

Evaluasi dosis CT Simulator pada Radioterapi Head and Neck dan Pelvis

Aris Nurkamal¹, Ni Larasati Kartika Sari², Dea Ryangga³, Sayid Mubarak⁴

^{1,2}Program Studi Fisika, Fakultas Teknik dan Sains, Universitas Nasional

³Medical Physics Radiotherapy Instalation RSUD Pasar Minggu

⁴Medical Physics Radiotherapy Cancer Center RSUP Fatmawati

*Korepondensi Penulis : nurkamalaris@gmail.com

(Received: 22-07-2024; Revised: 26-06-2024; Accepted: 30-06-2024)

Abstract. *The CT Simulator is an imaging modality used in radiotherapy for target delineation and dose calculation in therapy planning. AAPM TG 204 provides conversion factors based on patient body size, specifically for CTDI_{Vol} correction, as it does not directly measure the patient's radiation dose. Despite its advantages, there is still limited attention given to dose-saving strategies in CT simulation. This study aims to evaluate the percentage of additional radiation dose by utilizing Size-Specific Dose Estimate (SSDE) per AAPM TG 204. Ten patients each undergoing head and neck (CT HNC) and pelvis CT scans were assessed. The CTDI_{Vol} values displayed on the console were verified using a dosimeter chamber on a CTDI body phantom. The results show an average verification value of 2.78% for CT HNC and 2.02% for CT Pelvis, within the acceptable threshold set by ACR and Bapeten ($\leq 20\%$). The average SSDE values recorded were 83.02 mGy for CT HNC and 39.08 mGy for CT Pelvis. Additionally, the average percentage of dose contribution to the prescribed therapy dose was 1.6% for CT HNC and 0.43% for CT Pelvis, below the ICRU Report 50 recommendations. The CT HNC dose was higher due to using a larger tube current (mA), which results in higher X-ray intensity, and a slower rotation time, leading to longer radiation exposure. However, the CT Pelvic dose exceeded the I-DRL reference of 17 mGy, with an average of 27.31 mGy. Optimisation of scanning parameters remains essential, and, where feasible, substituting non-ionizing imaging modalities such as MRI, which offers several benefits, can be advantageous.*

Keywords: CT simulator, CTDI_{Vol}, efektif diameter, size specific dose estimate, radiotherapy.

Abstrak. CT Simulator merupakan modalitas pencitraan dalam Radioterapi yang digunakan untuk delineasi dan kalkulasi dosis pada perencanaan terapi. AAPM TG.204 menyediakan faktor konversi yang lebih spesifik berdasarkan ukuran tubuh pasien untuk koreksi CTDI_{Vol}, karena CTDI_{Vol} bukanlah dosis radiasi yang diterima langsung oleh pasien. Meskipun memberikan manfaat, perhatian terhadap strategi penghematan dosis pada CT masih kurang. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi persentase peningkatan dosis radiasi menggunakan *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) sesuai referensi AAPM TG.204. Jumlah pasien CT HNC dan CT Pelvis masing-masing adalah 10. Nilai CTDI_{Vol} pada konsol diverifikasi menggunakan dosimeter chamber pada fantom CTDI Body. Hasil penelitian menunjukkan rata-rata nilai verifikasi CT HNC sebesar 2,78% dan CT Pelvis sebesar 2,02% (sesuai standar ACR, Bapeten $\leq 20\%$). Nilai rata-rata SSDE untuk CT HNC adalah 83,02 mGy dan untuk CT Pelvis 39,08 mGy. Rata-rata persentase peningkatan dosis terhadap dosis preskripsi terapi untuk CT HNC adalah 1,6% dan untuk CT Pelvis 0,43% (di bawah ICRU Report 50). Dosis CT HNC lebih besar karena arus tabung (mA) yang lebih tinggi sehingga intensitas sinar-X meningkat, ditambah *Rotation Time* (s) yang lebih lambat menyebabkan waktu paparan radiasi lebih lama, yang berpengaruh pada peningkatan dosis radiasi. Nilai dosis CT Pelvis melebihi nilai referensi I-DRL yaitu 17 mGy, dengan nilai rata-rata sebesar 27,31 mGy. Optimalisasi parameter pemindaian sangat penting, serta penggunaan modalitas pencitraan non-radiasi pengion seperti MRI yang memiliki berbagai keunggulan.

Kata kunci : CT Simulator, CTDI_{Vol}, diameter efektif, *size specific dose estimate*, radioterapi.

PENDAHULUAN

Radioterapi merupakan pelayanan kesehatan untuk mengobati kanker atau tumor dengan memberikan penyinaran radiasi pengion pada target. CT Simulator digunakan sebagai modalitas pencitraan sebelum terapi yang secara prinsip umum sama dengan CT Diagnostik hanya ada beberapa perbedaan *flat couch*, laser eksternal dan *wide bore* [1], [2]. Tujuan menggunakan CT Simulator yaitu untuk menghasilkan citra dengan kualitas tinggi untuk melakukan penggambaran (*delineation*), perhitungan dosis target serta organ yang beresiko tinggi “*Organ at Risk*” dalam proses perencanaan radioterapi. Pada proses pencitraannya penggunaan parameter scanning berhubungan dengan dosis radiasi yang diterima oleh pasien [3].

