Khosravi H.1, Goodarzi R.3, Pourkaveh M.3**
Jurnal	: *J Biomed Phys Eng*
Vol (No.) Halaman	: 10(6)
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan adalah suatu modalitas pencitraan medis yang mampu mendiagnosa berbagai macam penyakit. Penggunaan CT Scan menyebar luas dan meningkat sehingga meningkatkan risiko kanker. CT Scan sebagai penghasil radiasi pengion mampu meningkatkan risiko kanker darah (leukimia) dan tumor otak. Implementasi proteksi dan optimisasi dosis adalah strategu yang sangat penting pada CT Scan. Banyak faktor seperti pengetahuan dan keahlian operator dan interpreter radiologi, jenis pemindai, filter, waktu pemindaian, ketebalan tubuh pasien, faktor paparan, termasuk kVP dan mAs serta protokol yang dipilih mempengaruhi dosis yang diberikan kepada pasien dalam pemindaian CT. DRL merupakan salah satu solusi optimisasi dosis yang direkomendasikan oleh ICRP. Studi ini bertujuan untuk mengetahui DRL di Hamadan.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan pengukuran CTDI dan DLP CT Scan. Parameter pengukuran sebagai berikut :

Center	Scanner model	Scan mode	Scan region	kVp	mAs per rotation	Rotation time(s)	Slice thickness(mm)	Number of taken slices	Displayed $CTDI_{vol}$(mGy)	Displayed DLP(mGy.cm)
A	Siemens SOMATOM Emotion-16 slices	Axial	Brain	110	270	1.5	8	10	34.89	280.58
			Chest	130	100	1	1.2	31	3.03	93.97
			*Abdominal-pelvic	-	-	-	-	-	-	-
		Spiral	Brain	110	220	1	4	41	32.34	627.4
			Chest	110	70	1	5	31	4.8	88.53
			Abdominal-pelvic	110	120	0.6	5	32	8.16	152.32
B	Optima GE-16 slices	Axial	Brain	120	270	0.8	5	15	130	975
			Chest	120	195	0.8	2	28	39.21	219.5
			Abdominal-pelvic	120	210	0.8	5	35	11.77	205.9
		Spiral	Brain	120	256	0.8	2.5	32	41.32	713.72
			Chest	120	170	0.8	5	31	8.76	160.73
			Abdominal-pelvic	120	250	0.8	5	31	8.665	236.26
C	Siemens SOMATOM Emotion-16 slices	Axial	Brain	130	270	1.5	5	8	55.94	223.7
			Chest	130	100	1	1.2	34	3.5	14.28
			Abdominal-pelvic	130	100	0.6	10	40	10.78	431.2
		Spiral	Brain	110	100	1.5	6	31	16.63	309.3
			Chest	110	70	0.6	10	18	5.42	97.5
			Abdominal-pelvic	110	95	0.6	8	32	7.36	188.4
D	Siemens Definition AS-128 slices	Axial	Brain	120	390	1	5	27	61.53	849.1
			Chest	120	110	0.5	1	60	1.45	43.6
			Abdominal-pelvic	120	210	0.5	5	41	15.52	321.3
		Spiral	Brain	100	322	1	4	31	49.7	786.6
			Chest	120	110	0.5	5	29	7.42	148.9
			Abdominal-pelvic	120	210	0.5	5	30	13.97	224.9

Center	Scan region	$CTDI_c$	$CTDI_p$	$CTDI_w$
A	Brain	35.95	34.67	35.09
	Chest	3.417	5.848	5.03
	Abdomen-pelvic	5.936	10.06	8.68
B	Brain	47.17	8.531	21.41
	Chest	5.892	6.897	6.56
	Abdomen-pelvic	8.665	*	2.88
C	Brain	18.05	18.05	18.05
	Chest	3.724	7.138	5.99
	Abdomen-pelvic	5.407	*	1.8
D	Brain	50.58	49.38	49.78
	Chest	5.558	9.618	8.26
	Abdomen-pelvic	10.08	18.13	15.44
	Coronary CTA	15.43	21.14	19.23

*No data registered by QC kit used in this study.

Hasil Penelitian Diskusi

Center	Scan region	DLP(mGy.cm)	Measured $CTDI_{vol}$(mGy)	Displayed $CTDI_{vol}$(mGy)	p-value
A	Brain	575.58	35.09	32.34	0.317
	Chest	97.6	6.29	4.8	0.317
	Abdomen-pelvic	173.7	10.85	8.16	0.317
B	Brain	126.87	15.85	41.32	0.317
	Chest	73.97	4.77	8.76	0.317
	Abdomen-pelvic	32.55	2.10	8.665	0.317
C	Brain	72.2	18.05	16.63	0.317
	Chest	24.45	5.99	5.42	0.317
	Abdomen-pelvic	46.13	1.80	7.36	0.317
D	Brain	658.85	55.31	49.7	0.317
	Chest	99.86	6.88	7.42	0.317
	Abdomen-pelvic	386.16	25.74	13.97	0.317
	Coronary CTA	403.97	32.06	39.12	0.317

Table 4: Diagnostic reference levels for brain, chest, abdomen-pelvic and coronary computed tomography angiography (CTA) in Hamadan.

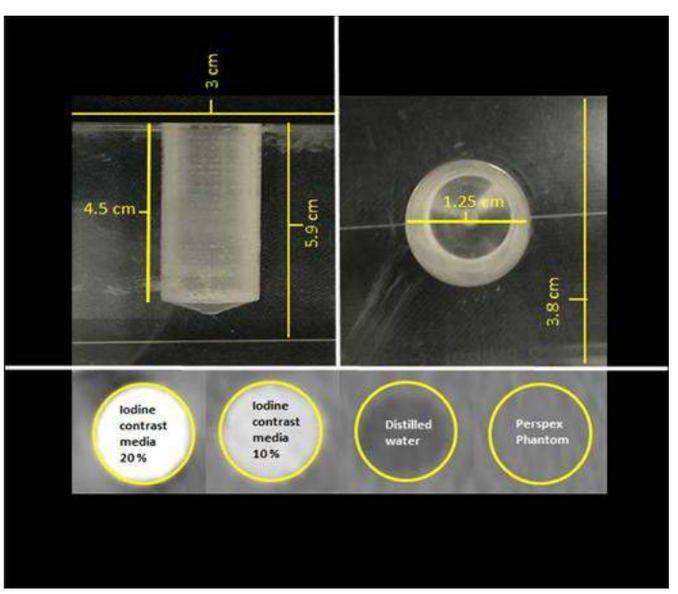
	Brain	Chest	Abdomen-pelvic	Coronary CTA
$CTDI_{vol}$ based DRLS (mGy)	50.25	6.73	22.01	32.06
DLP based DRLS (mGy.cm)	658.22	99.29	333	403.97

Scan untuk bagian tubuh yang berbeda, menggunakan parameter berbeda. CTDI p lebih besar dari CTDIc karena kV menyebabkan dosis permukaan fabtom lebih besar dari dosis di dalam fantom. Selain itu karena pada fantom, terbentuk isodose point yang semakin menurun seiring kedalaman. CTDIvol kepala lebih tinggi daripada tubuh karena densitas tulang pada otak lebih tinggi dari bagian tubuh lain. Perbedaan CTDI pengukuran dan tampilan tidak berbeda secara signifikan sehingga dapat mengandalkan tampilan computer konsol. DRL merupakan besaran yang dipengaruhi oleh beberapa parameter seperti pengetahuan dan keahlian operator dan interpreter radiologi, jenis pemindai, filter, waktu pemindaian, ketebalan tubuh pasien, faktor paparan, termasuk kVP dan mAs serta protokol yang dipilih.

Kesimpulan

Optimalisasi dan minimalisasi dosis radiasi sangat penting dalam pemindaian CT karena risiko induksi kanker yang tinggi dibandingkan dengan radiografi. Sayangnya, tidak mungkin untuk menentukan tingkat dosis tertentu untuk setiap pemeriksaan CT karena banyak faktor yang memengaruhi dosis. Sebaliknya, penetapan DRL untuk optimalisasi dosis dalam

	pemindaian CT merupakan cara yang sederhana dan praktis bagi operator untuk mengendalikan dosis pasien.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Investigations of CT Dose with Contrast Agent and Its Effects on the CTDI**
Penulis	**: Moshi Geso1, Farnaz Tabatabaie2,3, Edel Doyl1, Salem Algithami4**
Jurnal	: **J. Biomedical Science and Engineering**
Vol (No.) Halaman	: **Vol. 13, (No. 12), pp: 254-266**
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas pencitraan yang sering digunakan namun menjadi modalitas yang paling banyak memberikan dosis radiasi pasien. CT Scan terutama digunakn pad apemeriksaan kepala dan leher. Sebagian besar protokol pencitraan ini menggunakan media kontras berbasis yodium. Dosis radiasi CT Scan diwakilkan oleh CTDI dan DLP. Tujuan studi ini adalah untuk memanfaatkan efek media kontras "CM" yang digunakan dalam tomografi terkomputasi "CT" yang digunakan untuk meningkatkan kontras subjek pada CT yang diberikan melalui penyertaannya ke dalam indeks dosis CT "CTDI", dan untuk memperkenalkan metode sederhana untuk menentukan efek ini melalui jumlah CT yang tersedia pada target yang dicitrakan.
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan metode peningkatan dosis CT diperkirakan secara teoritis dan diukur secara eksperimental, lalu dikaitkan dengan jumlah CT rata-rata dalam volume serapan CM. Faktor yang bergantung pada konsentrasi CM dan energi sinar ditambahkan ke persamaan CTDI untuk menunjukkan peningkatan beban dosis. Sebuah fantom Perspex berlubang sederhana dibuat untuk mengukur variasi jumlah CT yang dicitrakan. Film jenis CT Gafchromic secara bergantian dicitrakan dalam reservoir CM dan air. Perbedaan relatif dalam beban dosis yang diperoleh dengan memindai kedua film menunjukkan perbedaan dosis dan karenanya peningkatan yang bergantung pada CM. Dosimetri dilakukan dengan pengukuran secara langsung. 
Hasil Penelitian Diskusi	Table 1. Pixel values for CT Gafchromic film for three different concentrations. Mediums | Pixel values | Dose enhancement percentage from Equation (5) distilled water | 3428.1 | ----- 10% Iodine Contrast Media | 3656.5 | 6.6% 20% Iodine Contrast Media | 4013.6 | 17% 50% Iodine Contrast Media | 5035.1 | 46.8% 100% Iodine Contrast Media | 5649.9 | 64.8% Table 2. CT numbers pixel values of the phantom holes filled with two concentrations of contrast media and water. Medium | Pixel Value | σ Values | CNR Values Iodine Contrast Media 20% | 893.3 ± 17 | 17 | 42 Iodine Contrast Media10% | 512 ± 11 | 11 | 31 Distilled Water | 46.2 ± 5 | 5 | −29 Perspex Phantom | 176.6 ± 21 | 21 |

Perspex Phantom	176.6 ± 21	21	

Table 3. Patient data from 3-phase CT scanning of the liver.

	Weight (kg)	Height (cm)	Radius (cm)	Non Contrast		Arterial (Liver) + Contrast		Portal Venous (Abdo/Pelvis) + Contrast	
Patient				CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
1	75	172	12	8.21	209	8.28	167	8.12	387
2	78	180	12	6.87	167	7.16	119	7.1	307
3	92	168	13	14.29	400	14.39	403	13.08	579
4	70	176	11	6.7	147	6.74	140	7.13	319
5	64	165	11	5.55	112	6.14	151	8.18	323
6	80	165	12	15.74	398	15.87	414	15.57	739
7	102	154	15	16.89	523	16.82	522	16.79	504
8	77	165	12	6.77	140	6.8	141	8.94	383
9	89	158	13	17.54	531.01	18.08	576.73	17.01	840.95
10	60	160	11	1.15	233.9	10.4	286.57	10.73	468.99
11	110	165	15	18.31	626	18.35	797.4	18.47	1008.08
12	70	160	12	10.98	296.45	10.73	292.45	12.3	641.47
Average	82	161	12	12	422	14	488	15	740

https://doi.org/10.4236/jbise.2020.1312023 261 J. Biomedical Science and Engineering

Efek dosis terukur akibat penyertaan CM bervariasi tergantung pada konsentrasinya. Peningkatan dosis diperkirakan sekitar 17% untuk media kontras 20% dalam target sedangkan untuk 10% volume sekitar 6,6%. Hal ini diperkirakan dari angka CT. Data pasien juga menunjukkan pengaruh CM pada nilai CTDI. Kesimpulan: Efek dosimetrik media kontras disertakan ke dalam CTDI dan dapat diperkirakan dengan menggunakan angka CT yang diperoleh.

Kesimpulan	Pemberian media kontras kepada pasien CT terutama untuk meningkatkan kontras gambar. Akan tetapi, telah lama terbukti secara eksperimental bahwa hal itu juga meningkatkan dosis radiasi pada target tergantung pada konsentrasinya pada target. Pemberian dosis radiasi kepada pasien secara individu dan kepada masyarakat umum juga telah menjadi fokus sejumlah besar penyelidikan sebagaimana didokumentasikan dalam literatur. Penelitian ini mengukur peningkatan dosis ini dan memasukkannya ke dalam indikator CTDI. Selain itu, karya ini juga menunjukkan metode yang sederhana dan langsung untuk memperkirakan peningkatan dosis yang disebabkan oleh media kontras berdasarkan perubahan nomor CT karena pengenalannya. Peningkatan dosis yang disebabkan oleh pengenalan media kontras ke target radiasi bergantung pada konsentrasi pada target. Pada konsentrasi media kontras yang diberikan secara klinis, peningkatan dosis yang terukur diperoleh yang membenarkan pencantumannya ke dalam persamaan CTDI. Dengan demikian, tingkat peningkatan dosis yang ditimbulkan oleh media kontras dapat diperkirakan dari perubahan nomor CT pada target dalam irisan CT. Akan tetapi, perlu dicatat bahwa pencantuman kontras dalam persamaan dosis pemindaian CT, yaitu CTDI, tidak secara kuantitatif meningkatkan beban dosis radiasi pada pasien kecuali terdapat konsentrasi kontras yang tinggi yang terkumpul di organ yang peka terhadap radiosensitif seperti payudara atau otak.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **National Survey of Radiation Dose and Image Quality in Adult CT Head Scans in Taiwan**
Penulis	: **Chung-Jung Lin1,2, Greta S. P. Mok3, Mang-Fen Tsai4, Wei-Ta Tsai4,5,8, BangHung Yang4,6,8, Chun-Yuan Tu4,7,8*, Tung-Hsin Wu4***
Jurnal	: *PLOS ONE*
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	**2015**
Pendahuluan	CT Scan meningkatkan risiko kanker. CT Scan model MDCT menambah tinggi dosis radiasi pasien. Meskipun kebanyakan disebabkan oleh overbeaming, Faktor-faktor seperti desain detektor, mode pemindaian, tegangan tabung dan arus tabung juga memengaruhi dosis. Upaya dilakukan dengan memodifikasi parameter scan. Tujuan studi ini adalah untuk menetapkan DRL dan menjawab pertanyaan berikut: 1) Apakah beban kerja tabung sebelumnya akan memengaruhi dosis radiasi dan rasio sinyal terhadap derau (SNR) pada pemindaian CT kepala? 2) Apakah CT dengan lebih banyak detektor akan menghasilkan dosis radiasi yang lebih tinggi dibandingkan dengan CT dengan lebih sedikit detektor?
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan mengevaluasi citra CT Scan. Metode kuisioner digunakan untuk mendapatkan informasi tentang : informasi dasar tentang pemindai CT, termasuk vendor, jumlah detektor dan milliampere-second (mAs), kilovoltage (kV), slice thickness, pitch, reconstruction kernel, computed tomography dose index (CTDI), and dose length product (DLP). Dosis efektif dihitung dengan DLP dan faktor konversi. Hasilnya diuji dengan SPSS.
Hasil dan Pembahasan	

Table 2. Technical Characteristics and Radiation Doses Information for the CT scanners in Three Groups.

	Group A (Single slice)	Group B(< 64 slice)	Group C (≥ 64slice)
Number	343*	712	747
CTW(n) (times)	$2.03\times10^5\pm2.60\times10^5$	$2.71\times10^5\pm2.43\times10^5$‡	$4.46\times10^5\pm3.64\times10^5$‡
CTW(s) (seconds)	N/A	$2.17\times10^6\pm7\pm1.90\times10^6$	$2.00\times10^6\pm1.38\times10^6$
CTDI (mGy)	45.73±16.04*	59.31±12.08	58.05±11.78
Effective dose (mSv)	1.00±0.64‡	1.75±0.61‡	1.99±0.58‡
DRL of CTDI (mGy)	57.13	68.31	65.11
DRL of DLP (mGy-cm)	691.2	1021.69	1118.31
Vendor (N)(G/S/P/T/O)*	177/30/10/71/99	360/160/60/133/30	171/125/190/279

*Significantly different from the other two groups.
‡Significantly different from all other groups.
*G:GE; S:Siemens; P:Philips; T:Toshiba; O: Other vendors.

doi:10.1371/journal.pone.0131243.t002

Radiation Dose and Image Quality in Adult CT Head Scans

Table 3. Acquisition Parameters of CT Head Scans for the Three CT Groups.

	Group A (Single slice)	Group B (< 64 slice)	Group C (≥ 64 slice)
Number	289	681	715
Tube current (mA)	164.49±58.45‡	242.61±74.63‡	294.45±90.41‡
Duration of active tube current (s)	1.91±1.143‡	1.27±0.62‡	1.07±0.53‡
Tube current time product (mAs)	263.87±81.98	280.23±65.19	302.81±97.40*
Tube voltage (kV)	120.95±3.21	121.06±4.90	120.17±3.43*
Pitch	1	0.88±0.62	1.03±1.29*
Helical mode (%)	0‡	111 (15.6%)‡	301 (40.3%)‡
Slice thickness (mm)	7.62±2.36*	4.83±1.37	4.593±1.28
CTDI (mGy)	45.73±16.04*	59.31±12.08	58.05±11.78
SNR	8.50±1.50±1.93‡	7.45±1.72‡	7.09±1.69‡

*Significantly different from the other two groups.
‡Significantly different from all other groups.

doi:10.1371/journal.pone.0131243.t003

and be used to optimize the epidemic research in medical radiation exposure. Our study found no strong evidence that more used X-ray tubes would lead to higher CTDI or inferior SNR.

Table 4. Comparison of International DRLs of DLP for Adult CT Head Scans.

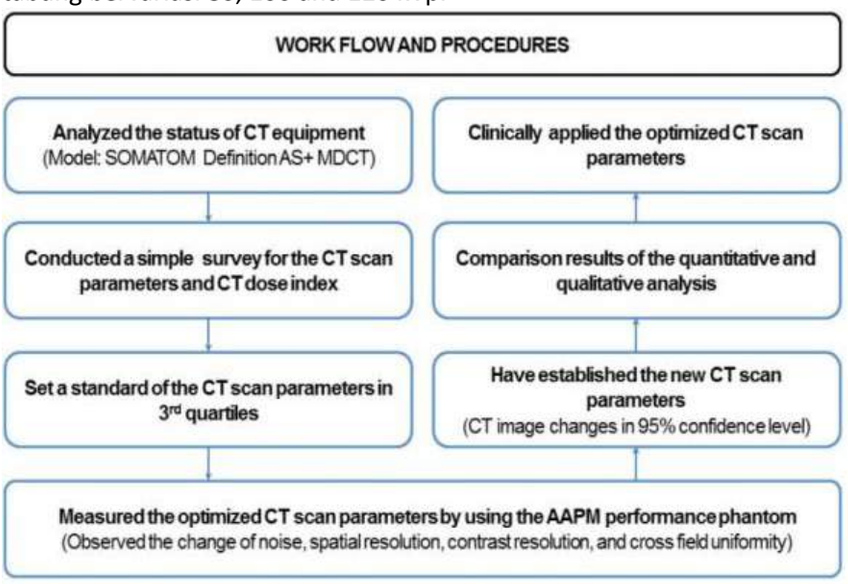
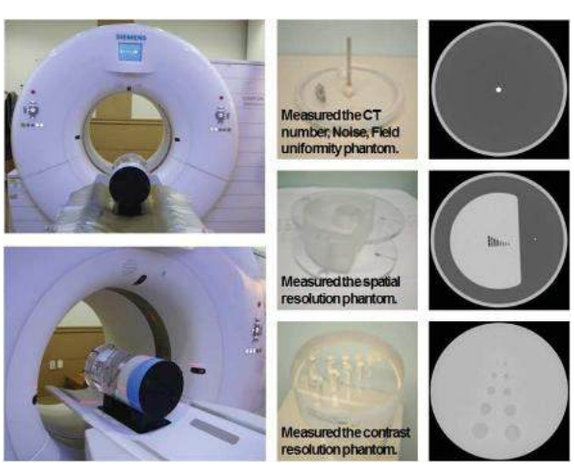
	Number of scans	Range of detector numbers in all CT	DRL (mGy-cm)	Order
U.K (1999)	N/A	N/A	1050	4
Korea (2008)	128764	N/A	1056	3
Syria (2009)	N/A	N/A	900	5
Switzerland (2010)	187	1–256	1000	8
Malta (2012)	94	2–64	736	9
Kenya (2012)	84	1–64	1575	1
Japan(2012)	4587	1–320	1120	2
Ireland (2012)	7778	2–128	940	7
Taiwan (2012)	1802	1–256	999	6

doi:10.1371/journal.pone.0131243.t004

Nilai CTDI menunjukkan korelasi yang lemah (r = 0,33) dengan CTW(n) pada Kelompok A. Nilai SNR menunjukkan korelasi negatif yang lemah (r = -0,46) dengan CTW(n) pada Kelompok C. MDCT
dengan jumlah irisan yang lebih tinggi menggunakan lebih banyak potensi tabung yang menghasilkan dosis efektif yang lebih tinggi.
Ada nilai CTDI dan SNR yang secara signifikan lebih rendah dalam mode heliks daripada