Besaran dosis radiasi CT Scan yang digunakan selama pencitraan yaitu keluaran radiasi dalam satu irisan gambar dikenal dengan *Volumetric Computed Tomography Dose Index* (CTDI_{Vol}) sedangkan dosis seluruh area scanning yaitu *Dose Length Product* (DLP) [4]. Nilai CTDI_{Vol} diukur pada fantom yang terbuat dari bahan *acrylic* disebut fantom CTDI berdiameter 32 untuk mengetahui keakuratan dan deviasi yang ditampilkan pada *console* CT. [4] Atomic Energy Regulatory Board (AERB) merekomendasikan persentase deviasi nilai CTDI_{Vol} antara pengukuran dengan *console* diharapkan standar ICRP $\leq 20\%$. [5].

AAPM TG.204 tahun 2011 merilis tentang *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) pada pemeriksaan CT Scan anak-anak dan dewasa yang memberikan faktor konversi sebagai ukuran geometris pasien yang diakui sebagai dosis pemeriksaan CT Scan karena CTDI_{Vol} bukan representasi dosis serap sebenarnya oleh tubuh. [6], [7].

Sejak CT diperkenalkan tahun 1973, penggunaan CT telah meluas dan di Norwegia dari tahun 2002 sampai 2008 mengalami peningkatan 21 % sebesar 918.000 pemeriksaan CT Diagnostik dan penggunaan CT Radioterapi pada dekade terakhir juga meningkat digunakan sebagai prosedur perencanaan terapi dalam penentuan dosis, target dan organ normal. Meskipun memberikan keuntungan, akan tetapi hanya ada sedikit yang memberikan perhatian dari potensi resiko karsinogenesis yang disebabkan oleh prosedur ini karena kurangnya perhatian pada strategi penghematan dosis CT di departemen Radioterapi [8].

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi penambahan dosis radiasi dari CT Simulator pada setiap pasien radioterapi apakah masih berada di bawah nilai instruksi ICRU Report 50 bahwa dosis preskripsi terapi tidak boleh kurang 95% dan melebihi 107% dari dosis yang diresepkan [9].

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan di Radioterapi Cancer Center RSUP Fatmawati Jakarta Selatan merupakan Rumah Sakit rujukan Orthopedi Nasional dengan waktu penelitian dari bulan Maret sampai dengan April 2024. CT Simulator yang digunakan merek GE Discovery RT 32 Slice. Untuk verifikasi CTDI_{Vol} menggunakan dosimeter Pencil Ion Chamber merek PTW NOMEX (Faktor Kalibrasi : 1.0), Elektrometer merek PTW Freiburg (Faktor Kalibrasi : $1,00 \pm 0,5 \%$). Fantom yang digunakan dalam penelitian ini yaitu CT Body phantom merek PTW Freiburg berdiameter 32 cm dan panjang 16 cm terbuat dari bahan *acrylic* terdapat satu lubang tengah dan empat lubang tepi sesuai arah jarum jam 12, 3, 6 dan 9. *Treatment Planning System* (TPS) menggunakan perangkat lunak Monaco (versi 6.1.1.0) merek Elekta Solution AB. Data parameter *scanning* setiap pasien pasien Radioterapi yaitu CT HNC (Head and Neck) dan CT *Pelvis* masing-masing berjumlah 10 pasien dapat dilihat pada tabel 1 dan. Nilai CTDI_{Vol} *console* saat pasien diperiksa CT Simulator pada tabel 2 dan tabel 3.

Computed Tomography Dose Index (CTDI) merupakan deskripsi dosis CT yang fundamental dengan satuan miligray (mGy). CTDI diperoleh dari distribusi dosis sepanjang garis yang sejajar terhadap sumbu rotasi z dan dideteksi detektor pada satu kali putaran

tabung sinar-X. Nilai *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) pada organ didapat dengan mengacu pada fantom dosimetri standar yang terbuat dari bahan *acrylic* berdiameter 32 cm sebagai *Body Fantom* seolah-olah seperti pasien [10].

TABEL 1. Parameter *scanning*.

Parameter Scanning	Pemeriksaan	
	CT HNC	CT Pelvis
Tegangan tabung	120 kV	120 kV
Arus Tabung	447 mA	397 mA
Helical Thickness	2.5/9.38 mm	2.5/9.38 mm
Pitch & Speed	0.938:1 mm/rot	0.938:1 mm/rot
Rotation Time	1.0 s	0.7 s
Scan Type	Helical	Helical

TABEL 2. Nilai CTDI_{Vol} *console* setiap pasien radioterapi.

Nama Pasien	CT HNC	Nama Pasien	CT Pelvis
	CTDI _{Vol} Console (mGy)		CTDI _{Vol} Console (mGy)
Pasien 1	43.23	Pasien 1	27.31
Pasien 2	43.89	Pasien 2	27.31
Pasien 3	43.89	Pasien 3	27.31
Pasien 4	43.23	Pasien 4	27.31
Pasien 5	43.89	Pasien 5	27.31
Pasien 6	43.41	Pasien 6	27.31
Pasien 7	43.73	Pasien 7	27.31
Pasien 8	43.41	Pasien 8	27.31
Pasien 9	43.41	Pasien 9	27.31
Pasien 10	43.64	Pasien 10	27.31

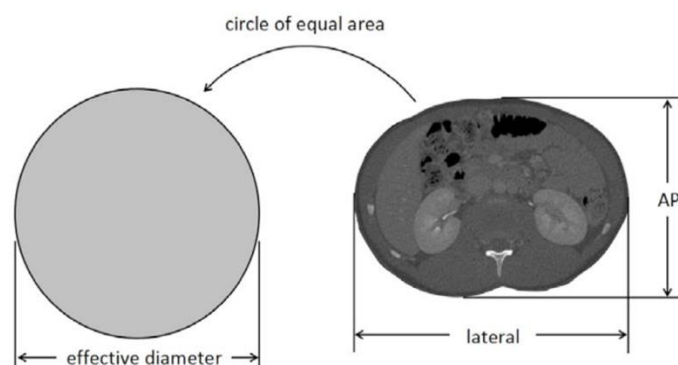
Nilai CTDI_{Vol} *console* yaitu dosis radiasi yang ditampilkan pada layar komputer operator saat pasien dilakukan pemeriksaan CT diverifikasi menggunakan pencil ion chamber pada body fantom yang dimasukkan pencil ion chamber pada setiap lubang satu tengah dan empat tepi untuk mengetahui persentase deviasi dengan pengukuran langsung [11]. Deviasi yang direkomendasikan oleh ACR dan IAEA yaitu $\pm 20\%$ [12].

Selanjutnya, untuk memudahkan setiap pasangan antara pusat dan tepi digabungkan menjadi satu yang dinamakan Weighted CT Dose Index (CTDI_w) sebagai CTDI rata-rata pada penampang yang melintang [13].

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{B,c} + \frac{2}{3} CTDI_{B,p} \quad (1)$$

Keterkaitan *pitch* pada paparan radiasi dihitung, maka didapatkan sebuah kuantitas yang dinamakan *Volumetric Computed Tomography Dose Index* (CTDI_{Vol}) [10].

$$CTDI_{Vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \quad (2)$$



GAMBAR 1. Ilustrasi pengukuran diameter efektif AP dan Lateral dari citra CT

Dalam laporan AAPM Task Group No.204, CTDIVol merupakan dosis keluaran (output dose) dari alat CT dan bukan dosis serap yang diterima oleh pasien dan memberikan suatu metode *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) satuan miligray (mGy) dihitung dengan mengalikan dosis keluaran radiasi CTDIVol dengan ukuran tubuh pasien. Diameter efektif didapatkan dengan mengukur ukuran tubuh pasien (gambar 1) [10], [14].

Untuk menghitung diameter efektif yaitu :

$$Effective\ Diameter = \sqrt{AP \times Lat} \quad (3)$$

Kemudian hasil diameter efektif digunakan untuk mendapatkan faktor konversi dari sumber referensi AAPM Task Group No.204 [15], [16].

$$SSDE = CTDIVol \cdot f \quad (4)$$

Nilai persentase penambahan dosis radiasi dari CT Simulator pasien radioterapi terhadap dosis preskripsi terapi dihitung dengan persamaan (5).

$$\% Penambahan = \frac{SSDE}{Dose\ Volume\ Body} \times 100\% \quad (5)$$

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran verifikasi CTDIVol

Verifikasi dosis radiasi CTDIVol terhadap fantom diameter 32 cm dan detektor radiasi pencil ion chamber menggunakan protokol dan scanning parameter yang sama saat pasien dilakukan pemeriksaan CT Simulator untuk memverifikasi nilai CTDIVol saat pasien dilakukan pemeriksaan dan nilai penyimpangannya dapat dilihat pada tabel 2 dan tabel 3.

TABEL 3. Verifikasi CTDIVol CT HNC

Nama Pasien	CTDIVol (mGy)		% Deviation
	Ukur	Console	
Pasien 1	42.41	43.23	1.93 %
Pasien 2	42.41	43.89	3.49 %
Pasien 3	42.41	43.89	3.49 %
Pasien 4	42.41	43.23	1.93 %
Pasien 5	42.41	43.89	3.49 %
Pasien 6	42.41	43.41	2.36 %
Pasien 7	42.41	43.73	3.11 %
Pasien 8	42.41	43.41	2.36 %
Pasien 9	42.41	43.41	2.36 %
Pasien 10	42.41	43.64	2.90 %
Rata-rata	42.41	43.57	2.78 %
Lolos Uji ACR dan Bapeten (<i>Dev.Max</i> 20 %)			