	dalam mode aksial pada Kelompok B, tetapi tidak pada Kelompok C.
Kesimpulan	Beban kerja tabung sebelumnya tidak berkorelasi dengan CTDI atau SNR. MDCT dengan < 64 irisan menunjukkan CTDI dan SNR yang lebih tinggi daripada yang memiliki > 64 irisan baik dalam mode aksial maupun heliks. Mode heliks lebih sering digunakan daripada mode aksial dalam MDCT dengan lebih banyak irisan dalam praktik saat ini, dan menghasilkan SNR yang lebih rendah. Mengoptimalkan parameter pemindai dan inti rekonstruksi direkomendasikan untuk memberikan pencitraan diagnostik pemindaian kepala CT dengan dosis radiasi yang wajar. Perhitungan dosis retrospektif menggunakan CTDIw khusus pemindai dan variasinya di seluruh pengukuran untuk pemindai yang sama juga diperlukan untuk studi mendatang.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The helically-acquired CTDIvol as an alternative to traditional methodology**
Penulis	**: Stephanie M. Leon1 | Robert J. Kobistek2 | Edmond A. Olguin1 | Zhongwei Zhang1 | Izabella L. Barreto1 | Bryan C. Schwarz1**
Jurnal	: J Appl Clin Med Phys
Vol (No.) Halaman	: 21:8:263–271
Tahun	2020
Pendahuluan	Sebagian besar protokol computed tomography (CT) klinis menggunakan pemindaian heliks. Namun, pengukuran CTDIvol mengganti protokol heliks dengan pemindaian aksial, tidak mudah dilakukan pada banyak pemindai dan dapat menyebabkan pengaturan kolimasi dan filter bowtie yang tidak cocok. Studi ini bertujuan unutk menilai apakah CTDIvol dapat diukur secara akurat dengan pemindaian heliks dan menentukan dampak pitch, lebar kolimasi, dan panjang pemindaian berlebih
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CTDIvol diukur untuk 95 protokol heliks pada 31 pemindai CT dari semua produsen utama. CTDIvol diukur secara aksial, kemudian lagi secara heliks, dengan rentang pemindaian ditetapkan ke area aktif ruang pensil yang terlihat pada gambar pelokalisasi. Pengukuran CTDIvol menggunakan setiap metode dibandingkan satu sama lain dan dengan CTDIvol yang ditampilkan pemindai. Untuk menguji dampak panjang pemindaian, penelitian diulang pada empat pemindai, dengan rentang pemindaian ditetapkan ke batas fantom yang terlihat pada pelokalisasi.
Hasil Penelitian Diskusi	**TABLE 1** Reproducibility statistics from five consecutive scans for each combination of phantom size and manufacturer. Axial CTDI: Mean, SD, CV; Helical CTDI: Mean, SD, CV Phantom: Head — Manufacturer: Canon — Axial CTDI Mean 39.7, SD 0.061, CV 0.15%; Helical CTDI Mean 37.0, SD 0.064, CV 0.17% Head — GE — Axial CTDI Mean 53.9, SD 0.228, CV 0.42%; Helical CTDI Mean 55.0, SD 0.168, CV 0.30% Head — Siemens — Axial CTDI Mean 46.3, SD 0.018, CV 0.04%; Helical CTDI Mean 43.4, SD 0.038, CV 0.09% Body — Canon — Axial CTDI Mean 14.2, SD 0.187, CV 1.31%; Helical CTDI Mean 15.1, SD 0.028, CV 0.19% Body — GE — Axial CTDI Mean 15.0, SD 0.381, CV 2.55%; Helical CTDI Mean 14.9, SD 0.032, CV 0.22% Body — Siemens — Axial CTDI Mean 8.9, SD 0.372, CV 4.17%; Helical CTDI Mean 8.2, SD 0.026, CV 0.32% **TABLE 2** Average differences in mGy between axial $CTDI_{vol}$ measurements, helical $CTDI_{vol}$ measurements, and displayed $CTDI_{vol}$ values, with 95% confidence intervals. [a]Matched collimation only. Protocol — Average displayed CTDI (mGy) — Difference between axial and displayed CTDI (mGy)[a] — Difference between helical and displayed CTDI (mGy) — Difference between helical and axial CTDI (mGy)[a] Adult head — 57.4 — −0.1 (−11.1, 10.8) — −0.6 (−9.3, 8.2) — 0.4 (−5.7, 6.6) Adult abdomen — 14.2 — 0.0 (−2.4, 2.5) — 0.5 (−2.1, 3.1) — 0.6 (−0.6, 1.7) Pediatric head — 27.4 — −0.1 (−5.6, 5.4) — −0.1 (−4.3, 4.1) — 0.1 (−2.9, 3.1) Pediatric abdomen — 4.6 — 0.1 (−1.7, 1.9) — 0.1 (−0.8, 1.0) — 0.0 (−1.5, 1.5) Tidak mungkin untuk mencocokkan lebar kolimasi antara mode aksial dan heliks untuk 12 dari 95 protokol yang diuji. Untuk protokol heliks dan aksial dengan kolimasi yang cocok, perbedaan antara kedua metode tersebut rata-rata di bawah 1 mGy dengan korelasi R2 = 0,99. Perbedaan antara kedua metode tersebut tidak signifikan secara statistik (P = 0,81). Metode tradisional menghasilkan empat pengukuran yang berbeda dari CTDIvol yang ditampilkan sebesar >20%; tidak ada pengukuran heliks yang berbeda. Akurasi CTDIvol heliks tidak bergantung pada pitch protokol (R2 = 0,0) atau kolimasi (R2 = 0,0). Memperluas rentang pemindaian ke batas fantom meningkatkan CTDIvol yang diukur sebesar 2,1%–9,7%.
Kesimpulan	Terdapat kesesuaian yang sangat baik antara metode pengukuran CTDIvol aksial dan heliks, dengan korelasi >0,99 dan tidak ada perbedaan signifikan secara statistik yang diamati. Pengukuran CTDIvol yang dihasilkan dengan metode heliks juga sesuai dengan CTDIvol yang ditampilkan oleh pemindai. Hanya pengukuran mode aksial yang menghasilkan perbedaan besar dibandingkan dengan tampilan. Pengukuran CTDIvol heliks tidak bergantung pada pitch heliks atau lebar kolimasi dan dapat dilakukan lebih mudah daripada metode aksial pada banyak pemindai. Pengukuran CTDIvol dengan akuisisi heliks merupakan alternatif yang wajar untuk metode aksial tradisional untuk tujuan QC

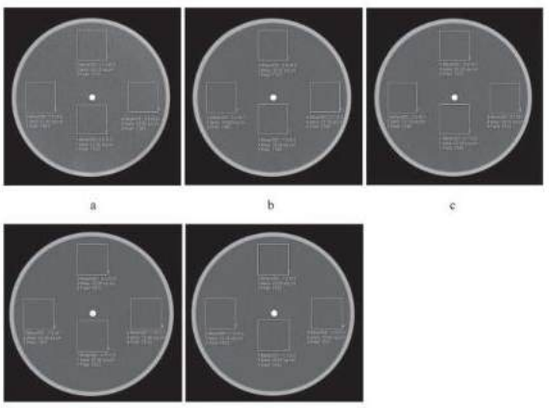
REVIEW JURNAL	
Judul	**: Optimal tube potential and tube current for radiation dose reduction in routine adult head computed tomography scannin**
Penulis	**: *Jae-Seung Lee & Dae Cheol Kweon***
Jurnal	: **Radiation Effects and Defects in Solids**
Vol (No.) Halaman	: 173
Tahun	2018
Pendahuluan	Saat ini CT Scan telah berkembang dan digunakan untuk berbagai macam penyakit karena memiliki detektor definisi tinggi. Selain itu ada fitur modulasi otomatis tabung sinar x dan dosis. Namun dosis radiasi CT Scan tetap paling tinggi dibanding dengan radiografi umum. Parameter teknis yang berpengaruh terhadap dosis secara tidak langsung seperti tube voltage, tube current, slice thickness), pitch, and scan field of view. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menyelidiki parameter CT scan otak secara umum, untuk menganalisis berbagai item yang secara objektif menunjukkan kualitas gambar CT, dan untuk mengusulkan yang baru, parameter pemindaian CT yang dioptimalkan yang meminimalkan dosis radiasi. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menilai, melalui evaluasi variabel CT, apakah gambar tersebut dapat digunakan melakukan diagnosis banding, serta mengoptimalkan proteksi radiasi dengan mematuhi prinsip ALARA.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT scanner (SOMATOM Definition AS+, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). Indikasi dosis yang dievaluasi adalah DLP dan CTDIvol. Tegangan tabung bervariasi 80, 100 and 120 kVp.  Analisa kualitas citra menggunakan fantom AAPM. 

Hasil Penelitian Diskusi	

Table 3. Results for the quartile values and selectable CT scan parameters.

	Quartile Values (HU)			Selectable Scan Parameters Range (Q_2 to Q_3)[b]	
Evaluation of Performance Items[a]	Q_1 (25%)	Q_2 (50%)	Q_3 (75%)	Tube Voltage (kVp)	Tube Current (mAs)
CT number accuracy	0.075	0.27	0.37	120	250–300
				100	260–320
				80	350–450
Noise	3.72	4.98	7.13	120	250–270
				100	260–350
Field uniformity	0.487	0.547	0.632	120	260–290
				100	260–310
				80	350–360

Q_1, Q_2, and Q_3: first, second and third quartile.
[a]The CT number in the water-test (average and standard deviation) was calculated to ensure the correct specifications for CT number, noise, and field uniformity.
[b]Acceptance criteria for the evaluation of CT numbers, noise, and field uniformity are within ±7 HU, ±6 HU, and ±5 HU, respectively.



a b c

Table 5. Comparison of the conventional tube voltage (120 kVp) and new tube voltage (100 kVp) CT scan protocols in terms of exposure conditions, CT dose index, and effective dose.

Item	Quartile (Q)	Value	Tube Current (mAs)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy-cm)	Effective Dose (mSv)	Effective Dose Reduction (%)
Conventional	First quartile (Q_1)	Limit	250	43.32	166	0.348	24.7
	Second quartile (Q_2)	Median	300	51.98	199	0.417	37.1
	Third quartile (Q_3)	Reference	350	53.89	207	0.434	39.6
	Fourth quartile (Q_4)	Maximum	450	69.74	166	0.433	39.4
New			300	32.84	125	0.262	

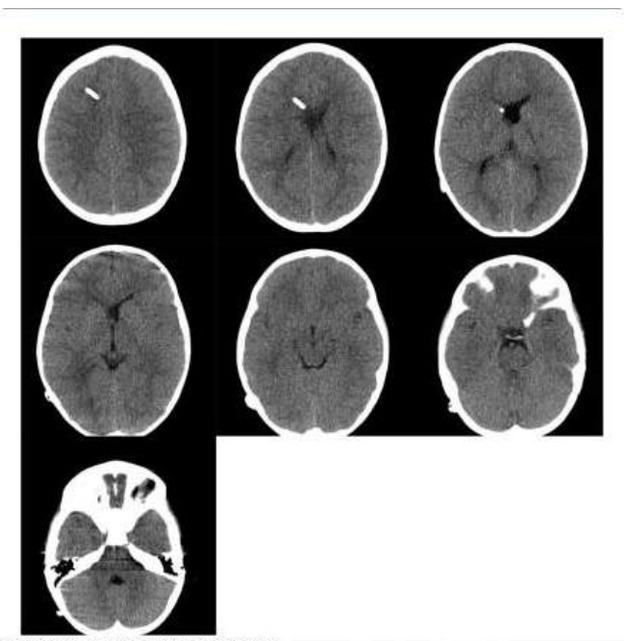
Table 6. Comparison of the conventional and new CT scan protocols in the evaluated phantom performance images.

		Compared the Variation with Performance Image				
					Resolution	
Quartile	Item	CT Number (HU)[a]	Noise (HU)	Field Uniformity (HU)	DA (SR/CR, mm φ)	Different CR (HU)
First Quartile (Q_1)	Conventional	0.37	4.80	0.643	1/5	10.50
	% changed[b]	−10.8	5.2	−13.37	0	130.3
	New	0.33	5.05	0.557	1/5	24.18
Second Quartile (Q_2)	Conventional	0.32	4.38	0.547	1/5	10.23
	% changed	3.15	15.3	−1.83	0	136.4
	New	0.33	5.05	0.557	1/5	24.18
Third Quartile (Q_3)	Conventional	0.28	3.57	0.483	1/5	10.5
	% changed	17.9	41.5	15.32	0	130.3
	New	0.33	5.05	0.557	1/5	24.18
Fourth Quartile (Q_4)	Conventional	0.19	3.39	0.383	1/5	10.77
	% changed	73.7	48.9	45.42	0	124.5
	New		5.05	0.557	1/5	24.18

Penurunan tegangn dari 120 kVp ke 100 kV menyebabkan penurunan dosis 4.2%–24.7% (*f* = 0.25) pada quartile 1 and 52.9%–53.4% pad akuartil 4. Penurunan ini diikuti dengan penurunan akurasi CT Number 9,6%, noise rata-rata 31,4% dan keseragaman 9,9% sedangkan resolusi kontras dan spasial tidak berubah. Dengan protokol optimisasi pada arus 300, 350, and 450 mAs, terdapat penurunan ctdivol 0%, 14.3%, and 33.3%, dan dlp 37%, 40%, and 53%. Protokol optimisasi dapat digunakan pad apasien karena menurunkan dosis radiasi sebesar 20%–50%,.

Kesimpulan	Studi ini mengusulkan metode sistematis untuk merancang parameter optimisasi CT scan kepala. Menerapkan protokol baru menyebabkan CTDIvol, DLP, dan dosis efektif berkurang. Tegangan tabung dan arus tabung tidak mempengaruhi nilai resolusi spasial dan resolusi kontras dalam penelitian ini. Namun, noise yang berhubungan langsung dengan kualitas gambar, meningkat secara proporsional. Selain itu, dengan protokol optimisasi, dapat ditetapkan batas kerusakan struktur anatomi dan dosis pasien.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation Organ Dose Measurement and Cancer Risk Estimation in CT Examination on Trauma Patients**
Penulis	: **Ali Vafaei*, Nafiseh Khosravi**, Nazli Shojaei Barjouei***, Neda Gholiza Sendani****, Ali Oloumi Sadeghi*****, Amin Shams Akhtari*****♦**
Jurnal	: **Middle East Journal of Cance**
Vol (No.) Halaman	: 10(3), 206 - 213
Tahun	2019
Pendahuluan	CT Scan menjadi modalitas diagnostic paling utama pada pasien trauma. Namun dosis radiasinya dapat meningkatkan potensi kanker pada pasien. Cara yang dilakukan untuk menurunkan dosis radiasi adalah menurunkan arus tabung dan tegangan tabung, penggunaan shielding, pengaturan kolimasi dan moduolasi otomatis tegangan tabung. Studi ini bertujuan untuk evaluasi dosis radiasi menggunakan TLD-100 pada 3 organ yaitu lensa mata, tiroid dan payudara.
Metode Penelitian	Penelitian ini melibatkan 93 pasien trauma dan 16 multi-slice CT scanner. Berikut adalah parameternya : 120 kVp, pitch factor of 1, and rotation time of 0.75 sec, slice thickness 5 mm for the head CT scan dan 1.5 mm for the neck CT scan, arus 200 mAs untuk kepala dan 120 mAs untuk CT Scan. Dosis efektif diperoleh dengan menggunakan konversi yang dikalikan dengan DLP (head=0.0019 and neck=0.0051) Estimasi risiko kanker dihitung dengan rumus : (dosis radiasi (Gy)/Dosis refrensi (Gy)) x jumlah kemungkinan berdasarkan referensi. Contoh meurut referensi risiko kanker tiroid 0,1 Gy pada 21 per 100.000 orang. Sehingga jika dosis radiasi 0,01 Gy maka : (0.01/0.1)×21=2.1 per 100000 Analisa statistic menggunakan SPSS21
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : **Table 2.** Organ radiation dose. Head CT (Average ± SDe) / Neck CT (Average ± SD) Lenses of the eyes (mSv): 20.9 ± 9.6 / 9.8 ± 3.8 Thyroid (mSv): 3.8 ± 2.6 / 19.5 ± 6.5 Breast-right (mSv): 2.4 ± 0.8 / 2.7 ± 1.4 Breast-left (mSv): 3.2 ± 4.9 / 2.9 ± 1.5 CT: Computed tomography **Table 3.** The average life attributed risk (LAR) cancer incidence per 100,000 persons. Head CT: Female, Male; Neck CT: Female, Male Age (y) / Thyroid LAR / Breast LAR / Thyroid LAR / Thyroid LAR / Breast LAR / Thyroid LAR 11-20: N/A / N/A / 0.525 / N/A / N/A / 3.4425 21-30: 2.3516 / 7.70694 / 0.00225 / 11.165 / 7.6725 / 3.775 31-40: 0.928125 / 5.6625 / 0.17892 / 7.75125 / 4.05229 / 0.8325 41-50: 0.645 / 2.27083 / 0.125 / 2.314 / 3.3913 / 0.33312 51-60: 0.0375 / 1.09416 / 0.020821 / 0.4633 / 1.9177 / 0.09606 61-70: 0.0325 / 0.5283 / 0.007 / 0.145083 / 0.6566 / 0.0395 71-80: 0.0051083 / 0.221 / 0.0070875 / 0.012 / 0.27 / 0.0075 >80: 0.0002583 / 0.0783 / 0.00033 / N/A / N/A / N/A CT: Computed tomography; LAR: Life attributable risk Lensa mata dan tiroid merupakan jaringan sensitif yang menerima radiasi tinggi tertama pada pemeriksaan kepala dan leher. Untuk mengatasinya dapat menggunakan shileding dan pemendekan panjang scan. Teknik paling manjur adalah penurunan arus tabung.
Kesimpulan	Telah diperoleh nilai dosis efektif rata2 pasien trauma sebesar 2,18 mSv untuk leher dan 1,53 mSv untuk kepala. Risiko lkanker pasien usia muda adalah 2 kali dari pasien dewasa/lebih tua. Sehingga perlu adanya perlindungan seperti optimisasi untuk mengurangi dosis radiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Reducing the radiation exposure from CT scanning in children with shunts: a nationwide survey and a departmental CT protocol**
Penulis	**: Anna Solth, Nitin Mukerji & Roger Strachan**
Jurnal	: ***British Journal of Neurosurgery***
Vol (No.) Halaman	: 16
Tahun	2018
Pendahuluan	CT Scan Low Dose mengurangi potensi kanker pada pasien anak. Tetapi jika dilakukan secara berulang dapat meningkatkan risiko kanker. Pemasangan VP pada anak sering kali membuthkan pencitraan menggunakan CT Scan. Studi ini bertujuan untuk mengevaluasi protokol ku=husus yang digunakan untuk pasien VP Anak kemudian dibandingkan dengan referensi.
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan kuisioner kepada dokter pengirim pasien : **Table 1.** The questionnaire sent out to all radiology departments in hospitals with neurosurgical units. Unit Grade CT scanner Children y/n Does a paediatric protocol exist? y/n If yes, what is it mA, kV, average no. of slices, slice thickness, $CTDI_{vol}$ Does a shunt protocol exist? y/n If yes, what is it? mA, kV, average no. of slices, slice thickness, $CTDI_{vol}$ CTDIvol: computed tomography dose index volume. **Table 2.** Answers from the responding units. Responding Units 26 70 Units scanning children 20 77 Paediatric protocol 20 77 Shunt protocol 11 42 Reduced radiation protocol 5 19
Hasil Penelitian Diskusi	Penurunanan dosis radiasi dilakukan dengan penurunan arus dan tegangan tabung serta slice thicknees. Dalam penelitian ditemukan penurunan slice dapat mengurangi dosis radiasi tanpa mengganggu diagnosa citra secara signifikan. 
Kesimpulan	Reduksi dosis radiasi pada pasien VP shunt dilakukan dengan kombinasi penurunan slice number dan arus tabung.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: It is time to retire the computed tomography dose index „CTDI… for CT quality assurance and dose optimization**
Penulis	**: David J. Brenner, Ph.D., DSc** **Cynthia H. McCollough, Ph.D., DABR** **Colin G. Orton, Ph.D., Moderator**
Jurnal	: **J. Biomedical Science and Engineering**
Vol (No.) Halaman	: **Med. Phys. 33**
Tahun	2020
Pendahuluan	CTDI merupakan indikator dosis CT Scan yang digunakan untuk optimisasi. Studi ini bertujuan untuk review CTDI.
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan metode review literatur
Hasil Penelitian Diskusi	Wajib untuk melakukan proteksi dan optimisasi dosis radiasi. Hal ini dilakukan dengan cara Quality Assurance dan dosis optimisasi. Secara khusus, mengingat 1 masalah dalam mempertahankan CTDI sebagai indeks dosis yang relevan, 2 ketersediaan MOSFET atau TLD, jika dosimeter yang disukai sangat kecil, sensitif, cepat, dan mudah digunakan, dan 3 ketersediaan komersial fantom antropomorfik seluruh tubuh heterogen seperti fantom ATOM dan fantom terapi radiasi Alderson sudah saatnya untuk mempertimbangkan penghentian pendekatan CTDI/fantom homogen pada CT QA/DO. Tidak diragukan lagi bahwa CTDI, dan kuantitas terkaitnya, dapat digunakan untuk membandingkan keluaran pemindai CT yang berbeda dan model CT yang berbeda. Namun, mengingat tujuan meminimalkan risiko kanker yang tidak perlu bagi pasien, diperlukan kuantitas yang merupakan pengganti risiko, dan baik CTDI maupun modifikasinya tidak dapat dipaksakan ke dalam peran ini. Sekarang cukup praktis untuk mengukur pengganti langsung untuk risiko kanker, tanpa upaya teknis lebih dari yang diperlukan untuk mengukur CTDI. Masuk akal untuk menggunakan pengukuran yang lebih langsung ini sebagai dasar untuk jaminan kualitas CT dan pengoptimalan dosis Pengguna dapat menggunakan CTDIvol untuk menyediakan indeks universal keluaran pemindai yang dapat dengan mudah dibandingkan di seluruh pemindai di seluruh dunia. Perbandingan dosis radiasi dalam CT yang "sama persis" ini, di mana pengguna dapat memeriksa keluaran pemindai sebelum penyinaran dan mudah-mudahan memodifikasi teknik yang tidak sesuai dengan nilai referensi di atas, merupakan metode praktis dan kuat untuk pengoptimalan dosis, karena penggunaan nilai referensi secara konsisten telah terbukti mengurangi kadar dosis rata-rata dan mempersempit distribusi dosis di seluruh praktik pencitraan.15 CTDIvol merupakan alat yang berharga dan diperlukan untuk tugas ini, terutama karena alat ini sudah mapan dan diadopsi secara seragam. Keseragaman dalam teknik pengukuran ini menjadikan CTDI alat jaminan mutu yang ideal, karena jaminan mutu mengharuskan penggunaan metode dan fantom yang sama secara konsisten. Begitu pula dengan pengoptimalan dosis. Mengetahui dosis pada hati saya atau hati Anda bukanlah masalah dalam pengoptimalan dosis klinis. Sebaliknya, seseorang harus tahu bahwa CTDIvol 18–22 mGy adalah umum untuk CT abdomen orang dewasa rata-rata. Dengan demikian, jika parameter yang salah dipilih yang mengarah ke CTDIvol 59 mGy, pengguna memiliki indikasi yang jelas bahwa ada sesuatu yang salah. Selain menghindari pemeriksaan CT dosis tinggi yang tidak perlu, tampilan metrik universal yang mudah diukur dan direproduksi pada konsol pengguna memberi operator alat praktis untuk mengurangi dosis dari pemeriksaan CT ke tingkat yang sesuai. Jadi, saya menganggap sudah waktunya untuk tidak menghentikan CTDI, tetapi melainkan untuk mempromosikan penggunaannya dalam praktik CT harian. Tidak dibenarkan mendasarkan QA/DO pada indeks dosis yang dimodifikasi seiring

	perubahan teknologi CT. Memang, ada beberapa perubahan yang akan segera terjadi dalam teknologi CT yang sangat mendasar sehingga tidak dapat diakomodasi hanya dengan mengutak-atik CTDI lebih lanjut. Sebagai contoh, untuk modulasi arus tabung aksial otomatis berkelanjutan, yang dirancang untuk mengimbangi perubahan redaman oleh berbagai organ di sepanjang sumbu pasien, pengukuran CTDI tidak akan menggambarkan apakah dosis diberikan dengan tepat selama, misalnya, pemindaian usus besar. Untuk memeriksa apakah pemindai beroperasi dengan benar, yang diperlukan untuk CT QA/DO adalah beberapa indeks keluaran mesin yang baik. Namun jika memang demikian, bahkan CTDI100 dasar akan lebih rumit daripada yang dibutuhkan. Bahkan, versi CTDI100 yang lebih rumit dan dirata-ratakan secara spasial, seperti CTDIw dan CTDIvol, sekarang menjadi standar. Karena mereka adalah indeks pengganti yang sedikit lebih baik untuk dosis organ dan risiko organ
Kesimpulan	ada alasan dan keinginan dalam CT QA/DO untuk mengukur sejumlah kuantitas yang perlu diubah, dan itu merupakan pengganti yang lebih baik untuk dosis/risiko organ daripada CTDI. Jadi mengapa tidak mengukur dosis organ secara langsung dalam fantom antropomorfik? 1. Pengukuran dosis beberapa organ dalam fantom antropomorfik dengan seperangkat detektor MOSFET, misalnya, tidak lebih sulit atau lebih lambat dilakukan daripada pengukuran CTDI. 2. Pengukuran dosis organ memberikan pemeriksaan yang sama baiknya bahwa mesin bekerja dengan benar seperti halnya CTDIvol. 3. Konsep CTDI perlu terus dimodifikasi seiring perubahan teknologi CT. 4. Pengukuran dosis organ memberikan pengganti langsung, bukan kasar, risiko organ—kuantitas yang pada akhirnya ingin kita kendalikan.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Patient effective dose estimation for routine computed tomography examinations in Iran**
Penulis	: **M.R. Deevband1*, M. Ghorbani1, A. Eshraghi2, Y. Salimi1, E. Saeedzadeh2, M.R. Kardan3, S. Sadeghi4, D. Divband4, M. Ahmadi1**
Jurnal	: ***International Journal of Radiation Research***
Vol (No.) Halaman	: **Volume 19, No 1**
Tahun	**2021**
Pendahuluan	CT Scan mampu memberikan data citra 3 dimensi yang berkualitas tinggi untuk mendiagnosa berbagai penyakit. Namun CT Scan memberikan dosis radiasi tinggi pada pasien. Langkah pertama untuk melakukan optimasi adalah mengumpulkan informasi tentang dosis radiasi yang diterima oleh pasien untuk mengembangkan tingkat referensi diagnostik (DRL). Penelitian ini bertujuan untuk menentukan dan melaporkan dosis efektif pasien berdasarkan data pasien dan paparan. . Kesimpulan: Menerbitkan pedoman dan tabel paparan menurut situasi pasien diperlukan untuk mengurangi variasi dosis dan parameter paparan. Karena faktor konversi DLP menyebabkan perbedaan yang cukup besar dalam menghitung ED, ketika ada kebutuhan untuk perhitungan dosis yang tepat, faktor konversi DLP tidak boleh digunakan. Lebih lanjut, disarankan agar ED digunakan sebagai DRL, bukan CTDIvol
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan survei data (CT) nasional sebagai laporan dosis pasien pada tahun 2015-2016. Data diperoleh dari 2.000 orang dewasa dan anak-anak dalam empat kelompok usia yang menjalani pemeriksaan CT. Dari total 565 pemindai CT dalam berbagai model di Iran, 120 pemindai berbeda diambil sampelnya. Perangkat lunak ImpactDose digunakan untuk menghitung dosis efektif (ED) dengan mengumpulkan data yang diperlukan juga sebagai metode cepat alternatif, ED diperkirakan dengan mengalikan produk panjang dosis (DLP) dan faktor konversi.
Hasil dan Pembahasan	than 0.01, which indicates a significant Table 5. Statistical parameters calculated for CTDIvol (mGy), for different CT examination protocols (head, sinus, chest and abdomen-pelvis) and patient ages (up to 1 year old, 1-5, 6-10, 11-15 years old, and adults) in the present study. CTDI$_{vol}$ (mGy) Protocol: Head Age: 0-1 year, Mean: 21.36, Standard deviation: 9.41, Minimum: 13.8, Percentile 25: 15.9, Median: 19.2, Percentile 75: 23.4, Maximum: 57.1 1-5 years, 25.87, 12.87, 13.8, 16.8, 20.2, 30.6, 60 6-10 years, 32.61, 13.91, 13.2, 21.05, 32.1, 37.2, 68 11-15 years, 34.78, 13.01, 13.1, 30.1, 32.1, 41.1, 70 Adult, 35.87, 16.79, 6.73, 25.8, 32.3, 44.12, 154 Protocol: Sinus 0-1 year, 7.72, 6.22, 3.2, 4.39, 5.81, 8.9, 33.3 1-5 years, 8.11, 6.34, 0.95, 4.39, 6.12, 9.31, 33.3 6-10 years, 8.86, 6.78, 3.2, 5, 8.26, 9.35, 40.1 11-15 years, 9.26, 5.17, 3.8, 8.25, 8.26, 8.8, 42.6 Adult, 11.17, 7.98, 3.8, 7.15, 8.3, 9.35, 42.88 Protocol: Chest 0-1 year, 5.34, 3.82, 1.8, 3.46, 4.8, 6.75, 23 1-5 years, 5.46, 4.81, 1.8, 3.46, 3.8, 4.77, 23 6-10 years, 5.59, 4.25, 2.11, 3.46, 4.2, 5.4, 23 11-15 years, 7.35, 4.39, 2.21, 5.41, 6.42, 8.61, 23 Adult, 7.78, 6.43, 2.3, 5.3, 6.8, 8.6, 53.36 Protocol: Abdomen-pelvis 0-1 year, 6.39, 5.2, 1.78, 2.85, 6.1, 6.48, 32 1-5 years, 7.29, 6.63, 2.06, 3, 6.48, 8.35, 32 6-10 years, 8.82, 5.88, 2.27, 4.85, 8.11, 10.25, 32 11-15 years, 9.22, 5.95, 2.5, 4.85, 8.35, 9.3, 33.86 Adult, 9.94, 5.38, 3.8, 7.01, 8.78, 11.05, 50.6 Int. J. Radiat. Res., Vol. 19 No. 1, January 2021 67 Table 6. Statistical parameters calculated for DLP (mGy.cm), for different CT examination protocols (head, sinus, chest and abdomen-pelvis) and patient ages (up to 1 year old, 1-5, 5-10, 10-15 years old, and adults) in the present study. DLP (mGy.cm) Protocol: Head Age: 0-1 year, Mean: 164.91, Standard deviation: 59.34, Minimum: 110, Percentile 25: 127, Median: 152, Percentile 75: 182, Maximum: 451 1-5 years, 227.39, 96.92, 138, 159, 195, 254, 563 6-10 years, 336.77, 170.11, 58.6, 198, 401, 412, 816 11-15 years, 384.15, 176.89, 58.6, 226, 417, 471, 840 Adult, 521.09, 267.77, 58.6, 376, 459, 647, 1302 Protocol: Sinus 0-1 year, 52.8, 40.37, 20.9, 32, 40, 60, 225 1-5 years, 59.68, 42.47, 24.7, 36, 45, 71, 241 6-10 years, 78.07, 54.03, 31, 56, 75, 85, 345 11-15 years, 105.66, 48.38, 40, 94, 100, 107, 495 Adult, 144, 98.17, 41.8, 102, 114, 140.8, 599.4 Protocol: Chest 0-1 year, 69.12, 57.68, 27, 44, 55.87, 85, 368 1-5 years, 83.82, 76, 27, 54, 56, 72, 368 6-10 years, 110.43, 70.33, 48, 72, 72.8, 117, 368 11-15 years, 187.55, 82.62, 74, 151, 171, 227, 437 Adult, 250.27, 156.59, 59.43, 162.2, 230, 289, 1302 Protocol: Abdomen-pelvis 0-1 year, 109.32, 99.92, 28, 47, 107, 108, 640 1-5 years, 154.63, 134.98, 47, 61, 146, 190, 640 6-10 years, 262.22, 115.97, 78, 221, 231, 302, 640 11-15 years, 296.08, 147.59, 95, 186, 261, 345, 704 Adult, 403.23, 201.54, 166, 298.3, 352.3, 513.3, 1504

Table 7. Effective dose (mSv) calculated by Monte Carlo-based ImpactDose software and k×DLP for different CT examination protocols (head, sinus, chest and abdomen-pelvis) and patient ages (up to 1 year old, 1-5, 5-10, 10-15 years old, and adults) in the present study.

Protocol	Age	Mean (ImpactCT)	3rd quartile (ImpactCT)	Standard Deviation (ImpactCT)	Mean (*k*×DLP)
Head	0-1 year	1.81	2.00	0.65	1.39
	1-5 years	1.52	1.70	0.65	1.25
	6-10 years	1.35	1.65	0.68	1.12
	11-15 years	1.61	1.98	0.74	1.68
	Adult	1.09	1.36	0.56	1.25
Sinus	0-1 year	1.28	1.45	0.98	2.13
	1-5 years	0.88	1.05	0.63	1.54
	6-10 years	0.69	0.75	0.48	1.73
	11-15 years	0.98	0.99	0.45	3.27
	Adult	0.66	0.65	0.45	2.20
Chest	0-1 year	5.93	7.29	4.94	1.12
	1-5 years	4.79	4.11	4.34	1.17
	6-10 years	4.37	4.63	2.78	1.45
	11-15 years	5.36	6.49	2.36	1.73
	Adult	7.70	8.89	4.82	2.83
Abdomen-pelvis	0-1 year	11.77	11.63	10.76	1.32
	1-5 years	10.20	12.53	8.90	1.18
	6-10 years	11.53	13.28	5.10	1.46
	11-15 years	9.76	11.37	4.87	1.52
	Adult	13.29	16.92	6.64	2.19

Ada variasi tinggi dalam dosis yang diterima oleh pasien. ED yang diperkirakan oleh DLP dan faktor konversi lebih rendah (kecuali untuk protokol sinus) daripada yang oleh perangkat lunak ImpactDose (p = 0,014). Rata-rata ED adalah 1,09, 0,66, 7,70 dan 13,29 mSv untuk prosedur pasien dewasa pada kepala, sinus, dada dan perut-panggul. Dalam hal CTDIvol dan DLP, di Iran dosis efektif rata-rata secara signifikan lebih rendah daripada negara lain

Kesimpulan	Studi saat ini memberikan laporan yang berguna dan nyata tentang dosis pasien dari computed tomography dari empat protokol kepala, sinus, dada, dan perut-panggul untuk semua kelompok usia anak-anak dan orang dewasa. Data tersebut dapat digunakan untuk estimasi praktis risiko radiasi pengion pada populasi Iran, dan juga dapat digunakan sebagai pedoman paparan atau tingkat referensi diagnostik untuk menilai parameter paparan dan optimalisasi dosis dalam pemindaian CT klinis. Nilai CTDIvol lebih rendah daripada yang dilaporkan untuk negara lain. Namun, dosis lebih tinggi di Iran dibandingkan dengan penelitian lain dalam hal DLP. Penggunaan DLP, dengan melibatkan rentang pemindaian, merupakan metode yang lebih baik untuk perhitungan dosis pasien. ED merupakan kuantitas dosis yang lebih berguna dalam penilaian risiko stokastik radiasi pengion, dan terkait dengan ukuran pasien, usia, jenis kelamin, dan bagian tubuh yang diradiasi.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The helically-acquired CTDIvol as an alternative to traditional methodology**
Penulis	**: Stephanie M. Leon1 | Robert J. Kobistek2 | Edmond A. Olguin1 | Zhongwei Zhang1 | Izabella L. Barreto1 | Bryan C. Schwarz1**
Jurnal	: J Appl Clin Med Phys
Vol (No.) Halaman	: 21:8:263–271
Tahun	2020
Pendahuluan	Sebagian besar protokol computed tomography (CT) klinis menggunakan pemindaian heliks. Namun, pengukuran CTDIvol mengganti protokol heliks dengan pemindaian aksial, tidak mudah dilakukan pada banyak pemindai dan dapat menyebabkan pengaturan kolimasi dan filter bowtie yang tidak cocok. Studi ini bertujuan unutk menilai apakah CTDIvol dapat diukur secara akurat dengan pemindaian heliks dan menentukan dampak pitch, lebar kolimasi, dan panjang pemindaian berlebih
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CTDIvol diukur untuk 95 protokol heliks pada 31 pemindai CT dari semua produsen utama. CTDIvol diukur secara aksial, kemudian lagi secara heliks, dengan rentang pemindaian ditetapkan ke area aktif ruang pensil yang terlihat pada gambar pelokalisasi. Pengukuran CTDIvol menggunakan setiap metode dibandingkan satu sama lain dan dengan CTDIvol yang ditampilkan pemindai. Untuk menguji dampak panjang pemindaian, penelitian diulang pada empat pemindai, dengan rentang pemindaian ditetapkan ke batas fantom yang terlihat pada pelokalisasi.
Hasil Penelitian Diskusi	**TABLE 1** Reproducibility statistics from five consecutive scans for each combination of phantom size and manufacturer. **TABLE 2** Average differences in mGy between axial $CTDI_{vol}$ measurements, helical $CTDI_{vol}$ measurements, and displayed $CTDI_{vol}$ values, with 95% confidence intervals. [a]Matched collimation only.

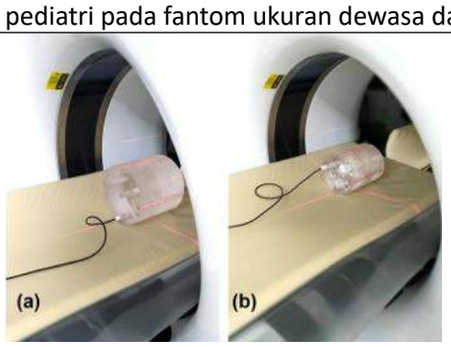
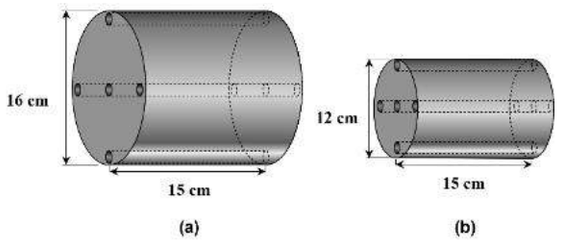
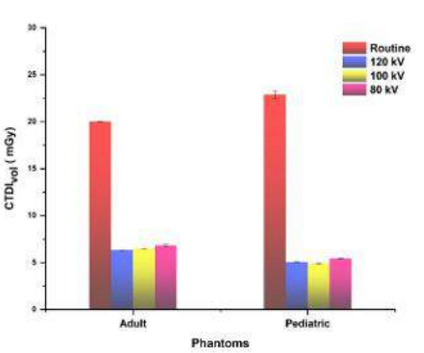
TABLE 1 Reproducibility statistics from five consecutive scans for each combination of phantom size and manufacturer.

		Axial CTDI			Helical CTDI		
Phantom	Manufacturer	Mean	SD	CV	Mean	SD	CV
Head	Canon	39.7	0.061	0.15%	37.0	0.064	0.17%
	GE	53.9	0.228	0.42%	55.0	0.168	0.30%
	Siemens	46.3	0.018	0.04%	43.4	0.038	0.09%
Body	Canon	14.2	0.187	1.31%	15.1	0.028	0.19%
	GE	15.0	0.381	2.55%	14.9	0.032	0.22%
	Siemens	8.9	0.372	4.17%	8.2	0.026	0.32%

TABLE 2 Average differences in mGy between axial $CTDI_{vol}$ measurements, helical $CTDI_{vol}$ measurements, and displayed $CTDI_{vol}$ values, with 95% confidence intervals. [a]Matched collimation only.

Protocol	Average displayed CTDI (mGy)	Difference between axial and displayed CTDI (mGy)[a]	Difference between helical and displayed CTDI (mGy)	Difference between helical and axial CTDI (mGy)[a]
Adult head	57.4	−0.1 (−11.1, 10.8)	−0.6 (−9.3, 8.2)	0.4 (−5.7, 6.6)
Adult abdomen	14.2	0.0 (−2.4, 2.5)	0.5 (−2.1, 3.1)	0.6 (−0.6, 1.7)
Pediatric head	27.4	−0.1 (−5.6, 5.4)	−0.1 (−4.3, 4.1)	0.1 (−2.9, 3.1)
Pediatric abdomen	4.6	0.1 (−1.7, 1.9)	0.1 (−0.8, 1.0)	0.0 (−1.5, 1.5)

	Tidak mungkin untuk mencocokkan lebar kolimasi antara mode aksial dan heliks untuk 12 dari 95 protokol yang diuji. Untuk protokol heliks dan aksial dengan kolimasi yang cocok, perbedaan antara kedua metode tersebut rata-rata di bawah 1 mGy dengan korelasi R2 = 0,99. Perbedaan antara kedua metode tersebut tidak signifikan secara statistik (P = 0,81). Metode tradisional menghasilkan empat pengukuran yang berbeda dari CTDIvol yang ditampilkan sebesar >20%; tidak ada pengukuran heliks yang berbeda. Akurasi CTDIvol heliks tidak bergantung pada pitch protokol (R2 = 0,0) atau kolimasi (R2 = 0,0). Memperluas rentang pemindaian ke batas fantom meningkatkan CTDIvol yang diukur sebesar 2,1%–9,7%.
Kesimpulan	Terdapat kesesuaian yang sangat baik antara metode pengukuran CTDIvol aksial dan heliks, dengan korelasi >0,99 dan tidak ada perbedaan signifikan secara statistik yang diamati. Pengukuran CTDIvol yang dihasilkan dengan metode heliks juga sesuai dengan CTDIvol yang ditampilkan oleh pemindai. Hanya pengukuran mode aksial yang menghasilkan perbedaan besar dibandingkan dengan tampilan. Pengukuran CTDIvol heliks tidak bergantung pada pitch heliks atau lebar kolimasi dan dapat dilakukan lebih mudah daripada metode aksial pada banyak pemindai. Pengukuran CTDIvol dengan akuisisi heliks merupakan alternatif yang wajar untuk metode aksial tradisional untuk tujuan QC

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Study of CT Acquisition Protocols Using Two Head Phantoms**
Penulis	**: Fernanda S. Santos1 , Fernando A. Oliveira2, Arnaldo P. Mourão1**
Jurnal	: **Revista Brasileira de Física Médica**
Vol (No.) Halaman	: 17:706
Tahun	2023
Pendahuluan	CT Scan adalah salah satu modalitas diagnostic paling cepat dan menghasilkan citra kualitas tinggi. Peningkatan penggunaan CT Scan menyebabkan peningkatan dosis radiasi individul dan populasi pasien. Reduksi dosis pad apediatri menjadi perhatian pentimg karena anak-anak memiliki jariangan radiosensitifitas tinggi dan angka harapan hidup yang tinggi. Penyebab utama penggunaan CT Scan pada anak adalah karena luka atau trauma akibat kecelakaan atau insiden. Tujuan studi inin adalah membandingkan dosis radiasi dewasa dan pediatri pada fantom ukuran dewasa dan anak-anak.
Metode Penelitian	  $CTDI_w = \frac{1}{3}.(CTDI_{100,central} + \frac{2}{3}.CTDI_{100,per})$ (1) $CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$ (2) Dosis radiasi dihitung dengan CTDI.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil dengan arus tetap 100 mAs **Table 2.** The Values of C_w and $CTDI_w$ in mGy for head phantoms. **Phantoms** / **Voltage (kV)** / **C_w (mGy)** / **$CTDI_w$ (mGy)** **Adult (16 cm)**: 120 — 18.48±0.32* — 19.25±0.33; 100 — 11.07±0.16 — 11.54±0.17; 80 — 5.36±0.10 — 5.59±0.10 **Pediatric (12 cm)**: 120 — 20.65±0.23 — 21.51±0.24; 100 — 12.49±0.10 — 13.02±0.11; 80 — 6.15±0.06 — 6.40±0.06 *Standard deviations Source: The Author (2023). Berikut hasil dengan protokol optimisasi **Table 3.** Routine and optimized protocols. **Phantoms** / **Protocol** / **Voltage (kV)** / **Charge (mA.s)** / **$CTDI_{VOL}$ (mGy)** **Adult (16cm)**: Routine — 120 — 110.5 — 20.02 ± 0.34*; Opt. 1 — 120 — 35 — 6.34 ± 0.11; Opt. 2 — 100 — 60 — 6.51 ± 0.09; Opt. 3 — 80 — 130 — 6.83 ± 0.12 **Pediatric (12cm)**: Routine — 120 — 110.5 — 22.87 ± 0.39; Opt. 4 — 120 — 25 — 5.06 ± 0.06; Opt. 5 — 100 — 40 — 4.90 ± 0.04; Opt. 6 — 80 — 90 — 5.43 ± 0.05 *Standard deviation Source: The Author (2023).  Protokol terbaik untuk pediatri adalah 100 kV
Kesimpulan	Studi ini membuktikan dosis radiasi pediatri lebih tinggi dibandingkan dengan dewasa meskipun protokolnya sama. Penggunaan protokol optimisasi dapat meningkatkan masa pakai tabung sehingga mengurangi biaya perawatan alat.