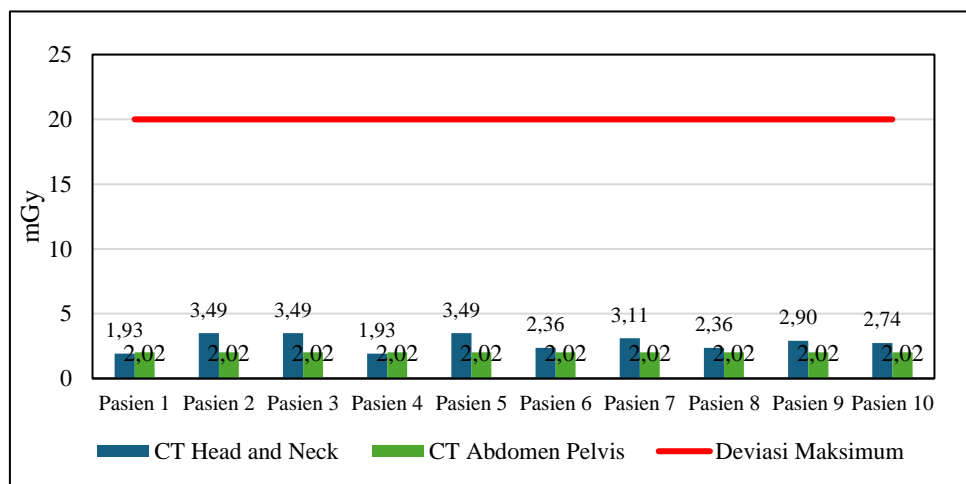
Pada saat pengukuran verifikasi CTDIVol CT HNC menggunakan fantom body diameter 32 cm, dikarenakan pemeriksaan tersebut menggunakan referensi fantom 32 untuk memperhitungkan faktor *couch* pada saat kalkulasi dosis terapi di TPS. Verifikasi CTDIVol CT HNC didapatkan deviasi tertinggi yaitu 3.49 % dengan dosis *console* 43.89 mGy dan pengukuran 42,41 mGy. Hal ini sejalan dengan penelitian oleh Allen Nathan Mhagama (2022), terdapat perbedaan nilai CTDIVol antara *console* dan pengukuran dengan nilai masing-masing 57.3 mGy dan 55.9 mGy menggunakan protokol kepala rutin dan terjadi penyimpangan yang masih belum diketahui penyebabnya [11].

Verifikasi CTDIVol CT *Pelvis* didapatkan nilai rata-rata deviasi 2.02 % dengan dosis pengukuran 26.77 mGy dan *console* 27.31 mGy. Pada tabel 4 nilai CTDIVol *console* setiap pasien memiliki nilai yang sama karena penulis mengumpulkan data dosis yang sama setiap pasien akan tetapi ukuran diameter tubuh setiap pasien berbeda. Pada penelitian yang dilakukan oleh Khaled Alenazi (2024), nilai dosis radiasi CTDIVol pemeriksaan *Pelvis* dari 4 pasien didapatkan nilai rata-rata 14,90 mGy [17].

TABEL 4. Verifikasi CTDIVol CT Pelvis

Nama Pasien	CTDIVol (mGy)		% Deviation
	Ukur	Console	
Pasien 1	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 2	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 3	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 4	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 5	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 6	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 7	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 8	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 9	26.77	27.31	2.02 %
Pasien 10	26.77	27.31	2.02 %
Rata-rata	26.77	27.31	2.02 %

Lolos Uji ACR dan Bapeten (*Dev.Max* 20 %)

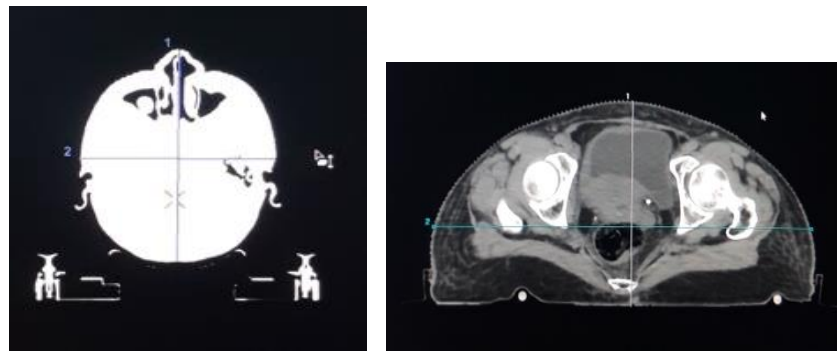


GAMBAR 2. Grafik deviasi verifikasi CTDIVol head dan neck dari CT simulator.