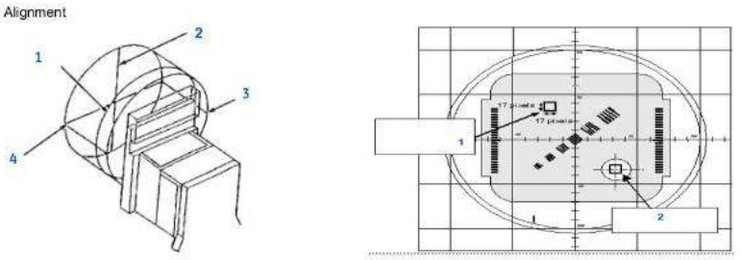
REVIEW JURNAL	
Judul	: **THE EFFECTS OF HIGH DOSE AND LOW DOSE PROTOCOLS IN THORAX'S CT SCAN IMAGE QUALITY**
Penulis	: **Ni Larasati Kartika Sari1*, Deni Tiko Bahagia1, Puji Hartoyo1, dan Dewi Muliyati**
Jurnal	: Indonesian Journal of Applied Physics
Vol (No.) Halaman	: 11, 2
Tahun	2021
Pendahuluan	CT *Scan* adalah salah satu modalitas pencitraan medis yang menggunakan prinsip tomografi. CT *Scan* merupakan modalitas utama dalam beberapa permeriksaan dikarenakan kualitas citranya yang baik, mampu menampilkan citra anatomi tubuh manusia secara dua dimensi berupa citra irisan aksial, sagital, coronal serta dapat direkonstruksi menjadi tampilan tiga dimensi. Kualitas citra CT *Scan* dapat diukur dengan parameter seperti akurasi *CT number*, *noise*, *Contrast to Noise Ratio* (CNR), dan resolusi spasial. Dibanding dengan modalitas pencitraan lain, CT *Scan* memberikan radiasi dosis yang tinggi ke pasien, yang dapat memicu kanker[1,2]. Pemeriksaan rutin CT *Scan* thorax memberikan dosis 100 kali lebih besar dibanding pemeriksaan rutin thorax radiografi. Penelitian ini bermaksud untuk mengevaluasi efek penggunakan protokol dosis tinggi dan dosis rendah dari berbagai merk CT *Scan*, terhadap kualitas citra, khususnya pemeriksaan thorax
Metode Penelitian	Studi menggunakan CT Scan sejumlah 3 yaitu Siemens S *Somatom emotion* 16, Toshiba Alexion tipe TSX-032A dan GE Optima.

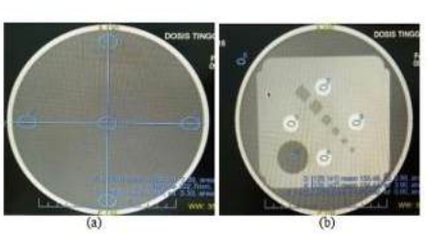
Tabel 1. Parameter Faktor eksposi dari masing masing CT Scan

Protokol	Siemens	GE	Toshiba	Pitch
Dosis Tinggi (kVdan mAs)	130 kV	140 kV	135 kV	0,8 mm
	200 mAs	300 mAs	52 mAs (setting otomatis)	
Dosis Rendah (kV dan mAs)	80 kV	80 kV	80 kV	0,8 mm
	100 mAs	100 mAs	52 mAs (setting otomatis)	

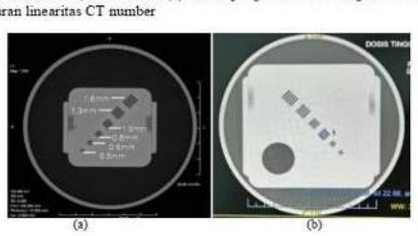
Objek scan dilakukan pada fantom QA yaitu :

-2 QA Phantom Alignment

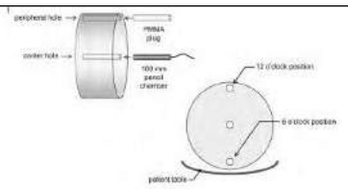




Gambar 2. Hasil scan fantom QA CT Scan. (a) untuk pengukuran keserangaman CT number, (b) untuk pengukuran linearitas CT number



Gambar 3. Pengukuran resolusi spasial. (a) Keterangan referensi nilai resolusi spasial (b) Hasil scan fantom modul resolusi spasial



Gambar 4. Pengukuran CTDI pada fantom khusus dengan pencil ion chamber sepanjang 100 mm[17]

Hasil Penelitian dan Diskusi

Berikut hasilnya :

Tabel 2. Hasil Akurasi *CT number* dari 3 modalitas CT Scan

Protokol	Modalitas CT Scan 16 Slice			Ambang batas BAPETEN
	Toshiba	Siemens	GE	
Tinggi	-0,20	-2,8	-3,06	$-4 \leq CT \leq 4$
Rendah	-1,50	-3,14	-3,95	
Persentase perbedaan	65 %	12,14 %	29,08 %	

Tabel 7. Hasil resolusi spasial dari 3 modalitas CT scan

Protokol	Resolusi Spasial		
	Toshiba	Siemens	GE
Tinggi	1,0 mm	0,8 mm	0,8 mm
Rendah	1,3 mm	1,0 mm	1,0 mm
Persentase perbedaan	23,1 %	20 %	20 %

Tabel 8. Hasil CTDIvol dari 3 modalitas CT scan

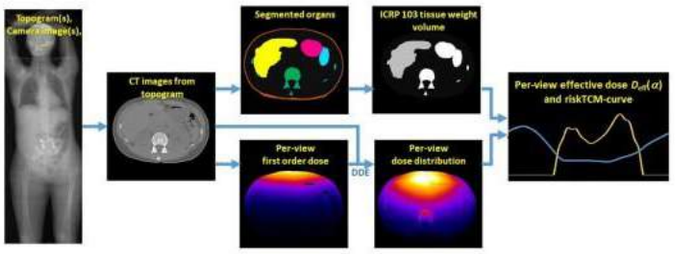
Protokol	CTDIvol		
	Toshiba	Siemens	GE
Tinggi	15,60 mGy	20,32 mGy	26,85 mGy
Rendah	2,30 mGy	2,91 mGy	2,03 mGy
Persentase perbedaan	85,25 %	85,16 %	91,43 %

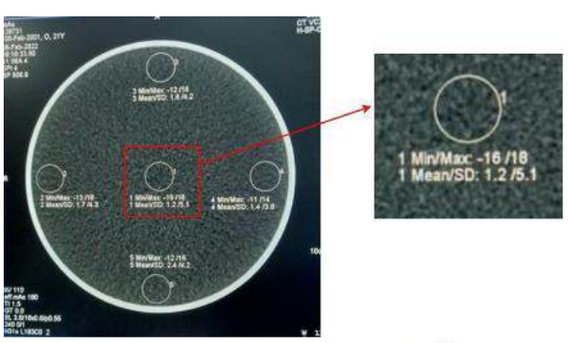
Nilai resolusi spasial menggambarkan kemampuan sistem pencitraan untuk dapat mencitrakan objek yang kecil, berhubungan dengan ketelitian, sehingga semakin kecil nilainya maka resolusi spasial semakin baik. Perbedaan yang tidak signifikan pada nilai resolusi spasial yang diperoleh dari kedua protokol. Hal ini berarti perubahan faktor eksposi hanya merubah nilai resolusi spasial sebanyak 20-23%

Kesimpulan

Penggunaan low dose dan high dose menyebabkan perbedaan kualitas citra CT Thorax. Namun nilai akurasi, keseragaman, linearitas CT number dan keseragaman noise masiih dalam batas Bapeten.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Patient-specific radiation risk-based tube current modulation for diagnostic CT**
Penulis	**: Laura Klein1,2 Chang Liu3 Jörg Steidel1,2 Lucia Enzmann1,2 Michael Knaup1 Stefan Sawall1,4 Andreas Maier3 Michael Lell5 Joscha Maier1 Marc Kachelrieß**
Jurnal	: ***RESEARCH ARTICLE***
Vol (No.)	: 49, 4391 - 4403

Halaman	
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan modern menyediakan teknik AEC, termasuk pemilihan arus tabung otomatis, tegangan tabung otomatis, angular dan voltase tabung otomatis untuk reduksi dosis radiasi. Studi ini bertujuan untuk evaluasi teknik modulasi arus.
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan menghitung dosis efektif. Berikut adalah skemanya TCM :  **FIGURE 2** Workflow of riskTCM. The topogram(s) and other prior information are used to reconstruct a CT volume approximating the patient. The CT volume is used to perform a) an automatic organ segmentation and b) a view–by–view deep dose estimation. These are combined to yield the per–view effective dose $D_{eff}(\alpha)$. The per–view effective dose is then used as the risk measure for riskTCM 20 pasien dievaluasi daerah anatomi dan tube voltages from 70 to 150 kV.
Hasil Penelitian Diskusi	Penurunanan dosis radiasi dilakukan dengan penurunan arus dan tegangan tabung serta slice thicknees. Dalam penelitian ditemukan penurunan slice dapat mengurangi dosis radiasi tanpa mengganggu diagnosa citra secara signifikan.
Kesimpulan	Reduksi dosis radiasi pada pasien VP shunt dilakukan dengan kombinasi penurunan slice number dan arus tabung. aerah anatomi seperti leher, dada, perut, dan panggul mendapat manfaat dari risiko TCM yang diusulkan. Rata-rata, terjadi pengurangan dosis efektif sekitar 23% untuk dada, 31% untuk perut, 24% untuk panggul, dan 27% untuk leher telah dievaluasi dibandingkan dengan mAsTCM yang canggih saat ini. Untuk kepala, pengurangan dosis efektif yang dihasilkan lebih rendah, sekitar 13%. rata-rata dibandingkan dengan mAsTCM.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Analysis of The Effect of The X-Ray Tube Current on Uniformity Image Noise Values**
Penulis	**: Anastasya Jessning Gamalita Mberato1*, Ni Nyoman Ratini1, I Made Yuliara1, Rozi Irhas2**
Jurnal	: **Indonesian Physical Review**
Vol (No.) Halaman	: 6
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan mampu menghasilkan citra yang lengkap, lebih singkat dan canggih. Tetapi risiko eror dan kegagalan sistem kalibrasi pada sistem penghasil sinar x dapat terjadi. Sehingga penting melaksanakan kendali mutu. Hal ini dikarenakan diagnose yang tepat bergantung pada citra yang dihasilkan oleh CT Scan. Salah satu paramaternya adalah CT Number yang dilambangkan dengan nilai HU. Studi ini bertujuan untuk investigasi efek variasi arus tabung terhadap kualitas citra berdasarkan nilai keseragaman noise pada fantom air.
Metode Penelitian	Noise dihitung dengan : $\sigma_s = \sigma_m \frac{kV_m}{120\ kV} \sqrt{\frac{mAs_m \times slicethickness_m}{300\ mAs \times 8\ mm}}$ **Uniformity Image Noise = σ_s maks - σ_s min**
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran :  **Table 2**. The SD values from each image slice with the influence of tube current by ROI process

Tube Current (mAs)	Slice	SD Values (HU) Center	at 3 o, clock	at 6 o, clock	at 9 o, clock	at 12 o, clock
180	Slice 1	5,1	3,8	4,2	4,3	4,2
	Slice 2	5,4	4,4	4,1	4,2	3,9
	Slice 3	5	4,3	4	4,2	3,8
	Slice 4	5	4,4	4,1	3,9	4,2
	Slice 5	5,3	4,3	3,8	3,9	3,8
200	Slice 1	4,9	4	3,9	4	3,6
	Slice 2	5	3,7	3,9	3,8	4,1
	Slice 3	4,6	3,7	4	3,7	4,1
	Slice 4	5,1	3,6	3,7	4	3,8
	Slice 5	4,5	3,6	3,9	3,9	4
220	Slice 1	4,6	3,8	3,8	3,8	3,5
	Slice 2	4,6	3,7	3,7	3,6	3,4
	Slice 3	4,8	3,7	3,8	3,5	3,8
	Slice 4	4,6	3,6	3,9	3,7	3,6
	Slice 5	5	3,5	3,8	3,7	3,6
240	Slice 1	4,6	3,7	3,6	3,8	3,6
	Slice 2	4,7	3,6	3,6	3,8	3,6
	Slice 3	4,5	3,4	3,5	3,6	3,5
	Slice 4	4,6	3,7	3,5	3,6	3,6
	Slice 5	4,6	3,5	3,7	3,5	3,5
260	Slice 1	4,4	3,3	3,3	3,4	3,4
	Slice 2	4,4	3,3	3,2	3,3	3,2
	Slice 3	4,2	3,4	3,4	3,4	3,3
	Slice 4	4,6	3,4	3,4	3,4	3,4
	Slice 5	4	3,3	3,3	3,3	3,3

slice with the influence of the tube current

Tube Current (mAs)	Slice	σ_m (HU)				σ_n (HU)			
		at 3 o,clock	at 6 o,clock	at 9 o,clock	at 12 o,clock	at 3 o,clock	at 6 o,clock	at 9 o,clock	at 12 o,clock
180	*Slice 1*	1,3	0,9	0,8	0,9	0,565	0,391	0,348	0,391
	Slice 2	1	1,3	1,2	1,5	0,435	0,565	0,522	0,652
	Slice 3	0,7	1	0,8	1,2	0,304	0,435	0,348	0,522
	Slice 4	0,6	0,9	1,1	0,8	0,261	0,391	0,478	0,348
	Slice 5	1	1,5	1,4	1,5	0,435	0,652	0,609	0,652
200	*Slice 1*	0,9	1	0,9	1,3	0,413	0,459	0,413	0,596
	Slice 2	1,3	1,1	1,2	0,9	0,596	0,504	0,550	0,413
	Slice 3	0,9	0,6	0,9	0,5	0,413	0,275	0,413	0,229
	Slice 4	1,5	1,4	1,1	1,3	0,688	0,642	0,504	0,596
	Slice 5	0,9	0,6	0,6	0,5	0,413	0,275	0,275	0,229
220	*Slice 1*	0,8	0,8	0,8	1,1	0,384	0,384	0,384	0,529
	Slice 2	0,9	0,9	1	1,2	0,432	0,432	0,481	0,577

15

P-ISSN : 2615 – 1278, E-ISSN : 2614 - 7904

	Slice 3	1,1	1	1,3	1	0,529	0,481	0,625	0,481
	Slice 4	1	0,7	0,9	1	0,481	0,336	0,432	0,481
	Slice 5	1,5	1,2	1,3	1,4	0,721	0,577	0,625	0,673
240	*Slice 1*	0,9	1	0,8	1	0,452	0,503	0,402	0,503
	Slice 2	1,1	1,1	0,9	1,1	0,553	0,553	0,452	0,553
	Slice 3	1,1	1	0,9	1	0,553	0,503	0,452	0,503
	Slice 4	0,9	1,1	1	1	0,452	0,553	0,503	0,503
	Slice 5	1,1	0,9	1,1	1,1	0,553	0,452	0,553	0,553
260	*Slice 1*	1,1	1,1	1	1	0,575	0,575	0,523	0,523
	Slice 2	1,1	1,2	1,1	1,2	0,575	0,627	0,575	0,627
	Slice 3	0,8	0,8	0,8	0,9	0,418	0,418	0,418	0,470
	Slice 4	1,2	1,2	1,2	1,2	0,627	0,627	0,627	0,627
	Slice 5	0,7	0,7	0,7	0,7	0,366	0,366	0,366	0,366

Efek arus terhadap keseragaman citra :

Table 4. The effect of tube current variations on the uniformity value of image noise and the conformity test based on the BAPETEN standard

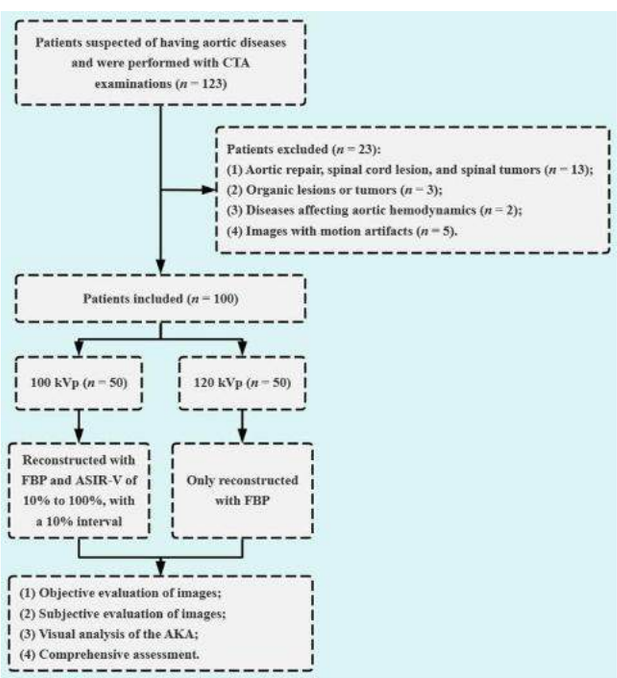
Tube Current (mAs)	Uniformity Image Noise (HU)					Average	Testing Passing Score
	Slice 1	*Slice 2*	*Slice 3*	*Slice 4*	*Slice 5*		
180	0,217	0,217	0,218	0,217	0,217	**0,217**	≤ 2 HU
200	0,183	0,183	0,184	0,184	0,184	**0,184**	
220	0,145	0,145	0,144	0,145	0,144	**0,145**	
240	0,101	0,101	0,101	0,101	0,101	**0,101**	
260	0,052	0,052	0,052	0	0	**0,031**	

Semakin tinggi mAs semakin tinggi dosis radiasi namun semakin rendah noise sebaliknya semakin rendah mAS semakin rendah dosis radiasi namun semakin tinggi noise. Semakin tinggi tegangan (kVp) semakin tinggi dosis radiasi namun semakin rendah noise sehingga detektabilitasnya semakin baik. Sebaliknya semakin rendah kVp semakin rendah dosis radiasi namun semakin tinggi noise.

Kesimpulan	Studi ini membuktikan arus berpengaruh signifikan terhadap keseragaman noise.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Low dose protocol for high resolution CT thorax: influence of matrix size and tube voltage on image quality and radiation dose**
Penulis	: **Navish Kumar1, Abhimanyu Pradhan1, Rajagopal Kadavigere 2, Suresh Suguma**
Jurnal	: Indonesian Journal of Applied Physics
Vol (No.) Halaman	: 11, 399
Tahun	2024
Pendahuluan	Penyakit pernapasan semakin meningkat di india. Penyakit pernapasan kronis, terutama asma dan penyakit paru obstruktif, merupakan salah satu penyebab utama penyakit ini sangat penting karena adanya variasi yang luas dalam morbiditas dan mortalitas di berbagai negara bagian di India. Salah satu pemeriksaan yang sering dilakukan terkait penyakit pernapasan adalah High Contras Computed Tomography (HRCT).
Metode Penelitian	Studi ini pertama dilakukan pada fantom dan pasien. Berikut protokol pada fantom dan pasien : **Table 1. Protocol used to scan phantom and patient with various combination of kVP and matrix size.** 	Protocol	Tube voltage settings	Matrix size
---	---	---
A	120	512 × 512
B	120	768 × 768
C	120	1024 × 1024
D	100	512 × 512
E	100	768 × 768
F	100	1024 × 1024	 Analisa kualitas citra dilakukan pada SNR dan CNR dengan ROI. Sedangkan kualitas citra oasien dinilai oleh radiologis. Analis statistic dilakukan pada SPSS versi 16 dengan uji Mann Whitney.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : **Table 2. Comparison of 120 kVp and 100kVp on image matrix size of 512, 768 and 1024: Phantom experiment.** 	Protocol	A	B	C	D	E	F
---	---	---	---	---	---	---
Tube voltage	120			100		
Matrix size (Mean)	512	768	1024	512	768	1024
SNR (Mean)	0.91	0.70	0.74	0.84	0.60	0.55
CNR (Mean)	21.15	8.75	9.92	16.65	10.09	9.07
$CTDI_{vol}$ (mGy) (Mean)	23.22	23.22	22.11	19.85	19.85	19.85
DLP (mGy*cm) (Mean)	346.18	346.18	329.20	296.00	296.00	296.00 | **Table 3. Table showing the percentage of difference in SNR, CNR, CTDI and DLP when comparing with different groups of protocol.** | Protocol comparison	Difference in %			
---	---	---	---	---
	SNR	CNR	CTDI	DLP
A vs B	26.08	82.94	0	0
A vs C	20.60	72.28	4.89	5.02
A vs D	8	23.80	15.64	15.62
A vs E	41.05	70.80	15.64	15.62
A vs F	49.31	79.94	15.64	15.62
B vs C	5.55	12.53	4.89	5.02
B vs D	18.18	62.65	15.64	15.62
B vs E	15.38	14.22	15.64	15.62
B vs F	24	3.59	15.64	15.62
C vs D	12.65	50.65	15.64	10.62
C vs E	20.89	1.69	15.64	10.62
C vs F	29.45	8.95	15.64	10.62
D vs E	33.33	49.06	0	0
D vs F	41.72	58.94	0	0
E vs F	8.69	10.09	0	0	 with two tube voltage techniques combined with three different matrix sizes (a total of six scanning protocols). When Temuan penelitian ini mengenai pengaruh ukuran matriks terbatas pada kualitas gambar kuantitatif, dan tidak signifikan perbedaan dicatat pada dosis radiasi. Hasil penelitian menunjukkan bahwa peningkatan ukuran matriks menurunkan SNR dan nilai CNR, sehingga menghasilkan gambar yang lebih berisik untuk gambar berukuran matriks lebih tinggi. Dalam penelitian ini, pengaruh tegangan tabung terhadap kualitas gambar dan dosis radiasi dianalisis dan terungkap bahwa menggunakan tegangan tabung rendah 100 kVp secara signifikan mengurangi dosis radiasi dibandingkan dengan 120 kVp. Saat membandingkan pengaruh tegangan tabung dan ukuran matriks, penelitian

	mengungkapkan bahwa tegangan tabung rendah dengan ukuran matriks rendah dapat dicapai gambar tanpa mengurangi kepercayaan diagnostik.
Kesimpulan	Penelitian ini menunjukkan bahwa 120 kVp dengan ukuran matriks 512x512 menghasilkan kualitas gambar yang lebih unggul dibandingkan teknik 100 kVp. Namun tegangan tabung 100 kVp dengan ukuran matriks 512x512 mengurangi hampir 40% dosis radiasi dibandingkan teknik 120 kVp. Oleh karena itu, 100 kVp dengan ukuran matriks 512x512 dapat dipilih untuk mencapai HRCT paru-paru dewasa dengan kualitas gambar diagnostik yang optimal. Protokol dosis rendah ini mungkin disesuaikan dengan baik untuk pasien yang memerlukan HRCT rutin dan pemeriksaan lanjutan.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Effect of Low Tube Voltage (100 kV) Combined with ASIR-V on the Visualization and Image Quality of the Adamkiewicz Artery: A Comparison with 120 kV Protocol**
Penulis	**: Jiantao Deng 1,†, Ting Ma 1,†, Jing Yan 1, Siyi Wu 1, Gaowu Yan 1,* , Hongwei Li 2, Yong Li 1,*, Linwei Zhao 1, Xiaoping Fan 1, Morgan A. McClure 3 and Anup Bhetuwal**
Jurnal	: ***Diagnostic***
Vol (No.) Halaman	: 13, 2495
Tahun	2023
Pendahuluan	Dalam beberapa tahun terakhir, tegangan tabung rendah dikombinasikan dengan protokol pemindaian ASIR-V telah diterapkan pada CTA di beberapa tempat/organ seperti kepala dan leher [20], arteri koroner , vena portal , dan arteri ginjal. Namun penerapan protokol pemindaian ini pada CTA aorta pra operasi dan AKA pada pasien dengan penyakit aorta belum pernah dilakukan dilaporkan hingga saat ini. Oleh karena itu, tujuan penelitian ini adalah: (a) membandingkan kemampuan CTA dengan tegangan tabung rendah (100 kV) dan tegangan tabung konvensional (120 kV) dalam identifikasi dari AKA dan (b) untuk menganalisis pengaruh tegangan tabung rendah (100 kV) yang dikombinasikan dengan Teknik ASIR-V pada kualitas gambar gambar CTA one-stop-shop aorta dan AKA, sehingga mendapatkan bobot ASIR-V yang optimal untuk mengidentifikasi AKA tanpa kompromi diagnosis klinis.
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan skema : 
Hasil Penelitian Diskusi	**Table 1.** Demographics and clinical characteristics of patients in Groups A and B. **Items** / **Group A (n = 50)** / **Group B (n = 50)** / **p Value** Age (years) / 65.91 ± 11.19 / 65.78 ± 10.69 / 0.928 Height (cm) / 164.84 ± 6.77 / 163.33 ± 6.53 / 0.284 Weight (kg) / 61.62 ± 7.82 / 61.53 ± 6.40 / 0.953 Males and Females / 28/22 / 30/20 / 0.840 Aortic Condition, n (%) / / / AD / 15 (30.0) / 12 (24.0) / 0.653 AA / 11 (22.0) / 13 (26.0) / 0.815 IMH / 12 (24.0) / 9 (18.0) / 0.624 PAU / 7 (14.0) / 10 (20.0) / 0.595 Normal / 5 (10.0) / 6 (12.0) / 0.749 AD = aortic dissection; AA = aortic aneurysm; IMH = intramural aortic hematoma; and PAU = penetrating atherosclerotic ulcer.