Pada gambar 2, dari kedua verifikasi tersebut nilai rata-rata berada di bawah memenuhi syarat yang disarankan oleh *American College of Radiology* ($ACR \leq 20\%$) [12], [18]. Persentase deviasi pemeriksaan CT HNC memiliki nilai yang beragam dan lebih besar, sedangkan CT Pelvis memiliki nilai yang sama setiap pasien dan lebih kecil karena data dosis setiap pasien memiliki nilai yang sama dan lebih besar karena perbedaan nilai massa jenis antara kepala yang sebagian besar terdiri dari tulang tengkorak sedangkan pelvis terdiri otot, lemak dan jaringan [19]. Penelitian oleh Fulki Fiarka dkk (2023), dosis radiasi CT Pelvis dengan tegangan tabung (kV) tetap dan menggunakan modulasi arus tabung (*Tube Current Modulation*) pada beberapa pasien mendapat dosis CTDIVol yang sama yaitu 45,251 mGy, dimana *Tube Current Modulation* (TCM) digunakan untuk mengatur parameter arus tabung (mAs) sesuai dengan ketebalan objek untuk mengefisiensi dosis yang diterima oleh pasien dan kualitas citra meningkat [20]. Dosis radiasi dari penelitian dengan mengacu pada referensi DRL Indonesia, CT HNC berada di bawah nilai referensi 65 mGy dengan nilai dosis rata-rata 43,57 mGy. Sedangkan untuk CT Pelvis berada di atas nilai referensi 17 mGy dengan nilai rata-rata 27,31 mGy [21], [22]. Nilai DRL digunakan sebagai acuan optimasi dari pemeriksaan modalitas radiasi pengion agar memenuhi prinsip ALARA (*as low as reasonably achievable*) kepada pasien [22].

Nilai Dosis SSDE

Dari data penelitian, didapatkan data Dosis radiasi CTDIVol dan diameter tubuh setiap pasien radioterapi sebanyak 10 pasien untuk CT HNC dan 10 pasien untuk CT Pelvis di Console CT Simulator dengan proyeksi Antero-Posterior (AP) dan Lateral (Lat) seperti pada gambar 2 untuk menentukan faktor konversi dari AAPM TG.204.



GAMBAR 3. Pengukuran diameter CT HNC dan CT Pelvis.

Nilai diameter efektif (D_{eff}) dikalikan dengan dosis radiasi CTDI_{Vol} CT HNC dan CT Pelvis setiap pasien. Hasil nilai SSDE setiap pasien dapat dilihat pada tabel 5 dan 6.

TABEL 5. Dosis CT HNC.

Nama Pasien	Diameter Tubuh Pasien (cm)		D.Efektif (cm)	Conv. Factor (f)	CTDI_{Vol} (mGy)	SSDE (mGy)	Difference (%)
	AP	Lat					
Pasien 1	20.6	16.8	18.60	1.87	43.23	80.84	47 %
Pasien 2	17	15.1	16.02	2.01	43.89	88.22	50 %
Pasien 3	18.1	14.8	16.37	2.01	43.89	88.22	50 %
Pasien 4	19.7	15.2	17.30	1.94	43.23	83.87	48 %
Pasien 5	17.8	15.1	16.39	2.01	43.89	88.22	50 %
Pasien 6	20.87	17.37	19.04	1.80	43.41	78.14	44 %
Pasien 7	21.46	17.96	19.63	1.87	43.73	78.71	47 %
Pasien 8	20.53	16.12	18.19	1.87	43.41	81.18	47 %
Pasien 9	20.92	16.65	18.66	1.87	43.41	81.18	47 %
Pasien 10	20.28	16.53	18.31	1.91	43.64	81.61	47 %
Rata-rata	19.73	16.16	17.85	1.91	43.57	83.02	47 %

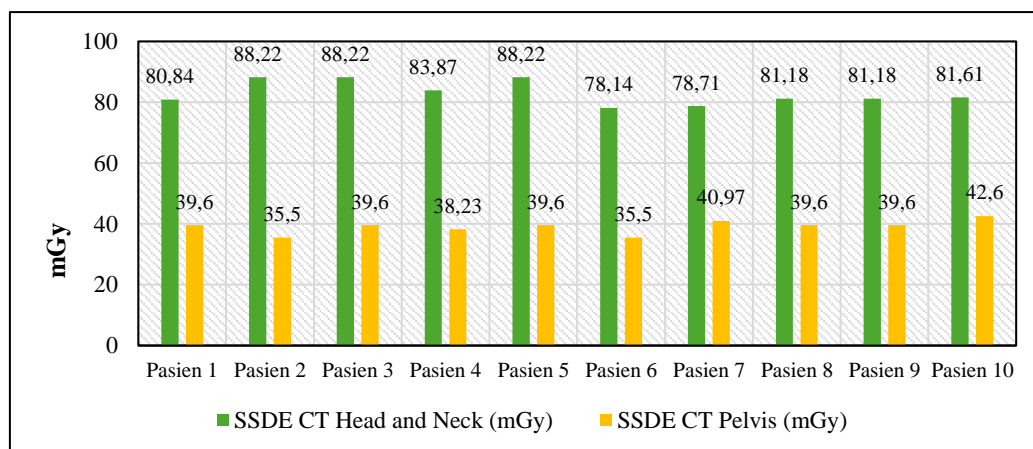
Dosis CT HNC didapatkan nilai SSDE tertinggi yaitu 88,22 mGy dimana nilai CTDI_{Vol} 43,89 mGy dengan persentase perbedaan 50 %. Perbedaan nilai CTDI_{Vol} dengan SSDE sangat signifikan, karena CTDI_{Vol} digunakan untuk mengkarakterisasi dosis radiasi CT secara klinis dan nilainya mencerminkan keluaran dosis dari alat CT berdasarkan referensi fantom dan tidak mempertimbangkan faktor bentuk dan ukuran tubuh pasien dalam proses scanning dengan koefisien attenuasi yang berbeda [23].