Groups	Image Reconstruction Methods	CT_{Aorta} (HU)	Background Noise (HU)	SNR_{Aorta}	$CNR_{Spinal\ cord}$
Group B	120 kV FBP	446.36 ± 71.41	21.42 ± 3.61	22.43 ± 2.37	23.76 ± 2.45
Group A	100 kV FBP	573.86 ± 77.01	24.68 ± 2.50	19.59 ± 3.10	19.83 ± 2.81
	100 kV ASIR-V 10%	573.82 ± 77.02	23.75 ± 2.43	20.44 ± 3.26	20.74 ± 2.77
	100 kV ASIR-V 20%	573.83 ± 77.03	22.67 ± 2.34	21.24 ± 3.12	21.65 ± 2.81
	100 kV ASIR-V 30%	573.83 ± 77.04	21.72 ± 2.28	22.66 ± 3.23	22.54 ± 2.80
	100 kV ASIR-V 40%	573.84 ± 77.05	20.69 ± 2.23	23.83 ± 3.50	23.75 ± 2.82
	100 kV ASIR-V 50%	573.84 ± 77.06	19.78 ± 2.17	25.39 ± 3.47	26.61 ± 2.89
	100 kV ASIR-V 60%	573.82 ± 77.10	18.82 ± 2.14	27.60 ± 3.28	28.45 ± 2.88
	100 kV ASIR-V 70%	573.82 ± 77.11	17.97 ± 2.11	28.93 ± 3.32	29.60 ± 2.85
	100 kV ASIR-V 80%	573.83 ± 77.15	17.04 ± 2.07	29.94 ± 3.23	30.31 ± 2.94
	100 kV ASIR-V 90%	573.87 ± 77.16	16.25 ± 2.06	30.75 ± 3.15	31.48 ± 3.01
	100 kV ASIR-V 100%	573.95 ± 77.18	14.69 ± 1.97	31.65 ± 3.16	33.03 ± 3.07
	H Value	84.786	386.666	391.562	439.635
	p value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

HU = Hounsfield unit; CNR = contrast-to-noise ratio; SNR = signal-to-noise ratio; ASIR-V = adaptive statistical iterative reconstruction-V; FBP = filtered back projection; CT = computed tomography.

Table 3. Comparisons of subjective image quality scores between Groups A and B.

Groups	Image Reconstruction Methods	Radiologist A	Radiologist B	Kappa	*p* Value
Group B	120 kV FBP	3.78 ± 0.48	3.80 ± 0.50	0.909	<0.001
Group A	100 kV FBP	3.06 ± 0.24	3.08 ± 0.27	0.807	<0.001
	100 kV ASIR-V 10%	3.10 ± 0.30	3.08 ± 0.27	0.685	<0.001
	100 kV ASIR-V 20%	3.12 ± 0.33	3.14 ± 0.35	0.719	<0.001
	100 kV ASIR-V 30%	3.26 ± 0.44	3.28 ± 0.45	0.703	<0.001
	100 kV ASIR-V 40%	3.52 ± 0.50	3.56 ± 0.50	0.789	<0.001
	100 kV ASIR-V 50%	3.80 ± 0.40	3.84 ± 0.42	0.875	<0.001
	100 kV ASIR-V 60%	4.16 ± 0.37	4.12 ± 0.33	0.887	<0.001
	100 kV ASIR-V 70%	4.54 ± 0.49	4.50 ± 0.42	0.699	<0.001
	100 kV ASIR-V 80%	4.96 ± 0.20	4.94 ± 0.24	0.847	<0.001
	100 kV ASIR-V 90%	4.48 ± 0.50	4.46 ± 0.48	0.679	<0.001
	100 kV ASIR-V 100%	4.32 ± 0.47	4.30 ± 0.46	0.815	<0.001
	H Value	414.257	405.879	-	-
	p Value	<0.001	<0.001	-	-

ASIR-V = adaptive statistical iterative reconstruction-V and FBP = filtered back projection.

Table 4. Visual assessment of the Adamkiewicz arteries.

Groups	Image Reconstruction Methods	Visualization Scores of the Adamkiewicz Arteries					Hairpin Curve	Branching Level
		1 = Poor	2 = Fair	3 = Good	4 = Fine	5 = Excellent		
Group B	120 kV FBP	12 (24.0%)	14 (28.0%)	11 (22.0%)	9 (18.0%)	4 (8.0%)	38 (76.0%)	24 (48.0%)
Group A	100 kV FBP	5 (10.0%)	9 (18.0%)	16 (32.0%)	12 (24.0%)	8 (16.0%)	45 (90.0%)	36 (72.0%)
	100 kV ASIR-V 10%	5 (10.0%)	9 (18.0%)	16 (32.0%)	12 (24.0%)	8 (16.0%)	45 (90.0%)	36 (72.0%)
	100 kV ASIR-V 20%	5 (10.0%)	8 (16.0%)	16 (32.0%)	13 (26.0%)	8 (16.0%)	45 (90.0%)	37 (74.0%)
	100 kV ASIR-V 30%	4 (8.0%)	7 (14.0%)	14 (28.0%)	16 (32.0%)	9 (18.0%)	46 (92.0%)	39 (78.0%)
	100 kV ASIR-V 40%	4 (8.0%)	7 (14.0%)	13 (26.0%)	17 (34.0%)	9 (18.0%)	46 (92.0%)	39 (78.0%)
	100 kV ASIR-V 50%	4 (8.0%)	6 (12.0%)	12 (24.0%)	18 (36.0%)	10 (20.0%)	46 (92.0%)	40 (80.0%)
	100 kV ASIR-V 60%	3 (6.0%)	5 (10.0%)	10 (20.0%)	19 (38.0%)	13 (26.0%)	47 (94.0%)	42 (84.0%)
	100 kV ASIR-V 70%	3 (6.0%)	4 (8.0%)	10 (20.0%)	20 (40.0%)	13 (26.0%)	47 (94.0%)	43 (86.0%)
	100 kV ASIR-V 80%	2 (4.0%)	3 (6.0%)	9 (18.0%)	22 (44.0%)	14 (28.0%)	48 (96.0%)	45 (90.0%)
	100 kV ASIR-V 90%	2 (4.0%)	3 (6.0%)	7 (14.0%)	24 (48.0%)	14 (28.0%)	48 (96.0%)	45 (90.0%)
	100 kV ASIR-V 100%	2 (4.0%)	3 (6.0%)	6 (12.0%)	24 (48.0%)	15 (30.0%)	48 (96.0%)	45 (90.0%)

ASIR-V = adaptive statistical iterative reconstruction-V and FBP = filtered back projection.

Penurunan tegangan tabung dapat menurunkan dosis radiasi secara signifikan. Makin menurun tegangan tabung menyebabkan kenaikan noise.

Kesimpulan	Penelitian ini menyarankan agar penggunaan tabung low dose (100 kV) digabungkan dengan 80% ASIR-V dalam CTA aorta dan AKA satu atap, tidak hanya dapat meningkatkan sensitivitas visualisasi AKA, tetapi juga meningkatkan kualitas gambar yang memenuhi persyaratan klinis dan mengurangi dosis radiasi hingga paten secara bersamaan

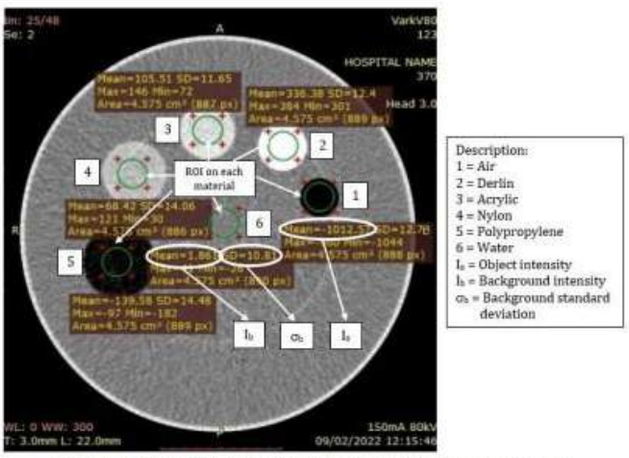
REVIEW JURNAL	
Judul	**: Effect of X-Ray Tube Voltage Variation to Value of Contrast to Noise Ratio (CNR) on Computed Tomography (CT) Scan at RSUD Bali Mandara**
Penulis	**: Pingki Setyowati Dewi a, Ni Nyoman Ratini b, Ni Luh Putu Trisnawati**
Jurnal	: **Indonesian Physical Review**
Vol (No.) Halaman	: 6 (2) 82 -90
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan menggunakan radiasi pengion dalam mendiagnosa penyakit. Kualitas citra CT Scan dianalisa dengan nilai CNR. CNR adalah rasio antara intensitas objek dengan latarnya. Perubahan arus dapat mempengaruhi jumlah sinar X sedangkan tegangan dapat mempengaruhi energi SInar X. studi ini mempelajari pengaruh tegangan Sinar X terhadap nilai CNR.
Metode Penelitian	Penelitian dilakukan menggunakan CT Scan Toshiba dan fantom TOS. Variasi tegangan 80, 110, 120 and 135 kV, arus dan lainnya tetap.  Figure 1. The process of reading the values of I_o, I_b, dan σ_b. CNR dengan rumus : $CNR = (Io\text{-}Ib)/\sigma b$
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran : Table 1 CNR value in air material X-ray tube voltage | I_0 (HU) | I_b (HU) | σ_b (HU) | CNR 80 | -1012,77 | 2,667 | 12,41 | 81,82 100 | -1003,87 | 2,452 | 10,80 | 93,18 120 | -1004,73 | 4,667 | 9,53 | 105,92 135 | -1004,44 | 3,557 | 8,88 | 113,52 Table 2 CNR value on derlin material X-ray tube voltage | I_0 (HU) | I_b (HU) | σ_b (HU) | CNR 80 | 337,07 | 2,667 | 12,41 | 26,95 100 | 324,48 | 2,452 | 10,80 | 29,82 120 | 323,25 | 4,667 | 9,53 | 33,43 135 | 314,91 | 3,557 | 8,88 | 35,06

Table 3
CNR value on acrylic material

X-ray tube voltage	Io (HU)	Ib (HU)	nb (HU)	CNR
80	105,82	2,667	12,41	8,31
100	117,09	2,452	10,80	10,61
120	124,59	4,667	9,53	12,58
135	127,29	3,557	8,88	13,93

Table 4
CNR value on nylon material

X-ray tube voltage	Io (HU)	Ib (HU)	nb (HU)	CNR
80	69,14	2,667	12,41	5,36
100	83,29	2,452	10,80	7,49
120	92,25	4,667	9,53	9,19
135	96,31	3,557	8,88	10,44

Table 5
CNR value of polypropylene material

X-ray tube voltage	Io (HU)	Ib (HU)	nb (HU)	CNR
80	-140,13	2,667	12,41	11,51
100	-122,30	2,452	10,80	11,55
120	-110,67	4,667	9,53	12,10
135	-104,67	3,557	8,88	12,19

	Air	Derlin	Acrylic	Nylon	Polypropylene
y	0,584x+35,09	0,152x+14,82	0,102x+0,26	0,092x+1,86	0,015x+10,31
R^2	0,9986	0,9937	0,9972	0,9963	0,8849

Terdapat pengaruh signifikan tegangan terhadap CNR. Semkain tinggi tegangan, semakin pendek gelombang, semkain besar intensitas dan energi foton sehingga semakin besar daya tembus ke objek. Sehingga noise menjadi berkurang dan CNR meningkat.
Semakin kecil densitas materi semakin besar CNR. CNR ini mengindikasikan seberapa besar kemampuan untuk menggambarkan organ. CNR yang beara artinya nilai intensitas objek lebih besar dari noise latar sehingga kualitasnya meningkat.

Kesimpulan	Dapat disimpulkan bahwa variasi tegangan tabung sinar X mempengaruhi nilai CNR, dimana semakin besar pula tegangan tabung sinar X tegangan, semakin besar nilai CNR. Ketika tegangan tabung sinar-X diatur ke 135 kV, nilai CNR optimal adalah 113,52 untuk udara, 35,06 untuk derlin, 13,93 untuk akrilik, 10,44 untuk nilon dan 12,19 untuk polipropilena.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Estimating radiation exposure of the brain of a physician with a protective flap in interventional radiology: A phantom study**
Penulis	: **Shota Hattori1,2 Hajime Monzen1 Mikoto Tamura1 Hiroyuki Kosaka1,**2Yasunori **Nakamura1 Yasumasa Nishimura**
Jurnal	: Journal of Applied Clinical Medical Physics
Vol (No.) Halaman	:
Tahun	2021
Pendahuluan	Radiologi intervensional berperan penting dalam pencitraan angiografi. Namun penggunaan radiasi pengion dapat berbahaya bagi pasien dan petugas. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui paparan radiasi otak menggunakan fantom kepala antropomorfik dimana dosimeter elektronik dapat dimasukkan pada sudut tabung sinar-X yang biasa digunakan dalam IR. Pada studi ini digunakan penutup / pelindung menggunakan karet yang mengandung tungsten (TCR). Selain itu untuk mengevaluasi efisiensi dan kegunaan perisainya untuk melindungi otak
Metode Penelitian	Berikut adalah set up studi ini :

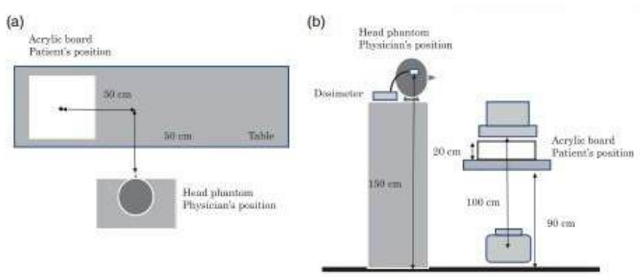


FIGURE 1 Schematic view from (a) above and (b) the side of the experimental setup

TABLE 1 Parameters of the automatically configured X-ray system

	Fluoroscopy			Cine		
Tube angles	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	AKR (mGy/min)	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	AKR (mGy/min)
LAO60	118	4.7	27.8	95	724–732	494–495
LAO60CAU40	120	4.7	28.8	125	561–569	1073–1078

Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya :

TABLE 2 AKR (μGy/min) and shielding efficiency (%) of fluoroscopy mode on the surface of the left side of the head, the left temporal lobe, and the right temporal lobe at each X-ray tube angle

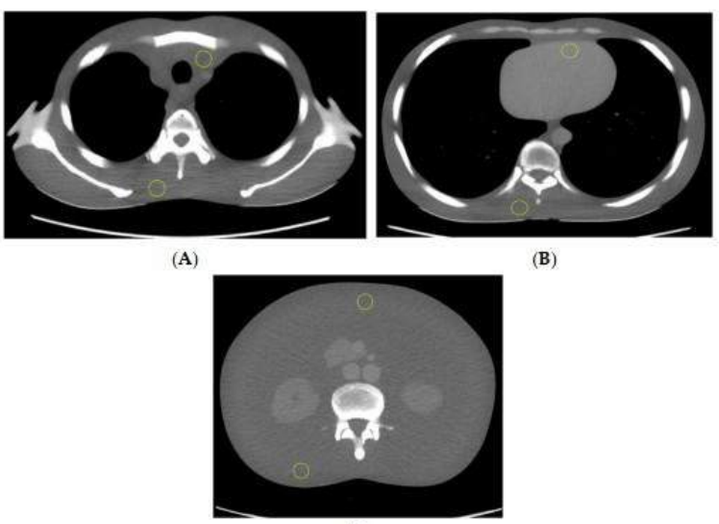
		LAO60		LAO60CAU40	
Fluoroscopy	Tube angles	AKR (μGy/min)	Shielding efficiency (%)	AKR (μGy/min)	Shielding efficiency (%)
Surface of the left side of the head	Non-protect	14.6		11.5	
	CA	1.0	93.3	1.0	91.6
	Flap	0.8	94.3	1.1	90.7
Left temporal lobe	Non-protect	9.6		6.3	
	CA	9.4	2.0	6.1	4.1
	Flap	1.7	82.3	0.9	85.4
Right temporal lobe	Non-protect	1.4		1.2	
	CA	1.4	1.4	1.1	2.6
	Flap	1.1	20.4	0.1	93.0

TABLE 3 AKR (μGy/15s) and shielding efficiency (%) of cine mode on the surface of the left side of the head, the left temporal lobe, and the right temporal lobe at each X-ray tube angle

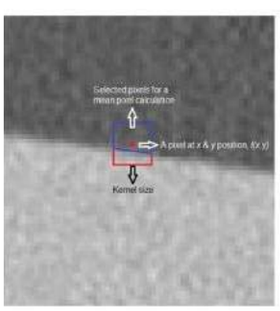
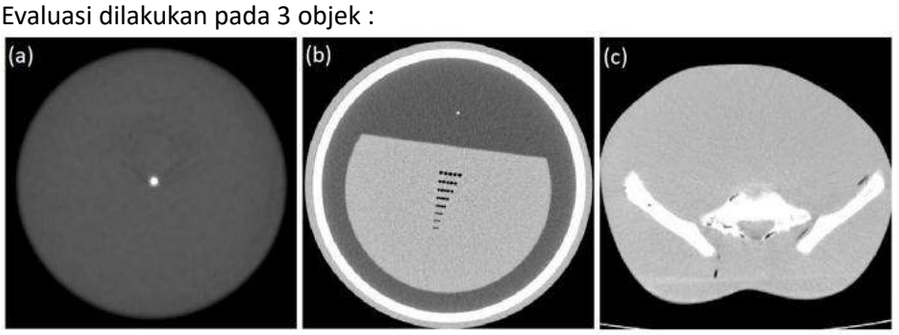
		LAO60		LAO60CAU40	
Cine	Tube angles	AKR (μGy/15s)	Shielding efficiency (%)	AKR (μGy/15s)	Shielding efficiency (%)
Surface of the left side of the head	Non-protect	78.2		94.3	
	CA	3.2	96.0	7.0	92.6
	Flap	3.0	96.2	7.1	92.5
Left temporal lobe	Non-protect	45.5		48.8	
	CA	43.8	3.8	46.3	5.1
	Flap	7.2	84.3	6.8	86.1
Right temporal lobe	Non-protect	5.9		8.3	
	CA	5.8	1.7	8.3	0.5
	Flap	4.7	20.6	3.9	52.7

Temuan penelitian ini adalah penggunaan penutup kepala mampu melindungi lebih dari

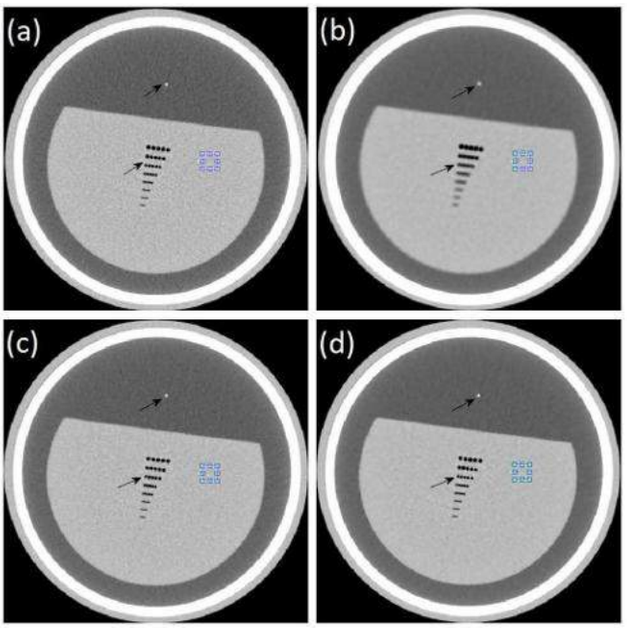
	90% pada permukaan sisis kiri kepala danmun efisiensi pelindung tutup rendah pada temporal kiri dan kanan (6%) . sementara itu pelindung flap pada lobus kiri lebih dari 80 %. Hal ihni karena paparan otak terpengaruh dari hamburan radiasi yang datang dari bawah sisi kiri kepala. Dokter paling banyak beridri pada sisi kanan dari pasien sehingga orak bagian kiri mendapat paparan paling dekat dengan sumber. Karena dokter mendapat paparan terus menerus maka perlu dilindungi dengan perisai flap kepala bagian kiri.
Kesimpulan	Penelitian ini mengklarifikasi paparan otak pada LAO, yang merupakan sudut eksposur tinggi dalam IR. Kepala tutup pelindung dapat melindungi permukaan kepala, sementara itu tidak bisa mengurangi paparan otak. Itu mungkin dapat mengurangi paparan ke otak menggunakan flap.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: The Impacts of Vertical Off-Centring, Localiser Direction, Phantom Positioning and Tube Voltage on CT Number Accuracy: An Experimental Study**
Penulis	**: Yazan Al-Hayek 1,2,*, Kelly Spuur 1 , Rob Davidson 3, Christopher Hayre 1 and Xiaoming Zheng**
Jurnal	: ***Journal of Imaging***
Vol (No.) Halaman	: 8, 175
Tahun	2022
Pendahuluan	Dalam beberapa tahun terakhir, telah dilakukan metode reduksi dosis CT Scan dengan mempertahankan kualitas Citra. Berdasarkan organ target, automatic tube current modulation (ATCM) digunakan untk mengatut tegangan tabung berdasarkan perbedaan atenuasi. Sehingga memungkinkan dilakukan optimisasi dosis radiasi dan kualitas citra. Penggunaan filter bowtie dan pengarah berkas memungkinkan intensitas berkas maksimum pada area tertebal pasien sednag mengurangi berkas ke area tepi. Namun penggunaan ini memerlukan pemusatan objek pada CT Scan. Studi ini bertujuan untuk investigasi efek off centering, arah lokaliser dan posisi fantom terhadap CT Number dan CTDIvol serta hubungan CT Number dengan dosis radiasi.
Metode Penelitian	Studi ini dilakukan dengan fantom trunk yang dianalisa menggunakan ROI. Protokol yang digunakan adalah : (80, 120, and 140 kVp), Smart mA (minimum mA of 15, maximum mA of 625, noise index of 21), 5 mm slice thickness with detector configuration of 46 × 0.625, large bowtie (shaping) filter, 50 cm field of view (FOV), tube rotation time 0.5 s, and 1.375 pitch. Analisa statistic menggunakan SPSS 27 dengan uji one way anova dan paired t – test. Berikut adalah skemanya :  (A) (B) (C)
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasilnya : prone phantom positions. 80 kVp / 120 kVp / 140 kVp S.ROI [a] / I.ROI [b] / S.ROI / I.ROI / S.ROI / I.ROI 0° localiser/Supine position: Upper Thorax 29 10.8 4.3 33.6 0.5 27.9; Mid Thorax 6.1 28.3 3.5 26.0 4.2 29.1; Abdomen 25.6 23.8 22.5 21.7 18.9 25.0 180° localiser/Supine position: Upper Thorax 8.7 27.6 1.4 23.0 1.5 21.0; Mid Thorax 2.8 43.3 2.5 31.4 1.6 29.3; Abdomen 14.3 23.5 12.0 24.8 12.4 23.0 0° localiser/Prone position: Upper Thorax 17.7 0.9 6 4.0 19.5 7.4; Mid Thorax 33.1 0.1 23.4 0.1 21.0 10.4; Abdomen 22.5 30.8 18.7 23.3 17.4 28.5 180° localiser/Prone position: Upper Thorax 10.9 7.0 17.2 2.9 12.2 4.0; Mid Thorax 15.9 15.4 14.8 13.9 13.5 9.9; Abdomen 14.6 29.0 11.7 27.2 12.4 32.1 [a] Superior ROI [b] Inferior ROI Variasi CT Number sebagai fungsi dari pemusatan vertikal telah dibuktikan dipengaruhi oleh area yang dipindai, lokasi ROI, arah pelokalan, dan posisi bayangan (terlentang atau rawan). Pada daerah perut yang dipindai, jumlah CT menurun di dalam ROI ketika itu bergerak lebih dekat ke pusat iso gantry dan meningkat ketika menjauh. Arah pelokalan juga terbukti mempengaruhi perubahan nomor CT, dengan semakin dekat ROI dengan arah localiser (tabung sinar-X), maka semakin besar pula angka CT yang diukur, terutama pada dua tingkat vertikal di luar pusat terjauh.
Kesimpulan	Arah pelokalan, posisi bayangan, anatomi yang diperiksa, dan letaknya ROI telah terbukti mempengaruhi perubahan nomor CT sebagai fungsi dari pemusatan vertikal. Hal ini menyoroti pentingnya pendidikan radiografer pada pasien yang optimal keterpusatan

	pada pemeriksaan CT dan perlunya ahli radiologi memiliki pengetahuan yang mendalam variasi jumlah CT dalam pengambilan keputusan klinis, terutama ketika mereka bergantung pada akurasi nomor CT untuk karakterisasi lesi jaringan. Penelitian selanjutnya untuk mengkaji dampak ukuran bayangan pada variasi nomor CT sebagai fungsi dari pemusatan vertikal beberapa vendor diperlukan untuk memvalidasi penelitian ini.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Noise Reduction in CT Images Using a Selective Mean Filter**
Penulis	**: Anam C.1* , Adi K.1, Sutanto H.1, Arifin Z.2, Budi W. S.1, Fujibuchi T.3, Dougherty G.4**
Jurnal	: **J *Biomed Phys Eng***
Vol (No.) Halaman	: **10 :5**
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan merupakan odalita syang penting untuk diagnosa dan pemeriksaan klinis. Dosis radiasi CT Scan jauh lebih tinggi daripada modalitas radiografi lainnya. Upaya penurunan dosis CT telah dilakukan dengan berbagai cara metode, seperti menggunakan rekonstruksi berulang (IR), modulasi arus tabung (TCM), kontrol eksposur otomatis (AEC), penyesuaian berbasis kV pada ukuran pasien, dan sebagainya. Salah satu metode menurunkan dosis adalah dengan teknik penurunan noise yaitu dengan cara : gambar diperoleh pada parameter input rendah, mA rendah atau waktu putaran cepat, menghasilkan dosis rendah dan gambar noise, dan kedua noise kemudian dikurangi menggunakan filter reduksi noise. Adanya noise dapat menurunkan resolusi spasial, yang dapat mengacaukan diagnosa struktur anatomi. Algoritma penurunan noise diantaramya mean filter (MF), adaptife mean filter (AMF) dan bilateral filter (BF). Studi ini bertujuan untuk mengusulkan dan mengevaluasi teknik pengurangan noise baru berdasarkan MF dengan tujuan mengurangi noise pada gambar tanpa mengurangi resolusi spasial secara signifikan.
Metode Penelitian	Perhitungan SMF menggunakan rumus : $$I_{SMF}(x,y)=\frac{\sum_{i=-\frac{n-1}{2},j=-\frac{m-1}{2}}^{+\frac{n-1}{2},+\frac{m-1}{2}} I'(x+i,y+j)}{N'(x,y)}$$ Berikut adalah ilustrasi pemilihan SMF :  Figure 1: An illustration of selecting neighboring pixels for noise reduction in the selective mean filter (SMF) method. Evaluasi dilakukan pada 3 objek :  Gambar untuk evaluasi metode pengurangan noise yang diusulkan. (a) Poin internal fantom, (b) fantom kinerja AAPM CT, dan (c) panggul fantom antropomorfik
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran :

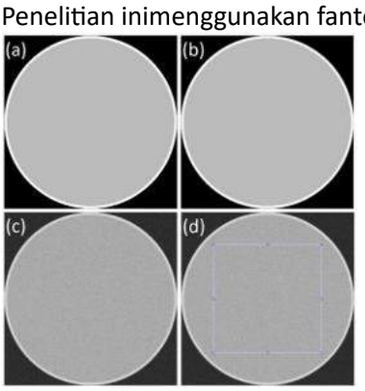
Images	MTF_{10} (cycles/mm)		MTF_{50} (cycles/mm)	
	FC13	FC30	FC13	FC30
Original	0.833	1.119	0.409	0.839
AMF	0.733	1.016	0.380	0.722
BF	0.832	1.120	0.412	0.839
SMF	0.832	1.118	0.416	0.840



Metode SMF memberikan reduksi dosisi terbanyak dibandingkan dengan metode yang lain yaitu 75% tanpa ada reduksi resolusi spasial.

Kesimpulan	Evaluasi filter telah dilakukan dilakukan pada gambar fantom, dan Hasilnya menunjukkan bahwa noise dapat diperkecil secara signifikan, dengan tetap mempertahankan resolusi spasial gambar. Ditemukan bahwa metode ini berpotensi mengurangi dosis pasien menjadi 75%. Evaluasi lebih lanjut terhadap gambar pasien dengan ahli medis dan perbandingannya pengurangan noise canggih lainnya perlu dilakukan dilakukan untuk mengukur penurunan dosis radiasi dan besarnya nilai ambang batas optimal gambaran klinis untuk berbagai pemeriksaan dengan CT scan.

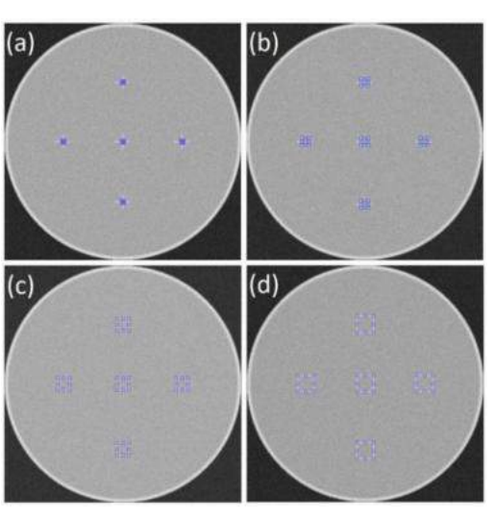
REVIEW JURNAL	
Judul	: **Impact of ROI Size on the Accuracy of Noise Measurement in CT on Computational and ACR Phantoms**
Penulis	: **Choirul Anam1* , Pandji Triadyaksa1, Ariij Naufal2, Zaenal Arifin2, Zaenul Muhlisin2, Evi Setiawati2, Wahyu Setia Budi**
Jurnal	: **J *Biomed Phys Eng***
Vol (No.) Halaman	: 12 (4)
Tahun	2022
Pendahuluan	Noise merupakan salah satu faktor penting untuk evaluasi performa kualitas Citra CT Scan. Selain itu ada resolusi spasial dan detektabilitas kontras rendah. Noise berpengarih terhadap pengukuran resolusi spasial dan detektabilitas kontras rendah. Studi ini bertujuan untuk mengevaluasi efek ROI terhadap noise.
Metode Penelitian	Penelitian inimenggunakan fantom computer dan fantom ACR. Berikut fantok computer :



Perancangan phantom komputasi: (a) phantom berbentuk lingkaran dengan a nilai piksel +100 unit Hounsfield (HU) dan jumlah piksel 512×512. (b) Kualitas gambar fantom didegradasi dengan menggunakan fungsi penyebaran titik (PSF) untuk memperkecil gambar resolusi spasial. (c) Kualitas citra phantom kemudian diturunkan kembali dengan menambahkan Gaussian noise. (d) Untuk noise Gaussian yang diberikan, area homogen persegi berukuran 320 × 320 piksel dibuat untuk melakukan evaluasi kurva histogram terhadap nilai piksel.

Fantom ACR discan dengan parameter berikut :

Acquisition parameter	Value
Tube voltage	120 kV
Tube current	300 mA
Revolution time	1 s
Mode	Helical
Pitch	0.6713
Reconstruction type	Filtered-back Projection (FBP)
Reconstruction diameter	22.2 cm
Gantry tilt	0 degree
Slice thicknesses	1.5, 3, 5, and 7 cm



	Lokasi lima region of interest (ROI) di phantom. ROI berbentuk persegi ukuran dan bervariasi dari 3×3 hingga 41×41 piksel dengan contoh (a) 5×5 piksel, (b) 15×15 piksel, (c) 25×25 piksel, dan (d) 35×35 piksel
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berdasarkan hasil, besar kecilnya ROI sangat mempengaruhi noise yang diukur dengan rekomendasi penggunaan ukuran ROI minimum berukuran 21x21 piksel untuk mendapatkan nilai noise yang serupa sebagai kebenaran dasarnya. Penelitian ini hanya mengevaluasi tingkat noise hingga 100 HU sehingga dapat digunakan secara luas dalam praktik klinis [19, 21, 35]. Fluktuasi noise menggunakan ukuran ROI di bawah 21×21 piksel terjadi karena terlalu kecil Ukuran ROI, yang tidak dapat menangkap secara acak peristiwa nilai piksel. Oleh karena itu, ukuran ROI di bawah 21×21 piksel menghasilkan hasil yang tidak akurat hasil noise lebih besar dari ±5% variasi noise dari nilai kebenaran dasarnya. Temuan ini menegaskan bahwa rekomendasi dari AAPM, yaitu ukuran ROI harus setidaknya 1% dari area gambar [29], adalah kuat cukup untuk mendeteksi noise. Sejak CT klinis gambar umumnya memiliki piksel 512×512, 1% dari jumlah piksel itu sekitar 2.621 atau sekitar 51x51 piksel, yang jauh lebih besar dari 21x21 piksel.
Kesimpulan	Lokasi lima region of interest (ROI) di phantom. Ukuran ROI dievaluasi akurat pengukuran noise menggunakan komputasi homogen dan phantom ACR. Gaussian noise dengan berbagai tingkat noise 5, 10, 25, 50, 75, dan 100 HU ditambahkan ke fantom komputasi homogen. ACR fantom dipindai dengan irisan yang berbeda ketebalan 1,5, 3, 5, dan 7 mm untuk diperoleh variasi noise. Noise tersebut kemudian diukur menggunakan ROI dengan berbagai ukuran mulai dari 3×3 hingga 41×41 piksel. Ukuran ROI minimum diperlukan untuk menjaga keakuratan pengukuran noise. Diperlukan ukuran ROI minimum 21×21 piksel untuk mendapatkan tingkat noise yang serupa kebenaran dasarnya. Hasil ini diperoleh menggunakan fantom komputasi atau menggunakan phantom ACR untuk berbagai tingkat noise. ROI memiliki bentuk persegi ukuran dan bervariasi dari 3×3 hingga 41×41 piksel dengan contoh (a) 5×5 piksel, (b) 15×15 piksel, (c) 25×25 piksel, dan (d) 35×35 piksel

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Analisis Noise Level Hasil Citra CT-Scan pada Phantom Kepala dengan Variasi Tegangan Tabung dan Ketebalan**
Penulis	**: I. Listiyani*1, A. Nismayanti1, Maskur1, Kasman1, M. S. Ulum1, Abd. Rahman1, dan S. Samad2**
Jurnal	: **Gravitasi**
Vol (No.) Halaman	: 20 **:1**
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan modalitas yang penting dan banyak dipakai untuk diagnosa penyakit. Salah satu hal yang penting pada kualitas citra adalah noise. Noise dipengaruhi tegangan tabung dan tebal irisan. Studi ini bertujuan menganalisa parameter yang berpengaruh terhadap noise.
Metode Penelitian	Berikut protokol pemeriksaan : **Parameter *CT-Scan* (units)** — **Nilai** Tegangan tabung (kV) — 80, 100, 120, 140 Arus tabung waktu (mAs) — 100 Tebal potongan irisan (mm) — 1 **Parameter *CT-Scan* (units)** — **Nilai** Tegangan tabung (kV) — 80 Arus tabung waktu (mAs) — 100 Tebal potongan irisan (mm) — 1, 3, 5, 10 $Noise\ Level\ (\%) = \frac{\sigma}{1000} \times 100\%$ Dimana : σ = Standar Deviasi
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran : **Tabel 3** Hasil CT-Scan Pada Variasi Tegangan Tabung 	Tegangan Tabung (kV)	Arus Waktu (mAs)	Ketebalan Irisan (mm)	Standar Deviasi
---	---	---	---
80	100	1	29,73
100	100	1	19,66
120	100	1	7,24
140	100	1	12,30
Rata-rata			**17,23** | **Tabel 4** Hasil CT-Scan Pada Variasi Ketebalan Irisan | Ketebalan Irisan (mm)	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	Standar Deviasi
---	---	---	---
1	100	80	29,73
3	100	80	18,53
5	100	80	9,17
10	100	80	10,13
Rata-rata			**16, 89**	 Standar deviasi nilainya berubah seiring perubahan tegangan dan tebal irisan. Berdasarkan table diatas diketahui tegangan 120 kV dan tebal irisan 5 mm menghasilkan noise paling rendah

Tabel 5 Nilai *Noise Level* Pada Variasi Tegangan Tabung

Tegangan Tabung (kV)	Nilai *Noise Level* (%)
80	2, 97
100	1, 96
120	0, 72
140	1, 23

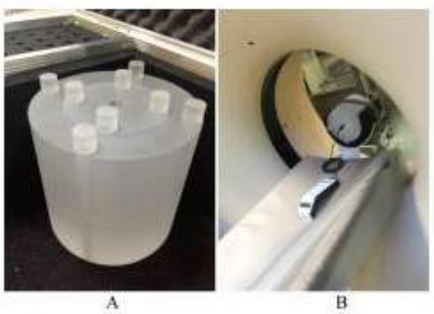
Tabel 6 Nilai *Noise Level* Pada Variasi Ketebalan Irisan

Ketebalan Irisan (mm)	Nilai *Noise Level* (%)
1	2, 97
3	1, 85
5	0.97
10	1, 01

Nilai Noise level juga menunjukkan perubahan seiring perubahan tegangan dan tebal irisan. Terbukti noise level pada tegngan 120 kV dan teba irisan 5 mm memberikan nilai terendah.

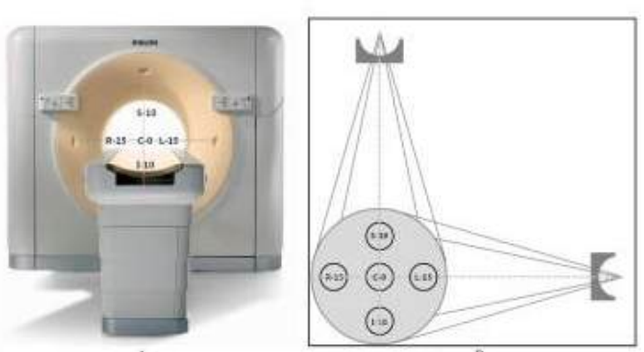
Kesimpulan	Berdasarkan hasil penelitian nilai *noise level* hasil citra *CTScan* dengan variasi tegangan tabung dan variasi ketebalan irisan maka dapat disimpulkan bahwa hasil citra *CT-Scan* terbaik diperoleh pada tegangan tabung 120 kV dan ketebalan irisan 5 mm.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Analysis of phantom centering positioning on image noise and radiation dose in axial scan type of brain CT**
Penulis	: **Dae Cheol Kweon, Beomjong Seo, Jiwon Choi, Kyung-Rae Dong & WoonKwan Chung**
Jurnal	: **RADIATION EFFECTS & DEFECTS IN SOLIDS**
Vol (No.) Halaman	: 175, NOS. 7–8, 672–681
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan digunakan secara luas terutama pada pemeriksaan CT Kepala. CT scan memberikan dosis radiasi yang tinggi kepada pasien. Penting untuk menghasilkan citra yang baik namun dengan dosis minimu. Salah satu faktor yang mengganggu kualitas citra adalah pergerakan pasien atau posisi tidak di pusat gantry. Penelitian ini mengkaji perubahan dosis sesuai dengan lokasi otak pada fantom percobaan dan pengaruh dosis pada posisi dan kualitas gambar.
Metode Penelitian	Penelitian inimenggunakan MDCT 128 Slice CT Scanner (Ingenuity 128,Philips Medical System, The Netherlands). Dosis diukur menggunakan pencil chamber meter (QUART didoCT, Zorneding, Jerman) menggunakan phantom CTDI 16 cm dengan fantom anatropomorfik. Fantom di scan dengan variasi posisi.



A B

Figure 1. MDCT with the diameter of 16 cm CTDI phantom (A) and ionization chamber of C_0 position (B).



A B

Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya :

Table 1. Scan protocol.

Parameter	CT 64 slice CT scanner	128 slice CT scanner
Scan type	Axial	Axial
Tube voltage (kVp)	120	120
Tube current (mAs)	320	250
Thickness (mm)	5	5
Scan increment (mm)	10	10
Collimation	16 × 0.625	16 × 0.625
Filter	Brain Standard (UB)	Brain Standard (UB)
Cycle time (sec)	1.7	1.7
No. of cycle	12	12

Table 2. Relation between centering and DWP of 128 MDCT.

Phantom positioning	Mean ± SD of DWP (mGy-cm)	Dose reduction (%)	*p*-value
Center (C-0)	31.97 ± 0.27		
Superior (S-10)	24.52 ± 0.38	23.3	.847
Inferior (I-10)	24.28 ± 0.37	24	.934
Right (R-15)	17.95 ± 0.20	43.8	.786
Left (L-15)	17.6 ± 0.31	44.9	.718

Abbreviations: C, center; S, superior; I, inferior; R, right; L, left.

Table 3. Relation between centering and DWP of CT attenuation value Unit: HU.

Phantom Positioning	Minimum	Maximum	Mean	SD	Noise of ratio (%)
Center (C-0)	96	144	123.88	7.42	
Superior (S-10)	98	148	124.97	7.87	5.39
Inferior (I-10)	98	152	126.88	8.4	13.2
Right (R-15)	62	151	121.84	11.7	57.6
Left (L-15)	47	159	121.77	13.6	83.2

Abbreviations: C, center; S, superior; I, inferior; R, right; L, left.

<table>
<tr><td></td><td>

Table 4. SNR, PSNR, RMSE and MAE in the phantom positioning.

Reference image	Test image	SNR (dB)	PSNR (dB)	RMSE	MAE
Center (C-0)	Superior (S-10)	7.46	17.37	402.49	149.14
	Inferior (I-10)	7.58	17.50	396.83	145.71
	Right (R-15)	6.71	16.62	438.88	182.18
	Left (L-15)	6.45	16.37	451.85	192.57

Abbreviations: SNR, signal to noise ratio; PSNR, peak signal to noise ratio; RMSE, root mean squared error; MAE, mean square error.

</td></tr>
<tr><td>Kesimpulan</td><td>Penelitian ini menguji efek pemindaian aksial pada CT scan otak dengan mengubah posisi bayangan manusia di isocenter. Hasil percobaan menegaskan bahwa dosis yang lebih rendah diukur saat subjek menjauh dari isocenter. Ini berarti bahwa dosis yang disinari ke subjek kecil, yang dapat menyebabkan peningkatan noise pada gambar rekonstruksi. Dengan kata lain, seiring bertambahnya jarak dari isocenter, dosisnya pun harus meningkat dikoreksi sampai batas tertentu untuk mendapatkan gambaran yang baik; Namun, dosis pasiennya adalah juga meningkat, sehingga perlu dilakukan seleksi yang cermat. Secara keseluruhan, pemusatan subjek akurat dalam pemindaian aksial yang tersedia dianggap sebagai metode untuk mencapai kualitas gambar dan pengurangan dosis yang baik.</td></tr>
</table>

REVIEW JURNAL	
Judul	: **The Quantitative Effect of Noise and Object Diameter on Low-Contrast Detectability of AAPM CT Performance Phantom Imag**
Penulis	: **E. Setiawati1, C. Anam1,*, W. Widyasari1, G. Dougherty2**
Jurnal	: **Atom Indonesia**
Vol (No.) Halaman	: 175, NOS. 7–8, 672–681
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan digunakan secara luas karena dapat mendeteksi kelainan dengan cepat. Parameter kualitas citra adalah noise dan detektabilitas kontras rendah. SNR adalah rasio sinyal terhadap noise sednagkan CNR adalah rasio detektablitas kontras rendah terhadap noise. Tujuan dari penelitian saat ini adalah untuk mengevaluasi secara kuantitatif pengaruh noise dan objek ukuran pada deteksi kontras rendah pada AAPM CT kinerja model fantom 610.

Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan fantom AAPM model 610, dengan parameter :

Table 1. Scan parameters.

Parameters	Value
Acquisition mode	Axial
Tube voltage (kV)	120
Tube current (mA)	50, 100, 150, and 200
Slice thickness (mm)	5
Window width (HU)	100
Window levels (HU)	40
Pitch	0.984
Rotation time (s)	2
Field of view (FoV) (cm)	25.5
Reconstruction method	FBP

Kemudian dilakukan ROI untuk mendapatkan noise, menghitung SNR dan CNR :

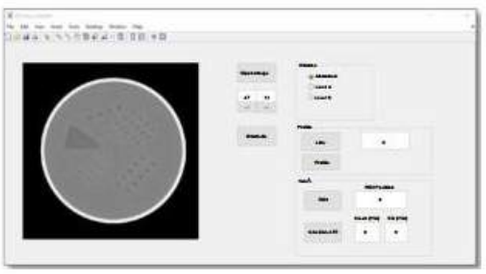


Fig. 2. GUI displays mean and noise level measurements.

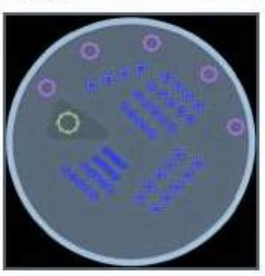


Fig. 3. Region of interests (ROIs) are located manually on AAPM CT performance phantom images, in order to measure CT number and noise of the objects (indicated by blue colour) and background (indicated by purple colour).

Hasil Penelitian dan Diskusi

Table 2. Measured noise on a wide triangular object and background in every tube current

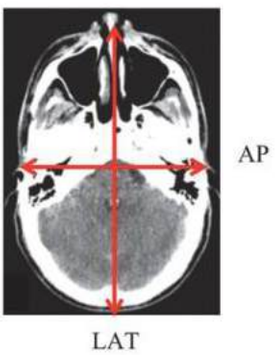
Tube current (mA)	Noise (HU)	
	Object	Background
50	8.2 ± 1.0	6.9 ± 0.7
100	5.5 ± 0.2	4.6 ± 0.3
150	4.4 ± 0.3	3.6 ± 0.1
200	3.6 ± 0.7	3.4 + 0.2

Noise semakin turun dengan peningkatan tegangan. Noise tidak terpengaruh oleh diameter objek. SNR meningkat seiring bertambahnyan diameter benda. SNR juga meningkat dengan peningkatan arus tabung karena berkurangnya noise. CNR meningkat secara sebanding dengan peningkatan diameter. CNR juga meningkat dengan peningkatan arus tabung. Nilai CNR adalah dipengaruhi oleh arus tabung dan diameter benda.

Kesimpulan

Efek kuantitatif dari noise dan objek diameter pada deteksi kontras rendah telah diselidiki. Nilai noise dan diameter benda mempengaruhi deteksi kontras rendah. Nilai noise lebih tinggi menyebabkan penurunan deteksi kontras. Peningkatan dari diameter ukuran objek menyebabkan peningkatan deteksi kontras rendah. CNR meningkat secara linear dengan bertambahnya diameter benda dengan R2 sebesar 0,8764, 0,6742, 0,7456, dan 0,8267 untuk arus tabung masing-masing 50, 100, 150, dan 200 mA.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Evaluation of Impact of Factors Affecting CT Radiation Dose for Optimizing Patient Dose Levels**
Penulis	**: Ching-Ching Yang**
Jurnal	: **Diagnostics**
Vol (No.) Halaman	: *10, 787*
Tahun	2020
Pendahuluan	CT Scan adalah salah satu modalitas doagnostik yang paling penting namun memberikan dosis radiasi tinggi kepada pasien dan publik. Sehingga perlu dilakukan analisa manajemen paparan radiasi dan faktor berpengaruh terhadap dosis radiasi.
Metode Penelitian	Studi melibatkan pasien dewasa > 20 tahun dengan pemeriksaan kepala, dada dan abdomen. CT scan yang digunakan sebanyak 6 alat. Data DLP dan CTDIvol dicatat dan dianalisa.
Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran : (CT) examinations. 		MDCT$_{64}$			MDCT$_{H}$		
	Head	Chest	Abdomen	Head	Chest	Abdomen
Number of Acquisition	n = 4984	n = 3670	n = 8243	n = 546	n = 5421	n = 5283
25th percentile	39.57	5.74	7.03	15.20	2.66	6.40
50th percentile	50.82	7.29	8.72	34.49	5.74	7.94
75th percentile	59.32	9.24	10.64	57.90	7.67	9.86
Mean	48.40	7.87	9.09	37.68	6.58	8.44 | Table 2. Dose-length product (DLP) (mGy-cm) from consecutive adult CT examinations. |	MDCT$_{64}$			MDCT$_{H}$		
	Head	Chest	Abdomen	Head	Chest	Abdomen
Number of Acquisition	n = 4984	n = 3670	n = 8243	n = 546	n = 5421	n = 5283
25th percentile	668.00	190.00	203.00	260.40	57.00	161.30
50th percentile	807.00	261.00	325.50	711.50	200.20	248.00
75th percentile	908.00	411.40	452.98	954.00	324.25	386.95
Mean	851.84	332.64	350.14	646.39	234.88	292.29 | Table 3. Effective dose (mSv) from consecutive adult CT examinations. |	MDCT$_{64}$			MDCT$_{H}$		
	Head	Chest	Abdomen	Head	Chest	Abdomen
Number of Acquisition	n = 4984	n = 3670	n = 8243	n = 546	n = 5421	n = 5283
25th percentile	1.68	4.43	3.41	0.74	1.24	3.05
50th percentile	2.07	5.66	5.87	2.02	4.59	4.54
75th percentile	2.30	7.57	8.41	2.42	6.38	7.44
Mean	2.30	6.44	6.13	1.77	4.76	5.31	 Metode multivariasi menunjukkan faktor-faktor yang mempengaruhi dosis radiasi. Sehingga dapat disusun protokol scan yang paling optimum.
Kesimpulan	Melakukan survei dosis untuk menentukan DRL adalah metode yang berguna untuk memahami dosis radiasi CT dari pemindai, institusi, dan negara yang berbeda. Selain itu, informasi dari survei dosis dapat juga digunakan untuk mengoptimalkan tingkat dosis pasien untuk mencapai prinsip ALARA. Di bagian pertama Dalam penelitian ini, DRL lokal untuk pasien dewasa yang menjalani pemindaian kepala, dada, dan perut adalah ditetapkan berdasarkan pemeriksaan CT berturut-turut yang dilakukan di rumah sakit kami dan dibandingkan dengan menerbitkan DRL nasional. DRL lokal dapat mengidentifikasi dosis yang sangat tinggi yang diberikan, namun mereka tidak memberikan informasi tentang cara menyesuaikan parameter pemindaian untuk mengurangi dosis radiasi. Untuk mengaktifkan lebih baik manajemen paparan radiasi pasien, dampak faktor yang mempengaruhi metrik dosis CT adalah diselidiki melalui analisis multivariat pada bagian kedua penelitian ini. Secara keseluruhan, hasil penelitian diperoleh melalui alur kerja kami dapat memfasilitasi modifikasi prosedur pencitraan CT sekaligus DRL lokal sangat tinggi dibandingkan dengan DRL nasional

REVIEW JURNAL	
Judul	: **DETERMINATION OF LOCAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVEL (LDL) PEDIATRIC PATIENTS ON CT HEAD EXAMINATION BASED ON SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATES (SSDE) VALUES**
Penulis	: **Risalatul Latifah1*, Naily Z1. Jannah, Dezy Z.I. Nurdin2, Budi P**
Jurnal	: **RADIATION EFFECTS & DEFECTS IN SOLIDS**
Vol (No.) Halaman	: 02 127–133
Tahun	2019
Pendahuluan	CT Scan menjadi modalitas radiodiagnostik pengion paling penting untuk mendeteksi anatomi tubuh dalam waktu yang singkat. Namun memberikan dosis radiasi yang tinggi pada pasien pediatri. Dosis radiasi CT Scan diwakilkan oleh DLP dan CTDIvol yang muncul pada kumputer konsol CT Scan. Studi ini bertujuan estimasi profil dosis pasien pediatri pemeriksaan CT Scan kepala berdasarkan SSDE untuk menentukan LDRL.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT Scan Siemens DURA 422-MV 16 Slice. Dosis radiasi DLP dan CTDIvol dicatat serta diameter kepala pasien diukur untuk menentukan SSDE. aksial kepala (Anam *et al.* 2017) dengan ilustrasi seperti Gambar 2.  **Gambar 2.** Ilustrasi gambar CT Aksial kepala berdasarkan daerah Anterior Posterior (AP) dan lateral (LAT) (Rumboldt *et al.* 2009) $D_{ef} = \sqrt{AP \times LAT}$ ..... (2)
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : **Tabel 1.** Rata-rata penggunaan parameter penyinaran untuk setiap kelompok sampel 	Kelompok Umur	Parameter Penyinaran			
	Tegangan (kVp)	Arus (mAs)	Rotation Time	Pitch
0-1	80-110	80-230	0,6 – 1,5	0,55 – 1,5
1-5	80-130	35-230	0,6 – 1,5	0,6 – 1,5
5-10	110-130	230-240	1 – 1,5	0,55 – 0,7 | **Tabel 2.** Nilai rata-rata diameter AP, LAT, CTDIvol dan SSDE dari 3 kelompok kelompok umur. |	Nilai rata-rata			
	Diameter AP	Diameter LAT	CTDIvol	SSDE
0-1	13,1±2,3 cm	11,2 ±2 cm	23,8 ±2,4 mGy	23,1±1,5 mGy
1-5	14,7 ±1,5 cm	12,4 ±1,2 cm	26,4 ±1,8 mGy	24,3± 1,8 mGy
5-10	15,4 ±1 cm	14,2 ±2,5 cm	34,6 ±16,9 mGy	27,5± 10,5mGy
Nilai DRL					 Dari hasil nilai SSDE dapat ditentukan nilai DRL untuk kelompok umur 0-1 tahun, 2-5 tahun dan 6-10 tahun berturut-turut 23,1±1,5 mGy, 24,3± 1,8 mGy dan 27,5± 10,5mGy. Faktor yang mempengaruhi penerimaan dosis antara lain *scan length*, tegangan tabung (kVp), arus tabung (mAs), *rotation time*, jumlah fase dan pitch.
Kesimpulan	Dari hasil nilai SSDE dapat ditentukan nilai DRL untuk kelompok umur 0-1 tahun, 2-5 tahun dan 6-10 tahun berturut-turut 23,1±1,5 mGy, 24,3± 1,8 mGy dan 27,5± 10,5mGy. Faktor yang mempengaruhi penerimaan dosis antara lain *scan length*, tegangan tabung (kVp), arus tabung (mAs), *rotation time*, jumlah fase dan pitch.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Radiation Dose Optimization Based on Saudi National Diagnostic Reference Levels and Effective Dose Calculation for Computed Tomography Imaging: A Unicentral Cohort Study**
Penulis	: **Abdullah Yousef Al-Othman 1,2,† , Abdulaziz Mohammad Al-Sharydah 2,*,† , Elfatih Ibrahim Abuelhia 3 , Rafat Mohtasib 1 , Abdulmajeed Bin Dahmash 4, Tarek Mohammed Hegazi 2, Abdulrahman Amin Tajaldeen 5, Sultan Salman Alshehri 2, Fahad Mabruk Al-Malki 6 and Salem Alghamdi**
Jurnal	: **Applied Science**
Vol (No.) Halaman	: *12*, 11504
Tahun	2022
Pendahuluan	CT Scan dengan multidetektor menjadi modalitas yang sangat penting untuk diagnosa dan praktek klinis. Namun dosis radiasinya dapat menyebabkan potensi kanker sehingga perlu diatur dengan ketat. Salah satu upayanya adalah dengan penerapan DRL yaitu DLP dan CTDIvol. Penelitian ini bertujuan untuk mengoptimalkan protokol pemeriksaan CT untuk menurunkan pasien paparan radiasi organ selama pemeriksaan CT kepala, dada, perut, dan panggul fasilitas kami dan untuk menetapkan DRL kelembagaan kami yang optimal sebagai tolok ukur yang akan mewujudkan hal tersebut memungkinkan kami untuk berkorelasi dengan NDRL di Kerajaan Arab Saudi
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT Scan Siemens Healthineers, Erlangen, German. Terdapat dua grup yaitu sebelum optimisasi protokol dan setelah optimisasi protokol. Data yang dictate adalah DLP, CTDIvol, Dosisi efektif. Parameter yang dianalisa adalah produced radiation (mAs), exposure voltage (kVp), exposure time (ms), rotation time (ms), scan time in spiral mode (ms), scan length or start and end of scan region centimeter (cm), number of slices, slice thickness millimeter (mm), collimation (helical), and pitch factor. Selain itu digunakan monte carlo untuk perhitungan dosis radiasi.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : *Appl. Sci.* 2022, *12*, 11504 — 5 of 11 **Table 1.** Mean dose parameters ± Standard deviation before and after optimization. Pre-Optimization: KV, mAs, Pitch, Scan length (ms), CTDIvol (mGy), DLP (mGy.cm), ED (mSv) Head: 120, 210, 0.88, 18.0, 40.67 ± 3.8, 757 ± 63.2, 1.74 ± 0.19 Chest: 120, 160, 1.33, 38.0, 14.9 ± 1.38, 547 ± 42.9, 7.27 ± 0.95 Abdomen/Pelvis: 120, 140, 1.25, 46.0, 16.84 ± 1.45, 658 ± 53.4, 10.2 ± 0.66 Post-Optimization *: KV, mAs, Pitch, Scan Length (ms), CTDIvol (mGy), DLP (mGy.cm), ED (mSv) Head: 120, 190, 0.9, 17.5, 45.61 ± 3.11, 788 ± 61.2, 1.83 ± 0.13 Chest: 120, 130, 1.38, 37.0, 10.40 ± 1.01, 393 ± 33.6, 4.19 ± 0.77 Abdomen/Pelvis: 120, 120, 1.3, 43.0, 12.20 ± 1.09, 583 ± 21.4, 8.72 ± 0.66 Dose quantities: KV, mAs, Pitch, Scan length (ms), CTDIvol (mGy), DLP (mGy.cm), ED (mSv) *p* value~: 0.087, 0.07, 0.87, 0.048, 0.034, 0.047, 0.01 Notes: Mean dose parameters ± Standard deviation (SD) were determined for all patients before and after optimization by applying National Diagnostic Reference Levels. * The dose quantities after optimization reflect the achievable doses (ADs) in our department. ~ Statistical tests were conducted at a significance level of 0.05. Comparison of the pre-optimization phase with the post-optimization phase using an unpaired t-test of independence. **Abbreviations**: SD, standard deviation; DLP, dose-length product (mGy.cm); CTDIvol, volume computed tomography dose index; ED, effective dose (mSv); mAs, mean values of the produced radiation; kV exposure volume; and ms (millisecond). **Table 2.** Comparison between the current study results, National Diagnostic Reference Levels, and international studies. Exam: Current Study KFHU (2022) Before * / After **; NDRL Saudi Arabia 2021 [16]; Nigeria 2018 [26]; ICRP 2007 [11]; US A 2016 [27]; Japan 2015 [28]; EU 2014 [29]; Greece 2014 [30]; Egypt 2016 [31]; UK 2011 [32]; Italy 2020 [33] CTDIvol (mGy): Head 47, 50, 55, 61, 60, 56, 85, 60, 67, 30, 60, 70; Abdomen /Pelvic 19, 15, 15, 20, 35, 16, 20, 25, 16, 31, 15, 18; Chest 17, 12, 12, 17, 30, 12, 15, 10, 14, 22, 12, 15 DLP (mGy.cm): Head 845, 903, 1077, 1310, 1050, 962, 1390, 970, 1055, 1360, 970, 1300; Abdomen /Pelvic 773, 685, 886, 1486, 780, 781, 1000, 745, 760, 1325, 745, 550; Chest 624, 461, 468, 735, 650, 443, 550, 610, 480, 420, 350, 570 Notes: * Before applying the National Diagnostic Reference Level (i.e., pre-optimization with default parameters). ** After applying National Diagnostic Reference Level (i.e., post optimization with optimized parameters). The dose quantities after optimization reflect the achievable doses (ADs) in our department. **Abbreviations:** DLP, dose-length product (mGy.cm); CTDIvol, volume computed tomography dose index (mGy). **Table 3.** Comparison between the mean organ dose in the current study and similar international studies. Organ: Current Study 2022; Tanzania 2006 [34]; UK 2011 [32]; ICRP 2007 [11] Eye lens: 42.0, 63.9, -, 50 Breast: 24.6, 26.1, 21.4, 112 Lung: 23.9, 31.5, 22.4, 114 Liver: 16.4, 34.1, 20.4, 30 Bladder: 18.6, 28.8, 23.2, 43 Uterus: 22.4, 26.5, 25.0, 26.0 Ovaries: 16.7, 24.0, 22.7, 11 Secara umum, DRL studi masih dibawah DRL referensi, kecuali CTDIvol kepala.

Kesimpulan	Paparan radiasi yang optimal dapat dicapai dengan pemantauan dan kepatuhan yang ketat dengan NDRL. Hal ini dapat menghasilkan pembentukan protokol CT yang dioptimalkan dan DRL lokal institusional yang dinyatakan sebagai nilai-nilai yang khas. Sebagian besar nilai ED dan dosis organ lebih rendah dibandingkan yang dilaporkan dalam penelitian serupa yang dilakukan di negara lain. Peran medis industri ini tidak hanya menawarkan lebih banyak alat pengoptimalan dosis radiasi dan memberikan pelatihan pada pengoperasian dan peralatan dasar, tetapi juga pada penerapan protokol ujian yang telah ditetapkan. Itu proses optimalisasi harus mencakup upaya bersama dari para profesional utama dan menggabungkannya kegiatan yang berfokus pada kinerja peralatan, penyesuaian protokol pemeriksaan, dan perilaku staf.

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Impact of Noise Level on the Accuracy of Automated Measurement of CT Number Linearity on ACR CT and Computational Phantoms**
Penulis	**: Choirul Anam (PhD)1* , Riska Amilia (BSc)1, Ariij Naufal (MSc)1, Heri Sutanto (PhD)1, Yanurita Dwihapsari (MSc)2, Toshioh Fujibuchi (PhD)3, Geoff Dougherty (PhD)**
Jurnal	: ***J Biomed Phys Eng***
Vol (No.) Halaman	: *13, 4*
Tahun	2020
Pendahuluan	Quantitative CT Scan (QCT) menjadi pilar utama dalam diagnosa pasien dan deteksi dinin kelainan dan penyakit. Namun kualitas citra dipengaruhi oleh noise yang menyebabkan penurunan visibilitas objek kontras rendah. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh noise terhadap keakuratan linearitas bilangan CT pada dua metode (metode FS dan SR) pada Sekolah Tinggi Radiologi Amerika (ACR) CT dan fantom komputasi
Metode Penelitian	Studi menggunakan fantom ACR 406 (Gammex) yang discan dengan CT Scan 128 Slices dengan protokol : tube voltage of 120 kV, slice thickness of 1.25 mm, pitch of 0.53, Field of View (FOV) of 235 mm, revolution time of 0.8 s, and various tube currents: 80, 100,120, 140, 160, and 200 mA.

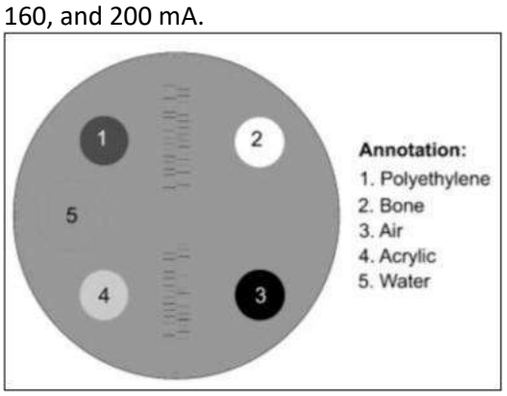


Table 1: The rotation angle and specific Computed Tomography (CT) number of each pin number (material).