TABEL 6. Dosis CT Pelvis.

Nama Pasien	Diameter Tubuh Pasien (cm)		D.Efektif (cm)	Conv. Factor (f)	CTDI_{Vol} (mGy)	SSDE (mGy)	Difference (%)
	AP	Lat					
Pasien 1	19.5	33.7	25.63	1.45	27.31	39.60	31 %
Pasien 2	20.92	39.91	28.89	1.30	27.31	35.50	23 %
Pasien 3	17.1	36.71	25.05	1.45	27.31	39.60	31 %
Pasien 4	20.6	33.4	26.23	1.40	27.31	38.23	29 %
Pasien 5	17.92	35.51	25.63	1.45	27.31	39.60	31 %
Pasien 6	21.5	38.9	25.89	1.30	27.31	35.50	23 %
Pasien 7	17.07	36.36	24.91	1.50	27.31	40.97	33 %
Pasien 8	20.12	31.87	25.32	1.45	27.31	39.60	31 %
Pasien 9	18.7	35.5	25.77	1.45	27.31	39.60	31 %
Pasien 10	17.4	32.7	23.85	1.56	27.31	42.60	36 %
Rata-rata	19.08	35.46	25.98	1.43	27.30	39.08	30 %

Dari pemeriksaan CT Pelvis didapatkan nilai SSDE tertinggi yaitu 42,60 mGy dengan nilai CTDI_{Vol} 27,31 mGy dengan persentase perbedaan keduanya yaitu 36 %. Dari tabel AAPM TG.204 faktor konversi (f) menurun dengan peningkatan D_{eff} , oleh karena itu SSDE akan menurun dengan peningkatan diameter efektif (D_{eff}) dalam kasus nilai CTDI_{Vol} yang konstan [24]. Nilai SSDE dari hasil penelitian penulis sejalan dengan penelitian M'hamed

El Mansouri, bahwa $CTDI_{vol}$ bergantung pada parameter akuisisi tidak memperhitungkan karakteristik fisik pasien. Hal ini penting karena dosis yang diterima bergantung pada ukuran pasien dan keluaran radiasi CT pemeriksaan CT Perut dengan nilai dosis $CTDI_{vol}$ 12,2 mGy dan SSDE 14,15 mGy [25].



GAMBAR 4. Grafik SSDE CT simulator HNC dan CT Pelvis.

Penelitian oleh Anam C (2016), dari hasil penelitiannya bahwa dosis lebih besar di kepala walaupun daerah kepala berdiameter lebih kecil akan tetapi di kepala komposisi terbesar yaitu jaringan dengan nilai HU sekitar 0 dan tulang dengan nilai HU sekitar 1000 [24]. Semakin banyaknya pasien yang mengetahui dosis radiasi pada prosedur radiodiagnostik contohnya CT dimana dosis bergantung pada ukuran pasien dan keluaran radiasi CT. Maka $CTDI_{vol}$ tidak menyertakan informasi ukuran pasien dan tidak mewakili dosis pasien. AAPM bekerja sama dengan ICRU dan *Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging* memberikan sebuah metode yang memperkirakan dosis pasien yang memperhitungkan ukuran pasien untuk mengatasi kelemahan $CTDI_{vol}$.

$CTDI_{vol}$ tidak boleh dijadikan sebagai pengganti dosis pasien karena nilai perkiraan yang dapat terlalu rendah atau terlalu tinggi dari nilai sebenarnya antara ukuran tubuh pasien dan ukuran fantom.[16] Bahkan yang lebih buruk lagi pada pasien anak-anak karena pabrikan CT menggunakan fantom berdiameter besar atau kecil sebagai referensi $CTDI_{vol}$ yang tidak spesifik. [16] Sebaiknya produsen CT menggunakan metode baru yang lebih akurat dan aktual berdasarkan ukuran tubuh karena perbandingan $CTDI_{vol}$ dan SSDE mencapai $\pm 50\%$ [26].

Persentase penambahan dosis CT-Simulator

Persentase penambahan dosis dari prosedur pemeriksaan CT Simulator terhadap dosis preskripsi terapi yang diresepkan oleh dokter onkologi radiasi pada setiap pasien. Dapat dilihat pada tabel 6 untuk CT HNC dan tabel 7 untuk CT Pelvis.

TABEL 7. Persentase CT HNC.