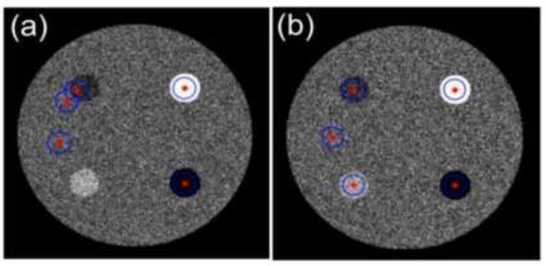
Pin number	Angle (°)	Material	Computed tomography (CT) number (HU)
1	135	Polyethylene	-94
2	45	Bone-equivalent	955
3	-45	Air	-1000
4	225	Acrylic	120
Background	-	Solid water	0

Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran :

Table 2: Thresholding value of full-segmentation (FS) method

Object	Threshold value (HU)	
	Bottom limit	Upper limit
Polyethylene	-120	-70
Bone-equivalent	750	1300
Air	-	-800
Acrylic	100	150

Material	Method	Noise (HU)					
		3.13±0.17	2.85±0.26	2.41±0.05	2.17±0.16	1.98±0.04	2.01±0.06
Polyethylene	Full-Segmentation	-90.5	-90.4	-90.3	-90	-90.3	-89.9
	Segmentation-Rotation	-90.5	-90.4	-90.3	-90	-90.3	-89.8
Bone-equivalent	Full-Segmentation	1004.7	1005.6	1002.1	1006.1	1006.6	1006.7
	Segmentation-Rotation	1004.7	1005.6	1002.1	1006.1	1006.6	1006.7
Air	Full-Segmentation	-984.2	-984.1	-982.5	-984.9	-984.9	-985.2
	Segmentation-Rotation	-984.2	-984.1	-982.5	-984.9	-984.9	-985.2
Acrylic	Full-Segmentation	126.2	125.9	125.2	126	126.1	125.9
	Segmentation-Rotation	126.2	125.8	125.2	126	126.1	125.9
Solid water	Full-Segmentation	2.7	3	3.1	3	3.2	3.3
	Segmentation-Rotation	2.7	3	3.1	3	3.2	3.3
R^2	Full-Segmentation	0.9948	0.9947	0.9948	0.9948	0.9948	0.9948
	Segmentation-Rotation	0.9948	0.9947	0.9948	0.9948	0.9948	0.9948



Material	Method	Noise (HU)					
		20	40	60	80	100	120
Polyethylene	Full-Segmentation	-93.5	-95	-70.3	-88.6	-54.6	-64.2
	Segmentation-Rotation	-93.6	-95	-94	-96.2	-82.5	-86.7
Bone-equivalent	Full-Segmentation	954.2	954.7	952.8	955.8	952.1	949.3
	Segmentation-Rotation	954.2	954.7	953.3	955.7	950	949.3
Air	Full-Segmentation	-998.1	-998.2	-999.5	-998.6	-994.7	-985.2
	Segmentation-Rotation	-998.3	-998.2	-997.9	-998.4	-995	-990.8
Acrylic	Full-Segmentation	118.7	119.4	122.8	79.7	85.1	-1.1
	Segmentation-Rotation	118.3	119.4	121.4	118.3	113.3	111.5
Solid water	Full-Segmentation	-0.6	0.5	-1.0	-3.1	0.4	-6.8
	Segmentation-Rotation	-0.8	0.5	-1.4	-5.8	-0.4	0.5
R^2	Full-Segmentation	0.9971	0.9971	0.9979	0.9945	0.9951	0.9846
	Segmentation-Rotation	0.9971	0.997	0.9972	0.997	0.9971	0.9967

Metode multivariasi menunjukkan faktor-faktor yang mempengaruhi dosis radiasi. Sehingga dapat disusun protokol scan yang paling optimum.

Kesimpulan	Metode SR mengungguli metode FS untuk mengukur linearitas bilangan CT karena ketahanan dalam noise ekstrim. Segmentasi dari objek dan pengukuran linearitas bilangan CT pada phantom CT ACR menggunakan metode FS hanya akurat jika noise kurang dari 60 HU, sedangkan metode SR masih akurat hingga 120 HU noise

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Discrimination tasks in simulated low-dose CT noise**
Penulis	: **Craig K. Abbey1 Frank W. Samuelson2 Rongping Zeng2 John M. Boone3 Kyle J. Myers4 Miguel P. Eckstein1**
Jurnal	: **Medical Physics**
Vol (No.) Halaman	: 02 127–133
Tahun	2023
Pendahuluan	Kemampuan deskriminasi lesi menjadi poin penting pada citra CT Scan. Studi ini memperkenalkan metode diskriminasi pada simulasi CT Scan low dose
Metode Penelitian	Cara diskriminasi citra adalah dengan profil, spektrum objek, simulasi sistem pencitraan, property noise, amalisa performance.
Hasil Penelitian dan Diskusi	Tugas diskriminasi lesi yang digunakan dalam penelitian ini adalah mewakili gambaran ganas lesi paru-paru, dan kami menemukan bahwa mereka menekankan frekuensi spasial yang lebih tinggi daripada mendeteksi lesi itu sendiri. Ini membuat Ini merupakan cara yang berpotensi berguna untuk menilai kualitas gambar pada rentang domain frekuensi yang lebih luas. Selain itu, meskipun efisiensi pengamat bervariasi di seluruh wilayah tiga fitur yang diuji (10%–40%), rendahnya efisiensi keseluruhan pengamat manusia menunjukkan bahwa hal tersebut mungkin terjadi akan ada ruang yang cukup besar untuk mengoptimalkan metodologi pencitraan. Misalnya, dalam eksperimen pemulusan gambar ini melalui apodisasi frekuensi tinggi ditemukan memiliki efek yang signifikan pada kinerja tugas dan pembaca efisiensi.
Kesimpulan	Secara keseluruhan, hasil yang dilaporkan di sini memberikan gambaran bukti tambahan yang mampu dilakukan oleh pengamat manusia sebagian beradaptasi dengan sifat statistik yang berbeda secara sederhana tugas. Informasi ini membantu memberikan pemahaman yang lebih baik tentang bagaimana pengamat manusia menggunakan informasi tersebut dalam gambar CT, dan harus membantu dalam pengembangan model kinerja diskriminasi yang lebih akurat untuk optimalisasi sistem pencitraan medis.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Head CT: Image quality improvement of posterior fossa and radiation dose reduction with ASiR - comparative studies of CT head examinations**
Penulis	: **Maciej Guziński1 & Łukasz Waszczuk1 & Marek J. Sąsiadek1**
Jurnal	: **COMPUTED TOMOGRAPHY**
Vol (No.) Halaman	: *26:3691–3696*
Tahun	2016
Pendahuluan	CT Scan selain memberikan manfaat juga memberikan dosis radiasi yang tinggi. Berbagai upaya dilakukan untuj mereduksi dosis radiasi salah satunya dengan metode iteratif rekonstruksi. Studi ini bertujuan membandingkan protokol Asir dan FBP.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan CT Scan GE 64 Slices, pemeriksaan protokol ASiR dan FBP, dosis CTDIvol dan DLP dicatat. Kualitas citra diukur secara kualitatif oleh dokter radiolog dan secara kuantitatif dengan SNR dan CNR. Hasil pengukuran diuji dengan paired t-test. Berikut hasinya : 3693 **Table 1** Objective image quality assessment of head CT: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) compared to filtered back projection (FBP) | | ASiR | FBP | ASiR vs.FBP | p-value | | Cerebrum | | | | | | SNR GM | 11.6 ± 2.8 | 9.7 ± 1.9 | +20 % | NS | | SNR WM | 8.7 ± 2.5 | 7.3 ± 1.7 | +19 % | NS | | CNR | 0.12 ± 0.09 | 0.08 ± 0.05 | +50 % | NS | | Posterior fossa | | | | | | SNR GM | 13.5 ± 3.6 | 9.9 ± 2.5 | +36 % | <0.0001 | | SNR WM | 9.5 ± 2.9 | 7.1 ± 1.7 | +34 % | <0.0001 | | CNR | 0.17 ± 0.10 | 0.07 ± 0.04 | +142 % | <0.0001 | | Fourth ventricle | | | | | | SNR | 1.7 ± 0.8 | 1.4 ± 0.7 | +21 % | NS | Values are given as mean ± SD
Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya : | | ASiR | FBP | ASiR vs. FBP | p-value | | DLP (mGy*cm) | | | | | | Overall | 654.5 ± 77.0 | 804.2 ± 52.3 | -19 % | <0.0001 | | Cerebrum | 390.3 ± 75.5 | 560.6 ± 51.8 | -30 % | <0.0001 | | Posterior fossa | 264.2 ± 31.9 | 243.6 ± 5.5 | +8 % | <0.0001 | | $CTDI_{vol}$ (mGy) | | | | | | Cerebrum | 36.2 ± 4.5 | 51.5 ± 3.0 | -30 % | <0.0001 | | Posterior fossa | 59.7 ± 3.7 | 55.9 ± 2.5 | +7 % | <0.0001 | | Scan range (cm) | 14.3 ± 1.1 | 14.6 ± 1.1 | +2 % | NS | *DLP* dose-length product, *$CTDI_{vol}$* volumetric CT dose index **Table 3** Attenuation value in head CT: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) compared to filtered back projection (FBP) | | ASiR | FBP | p-value | | Cerebrum | | | | | Attenuation GM | 32.6 ± 3.0 | 32.5 ± 2.4 | NS | | Attenuation WM | 23.8 ± 1.7 | 24.1 ± 1.8 | NS | | Posterior fossa | | | | | Attenuation GM | 39.2 ± 2.7 | 38.6 ± 3.2 | NS | | Attenuation WM | 26.2 ± 2.3 | 27.5 ± 2.8 | NS | | Fourth ventricle | | | | | Attenuation CSF | 3.9 ± 1.8 | 5.4 ± 2.6 | NS | Secara umum, metode ASiR dapat meningkatkan kualitas citra tanpa menambah dosis radiasi dan dapat mengurangi dosis radiasi dengan tetap mempertahankan kualitas citra.
Kesimpulan	Metode ASiR dan protokol batru dapat meningkatkan kualitas citra pada cerebellum dan

	brainstem serta mereduksi dosis radiasi pasien .

REVIEW JURNAL	
Judul	**: Local Diagnostic Reference Levels for Paediatric Head CT Procedures**
Penulis	**: Birutė Gricienė, Monika Šiukšterytė**
Jurnal	: ***Acta medica Lituanica***
Vol (No.) Halaman	: *Vol. 28. No 2*
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan merupakan teknik pencitraan yang menghasilkan citra cross-sectional dua dimensi dari struktur tubuh tiga dimensi manusia. CT Scan menjadi prosedur yang penting karena mampu meneliti tulangm saluran darah dan jaringan lunak pada satu irisan. Namun memberikan dosis radiasi yang tinggi sekitar 24-34% dosis kolektif dunia. Anak-anak 2 – 10 kali lebih rentan terhadap efek radiasi pengion dibanding orang dewasa. Studi ini bertujuan untuk mendapatkan DRL Lokal kepala berdasarkan usia.
Metode Penelitian	Studi menggunakan CT scan Siemens Somatom Sensation 64. Pasien yang terlibat adalah <1, 1-5 year, 5-10 year, 10-15 year and 15-18 years. DRL Lokal diperoleh dari kuartil 3 dari median DLP.

Hasil Penelitian Diskusi	Berikut hasil pengukuran :

Table 1. Literature review of paediatric head CT exposure parameters and DRLs.

Country	Age groups	Exposure parameters		Median (*mean*)
		kVp	mAs	DLP, mGy·cm
Our study	<1 y	100	120 (mean)	**144.3** (*145.4*)
	1–5 y	100	155	**233.7** (*249.9*)
	5–10 y	100	177	**246.4** (*280.2*)
	10–15 y	100	195	**288.9** (*300.4*)
	15–18 y	100	204	**315.5** (*344.7*)
Sudan [14]	<1 y	110–120	99–231	*265*
	1–5 y	120–140	104–228	*305*
	5–10 y	120–140	123–241	*407*
Japan [15]	<1 y	80–130	120	**398.4**
	1–5 y		150	**463.5**
	5–10 y		225	**593.6**
India [16]	<1 y	80–120	80–250	*300*
	1–5 y			*304*
Jordan [17]	<1 y	–	73–217	**644.8**
	1–5 y			**874.9**
	5–10 y			**1038.4**
	10–18 y			**1097.5**
Nigeria [18]	<1 y	80–120	73–90	**498**
	1 y	100–120	50–150	**565**
	5 y	100–120	100–160	**782**
	>10 y	100–120	100–180	**889**
Iran [19]	<1 y	120	144 ± 27	**207.2**
	1–5 y	120	144 ± 25	**216.9**
	5–10 y	120	150 ± 17	**232.8**
	10–15 y	120	147 ± 21	**268.6**
Greece [20]	<1 y	100	110–285	–
	1–5 y	120	114–300	
	5–15 y	120	129–350	
Malaysia [21]	<1 y	100	80–380	**250.1**
	1–5 y	100	90–423	**449.0**
	5–10 y	100–120	20–400	**458.5**
	10–15 y	120	80–430	**814.1**

Table 2. Paediatric head CT local DRLs in comparison with national and European DRLs.

CT exam	Category	Number of CT exams	Setted local DRLs	National DRLs [13]	European DRLs [12]
			DLP, mGy·cm	DLP, mGy·cm	DLP, mGy·cm
Head	0–1 y	19	170	570	–
	1–5 y	65	300	630	–
	5–10 y	52	310	650	–
	10–15 y	40	320	830	–
	15–18 y	18	360	–	–
	0–3 m	8	130	–	300
	3 m – 1 y	10	210	–	385
	1–6 y	67	275	–	505
	6–18 y	81	320	–	650

DRL naisonal diperoleh dari kuartil 3 data median dosis radiasi seluruh fasilitas radiologi pada suatu negara. Sedangkan DRL local diperoleh dari kuartil 3 data dosis tahunan.

Kesimpulan	Dosis pediatri studi ini masih dibawah batas dosis DRL eropa dan negara.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Evaluating doses of multi-slice CT in brain examinations using various methods**
Penulis	: **Hung-Chih Lina,b, Te-Jen Laia,c, Hsien-Chun Tsengd,e, Cheng-Hsun Linf, Yen-Ling Tsengb and Chien-Yi Chene,g**
Jurnal	: **INNOVATION IN BIOMEDICAL SCIENCE AND ENGINEERING**
Vol (No.) Halaman	: VOL. 22, NO. S1, 54–60
Tahun	2021
Pendahuluan	CT Scan mampu menghasilkan citra yang akurat dalam waktu yang cepat. Studi ini bertujuan meneliti dosis radiasi mode aksial dan helical CT Scan menggunakan TLD.
Metode Penelitian	Studi dilakukan dengan mendapatkan Ht menggunakan fantom Rando yang diisi dengan TLD kemudian diScan dengan parameter berikut :

Table 1. Imaging parameters for two adopted protocols for brain CT routineexaminations.

Parameters	Axial scan	Helical scan
Potential (kV)	120	120
Tube current (mAs)	400	400
Rotation time (sec)	1.5	0.78
Collimation (mm)	10	40
Thickness (mm)	5	4.5
Detection configuration (mm)	16 × 0.625	16 × 0.625
Radiation angle	360	0
Scanned length (cm)	12.5	21.1
$CTDI_{vol}$ (mGy)	69.2	51.1
DLP (m Gy cm)	865	1078.2
Acquisition time (sec)	25.5	5.9

He diperoleh dengan mengalikan DLP dengan faktor konversi. Berikut adalah faktor konversi :

Table 2. Weighting factor (W_T) of organ or tissue recommended by ICRP 60 and 103 as well as number of TLD-100H imparted in Rando phantom.

Organ/Tissue	Measured Points	ICRP 60	W_T	ICRP 103	W_T	Number of TLD
Thyroid	Thyroid	0.05	0.05	0.04	0.04	6
Brain	Brain		0.007	0.01	0.01	39
Salivary	Salivary	0.007	0.007	0.01	0.01	9
Bone marrow		0.12		0.12		
	C-spine		0.06		0.06	6
	Thighbone femur		0.06		0.06	3
Lung	Lung	0.12	0.12	0.12	0.12	3
Skin	Skin	0.01	0.01	0.01	0.01	15
Esophagus	Esophagus	0.05	0.05	0.04	0.04	3
Breast	Breast	0.05	0.05	0.12	0.12	0
Bone surface		0.01	0.01	0.01	0.01	3
Liver	Liver	0.05	0.05	0.04	0.04	3
Colon	Colon	0.12	0.12	0.12	0.12	3
Stomach	Stomach	0.12	0.12	0.12	0.12	3
Bladder	Bladder	0.05	0.05	0.04	0.04	3
Gonads	Gonads	0.20	0.20	0.08	0.08	3
Remainder		0.05		0.12		
	Lens		0.007		0.024	6
	Heart		0.007		0.024	3
	Pancreas		0.007		0.024	3
	Kidney		0.007		0.024	3
	Small intestine		0.007		0.024	3
Total			1.000		1.000	120

Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut adalah hasil pengukuran

	Table 3. listed organ or tissue doses (mSv) for 128-slice CT using axial and helical scan. Organ/tissue — Axial scan — Helical scan Brain — 52.8 ± 6.3 — 28.5 ± 2.4 Lens — 50.8 ± 7.1 — 30.8 ± 3.4 Nasal bone — 39.8 ± 4.0 — 24.2 ± 4.6 Salivary gland — 4.45 ± 0.97 — 45.6 ± 2.6 Bone marrow — 5.90 ± 2.18 — 22.5 ± 1.80 Esophagus — 0.47 ± 0.07 — 6.56 ± 1.67 Thyroid — 0.64 ± 0.18 — 4.45 ± 0.58 Lung — 0.09 ± 0.02 — 1.48 ± 0.31 Heart — 0.03 ± 0.01 — 0.07 ± 0.02 Stomach — 0.02 ± 0.01 — 0.02 ± 0.01 Pancreas — 0.03 ± 0.01 — 0.04 ± 0.02 Liver — 0.02 ± 0.01 — 0.03 ± 0.01 Colon — 0.05 ± 0.03 — 0.04 ± 0.02 Kidney — 0.03 ± 0.01 — 0.05 ± 0.03 Small intestine — 0.02 ± 0.01 — 0.02 ± 0.01 Gonads — 0.03 ± 0.02 — 0.03 ± 0.01 Perhitungan dosis efektif ICRP 103 lebih rendah dari ICRP 60. Dosis radiasi mode aksial lebih besar dari mode helical karena perbedaan protokol.
Kesimpulan	Dosis radiasi mode aksial dan helical berbeda signifikan. Perhitungan dengan TLD lebih stabil dan sangat sensitif ketika digunakan untuk mengukur He dan Ht.

REVIEW JURNAL	
Judul	: **Head computerized tomography in emergency department evaluation of the geriatric patient with generalized weakness**
Penulis	: **Elizabeth A. Calhoun MD1,2 Richard D. Shih MD1,2 Patrick G. Hughes DO, MEHP1,2 Joshua J. Solano MD1,2 Lisa M. Clayton DO, MBS1,2 Scott M. Alter MD, MBA1,2**
Jurnal	: **COMPUTED TOMOGRAPHY**
Vol (No.) Halaman	: *26:3691–3696*
Tahun	2023
Pendahuluan	Kelemahan pada pasien gawat darurat lanjut usia mempunyai dampak yang luas. Evaluasi efikasi pencitraan computerized tomography (CT) pada pasien ini masih belum jelas. Penelitian ini menilai kegunaan CT kepala sebagai studi diagnostik kelemahan umum akut pada pasien UGD yang lebih tua.
Metode Penelitian	Penelitian ini menggunakan pasien dengan usia tua.

Characteristic	Acute findings on head CT: No N = 239	Acute findings on head CT: Yes N = 8	Overall N = 247
Age, years (SD)	82.1 (9.0)	78.4 (10.9)	81.9 (9.1)
English language	230 (96.2%)	7 (87.5%)	237 (96.0%)
Additional triage complaints	84 (35.1%)	2 (25.0%)	86 (34.8%)
Altered mental status	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Headache	6 (2.5%)	0 (0%)	6 (2.4%)
Chest pain	1 (0.4%)	0 (0%)	1 (0.4%)
Abdominal pain	2 (0.8%)	1 (12.5%)	3 (1.2%)
Other pain	3 (1.3%)	0 (0%)	3 (1.2%)
Shortness of breath	10 (4.2%)	0 (0%)	10 (4.0%)
Fever	10 (4.2%)	1 (12.5%)	11 (4.5%)
Nausea/vomiting	15 (6.3%)	0 (0%)	15 (6.1%)
Other	44 (18.4%)	1 (12.5%)	45 (18.2%)
Living arrangements			
Home	165 (69.0%)	8 (100%)	173 (70.0%)
Skilled nursing facility	18 (7.5%)	0 (0%)	18 (7.3%)
Unknown	56 (23.4%)	0 (0%)	56 (22.7%)
Dementia diagnosis	82 (39.2%)	3 (37.5%)	85 (39.2%)
Focal examination findings	22 (9.2%)	2 (25.0%)	24 (9.7%)
Unilateral extremity weakness	12 (5.0%)	2 (25.0%)	14 (5.7%)
Slurred speech	6 (2.5%)	0 (0%)	6 (2.4%)
Facial droop	2 (0.8%)	0 (0%)	2 (0.8%)
Other	4 (1.7%)	0 (0%)	4 (1.6%)
Objective weakness	31 (13.0%)	2 (25%)	33 (13.4%)
Objective or focal weakness	43 (18.0%)	4 (50.0%)	47 (19.0%)
Emergency department disposition			
Admit	195 (81.6%)	8 (100%)	203 (82.2%)
Discharge	44 (18.4%)	0 (0%)	44 (17.8%)

Abbreviations: CT, computerized tomography; SD, standard deviation.

Hasil Penelitian dan Diskusi	Berikut hasilnya :

TABLE 2 Description of patients presenting with generalized weakness found to have acute findings on head computed tomography imaging.

#	Age	Dementia	Additional triage complaints	Focal deficit	Objective weakness	Acute CT findings	Neurologist consulted	Neurosurgeon consulted	Neurosurgical intervention	Disposition
1	79	No	None	None	No	Ischemic stroke	Yes	No	No	Admit
2	69	No	None	None	No	Hemorrhage without mass effect	Yes[a]	Yes[a]	No	Admit
3	97	No	None	Unilateral extremity weakness	No	Mass with mass effect	Yes	No	No	Admit
4	82	No	None	None	No	Normal pressure hydrocephalus	No	No	No	Admit
5	65	Yes	Abdominal pain, fever	None	No	Mass without mass effect	No	No	No	Admit
6	73	Yes	COVID-19	Unilateral extremity weakness	No	Hemorrhage with mass effect	No	Yes	No	Admit
7	90	Yes	None	None	Yes	Hemorrhage with mass effect	No	Yes[a]	No	Admit
8	72	Yes	None	None	Yes	Mass without mass effect	No	Yes[a]	No	Admit

Abbreviation: CT, computerized tomography.
[a]consultation placed emergently.

TABLE 3 Rate of acute findings and interventions of patients presenting with complaint of generalized weakness.

Outcome	*N*	%
Acute intracranial abnormality on head CT	8	3.2%
Emergent neurology consultation	4	1.6%
Emergent neurosurgery consultation	6	2.4%
Neurointervention	0	0%

Abbreviation: CT, computerized tomography.

Studi ini menunjukkan insiden kelainan intrakranial akut yang relatif rendah pasien populasi geriatri yang datang ke UGD karena kelemahan umum yang menjalani pemeriksaan CT scan kepala untuk keluhan ini. Namun,studi CT kepala negatif mungkin masih memberikan nilai.
Selain itu, jika pasien memerlukan rawat inap karena alasan lain yang teridentifikasi, layanan rawat inap masih dapat meminta atau memerlukan CT kepala
populasi ini. Dengan mesin CT yang mudah diakses, melakukan head
pencitraan pada pasien dengan kelemahan umum mungkin memiliki potensi
untuk meningkatkan pemanfaatan rumah sakit secara keseluruhan
.

Kesimpulan	Singkatnya, meskipun CT kepala non-kontras sering digunakan dalam evaluasi kelemahan pada pasien IGD geriatri, nilai pencitraan ini tampaknya rendah, terutama untuk pasien dengan kondisi neurologis normal. Pemeriksaan dan tidak ada kelemahan obyektif.