Nama Pasien	SSDE (mGy)	Mean Dose Body (mGy)	% Penambahan Dosis dari CT Sim
Pasien 1	80.84	5324	1.52 %
Pasien 2	88.22	6034	1.46 %
Pasien 3	88.22	5769	1.53 %
Pasien 4	83.87	3674	2.28 %
Pasien 5	88.22	3742	2.36 %
Pasien 6	78.14	8135	0.96 %
Pasien 7	78.71	5070	1.55 %
Pasien 8	81.18	5594	1.45 %
Pasien 9	81.18	4202	1.93 %
Pasien 10	81.61	6082	1.34 %
Rata-rata	83.02	5362.70	1.6 %

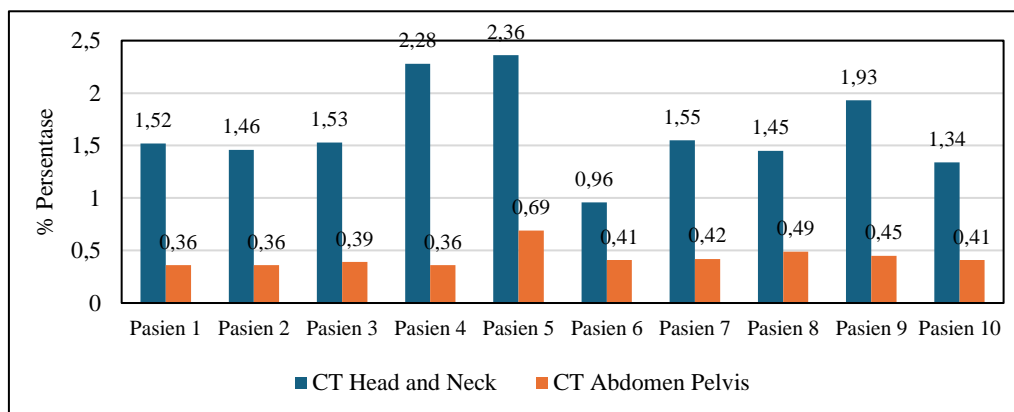
Persentase penambahan CT HNC tertinggi yaitu 2,36 %, nilai tersebut masih berada di bawah nilai instruksi ICRU Report 50 bahwa dosis preskripsi terapi tidak boleh kurang 95% dan melebihi 107% dari dosis yang diresepkan.[9]

TABEL 8. Persentase CT Pelvis.

Nama Pasien	SSDE (mGy)	Mean Dose Body (mGy)	% Penambahan Dosis dari CT Sim
Pasien 1	39.60	10932	0.36 %
Pasien 2	35.50	9796	0.36 %
Pasien 3	39.60	10033	0.39 %
Pasien 4	38.23	10769	0.36 %
Pasien 5	39.60	5742	0.69 %
Pasien 6	35.50	8707	0.41 %
Pasien 7	40.97	9848	0.42 %
Pasien 8	39.60	8123	0.49 %
Pasien 9	39.60	8862	0.45 %
Pasien 10	42.60	10297	0.41 %
Rata-rata	39.08	9310.90	0.43 %

Persentase penambahan CT Pelvis tertinggi yaitu 0,69 %, nilai tersebut masih berada di bawah nilai instruksi ICRU Report 50 bahwa dosis preskripsi terapi tidak boleh kurang 95% dan melebihi 107% dari dosis yang diresepkan [9].

Pada gambar 5 persentase penambahan dosis dari pemeriksaan CT HNC dan CT *Pelvis* masih berada di bawah nilai instruksi ICRU Report 50 [9]. Dosis radiasi CT HNC paling besar dibandingkan dengan CT *Pelvis* terhadap dosis preskripsi terapi. Hal ini terjadi karena dari kedua pemeriksaan tersebut terdapat perbedaan nilai parameter scanning yang digunakan.



GAMBAR 5. Grafik persentase penambahan dosis radiasi CT simulator.

Pemeriksaan CT HNC menggunakan arus tabung (mA) lebih tinggi dan rotation time (s) lebih lambat, karena pada daerah kepala memiliki massa jenis yang lebih tinggi terdiri dari tulang tengkorak. CT *Pelvis* menggunakan arus tabung (mA) lebih rendah dan rotation time (s) lebih cepat, karena pada daerah perut memiliki massa jenis lebih kecil yang membutuhkan intensitas sinar-X yang rendah dan rotation time yang cepat untuk menghindari artefak untuk menghasilkan citra yang baik. Arus tabung (mAs) memiliki korelasi dan merupakan faktor pengaruh penting dari perubahan nilai dosis CT, semakin besar arus tabung (mAs) semakin tinggi intensitas sinar-X yang dihasilkan [27]. Pada CT modern penggunaan Rotation Time (s) yang cepat dapat menurunkan dosis radiasi dan artefak tanpa mengurangi hasil citra pada pemeriksaan daerah perut [28].

Penggunaan CT dalam prosedur onkologi radiasi digunakan sebagai modalitas pencitraan yang sangat penting dalam menentukan lokasi target dalam koordinat tertentu di *Treatment Planning System* (TPS) [29]. Dengan mengacu pada prinsip *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA) masih terbatasnya informasi dan perhatian pada paparan radiasi CT

Radioterapi saat ini meskipun dosisnya lebih kecil berkali lipat dibandingkan dengan dosis terapi (terapeutik). Oleh sebab itu menurut M Karpitschka dkk, dalam penelitiannya bahwa pencitraan CT pada usia muda dengan penyakit tumor primer menjadi tantangan untuk kelangsung hidup pasien. Penentuan tumor yang akurat untuk strategi pengobatan dan menentukan prognosis sangat memerlukan citra CT dengan kualitas tinggi [30], [31], [32].

Optimalisasi parameter scanning sangat penting diterapkan seperti faktor eksposi, protokol dosis rendah, luas penampang (FOV) yang sesuai dan penggunaan *iterative reconstruction* sehingga pasien radioterapi mendapat radiasi yang serendah-rendahnya dengan kualitas citra yang baik dan distribusi dosis terapi pada target tercapai dan minimal pada OAR. Sejalan dengan penelitian oleh Smith dkk, yaitu menentukan karakteristik pasien, mesin CT berkontribusi terhadap variasi dosis radiasi yang digunakan pada CT dengan hasil penelitian bahwa sangat mungkin untuk mengurangi dosis CT lebih dari 50% tanpa mengorbankan kualitas gambar [33].

Selain itu juga pasien radioterapi sering dilakukan CT ulang saat pertengahan terapi karena ada beberapa faktor tak terduga yaitu penyusutan bentuk tumor atau penurunan berat badan pasien sehingga citra CT dan teknik terapi awal tidak dapat digunakan kembali. Hal ini menyebabkan kerugian biaya, waktu dan paparan radiasi yang lebih besar [34]. Menggunakan modalitas pencitraan selain CT seperti *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) untuk perencanaan terapi dapat digunakan. MRI memiliki keunggulan yaitu kontras jaringan lunak pada sequence T1 dan T2 untuk menilai luas tumor. Selain itu juga nilai SNR dan CNR yang tinggi dengan spasial resolusi 1,5 mm. Karena keunggulan ini, MRI menjadi metode dalam penggambaran target yang lebih baik [35].

KESIMPULAN

Hasil dari penelitian menunjukkan deviasi pengukuran dan console CTDI_{Vol} CT HNC dan CT *Pelvis* berada di bawah batas maksimum (ACR dan Bapeten $\leq 20\%$) dengan nilai rata-rata masing-masing 2,74 % dan 2,02 %. Nilai SSDE yang terbesar yaitu pada CT HNC dengan nilai tertinggi 88,22 mGy dan perbandingan dengan CTDI_{Vol} mencapai 50%. Sedangkan CT *Pelvis* nilai tertinggi 40,97 mGy dan perbandingan dengan CTDI_{Vol} yaitu 36 %. Persentase penambahan dosis radiasi terhadap dosis preskripsi terapi CT HNC didapatkan nilai maksimum 2,36 % dan CT *Pelvis* maksimum 0,49 %, nilai tersebut masih berada di bawah nilai instruksi ICRU Report 50 bahwa dosis preskripsi terapi tidak boleh kurang 95% dan melebihi 107% dari dosis yang diresepkan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] K. Sanklaa, T. Chongsan, and T. Sanghangthum, "Evaluation of effective doses in CT simulation using CTDI w calculation Taweap Sanghangthum Evaluation of effective doses in CT simulation using CTDI w calculation," *Journal of Associated Medical Sciences*, vol. 50, no. 3, 2017, doi: 10.14456/jams.2017.58.
- [2] F. Hegi, T. Atwood, P. Keall, and B. W. Loo, "Technical Requirements for Lung Cancer Radiotherapy," in *IASLC Thoracic Oncology*, Elsevier, 2018, pp. 318-329.e2. doi: 10.1016/B978-0-323-52357-8.00034-2.
- [3] M. Rezaee and D. Letourneau, "Assessment of Image Quality and Dosimetric Performance of CT Simulators," *J Med Imaging Radiat Sci*, vol. 50, no. 2, pp. 297–307, Jun. 2019, doi: 10.1016/j.jmir.2019.01.005.
- [4] V. Forss, H. Yli-Ollila, J. Vatanen, P. K  lhi, V. P. Poutanen, and A. Palom  ki, "The reliability of radiation dose display of a computed tomography scanner," *Eur J Radiol Open*, vol. 8, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.ejro.2021.100345.
- [5] A. Saravanakumar, K. Vaideki, K. N. Govindarajan, S. Jayakumar, and B. Devanand, "Estimation of dose reference levels in computed tomography for select

- procedures in Kerala, India.,” *J Med Phys*, vol. 40, no. 2, pp. 115–9, 2015, doi: 10.4103/0971-6203.158701.
- [6] K. Matsubara, “Computed Tomography Dosimetry: From Basic to State-of-the-art Techniques,” *MEDICAL PHYSICS INTERNATIONAL Journal*, vol. 5, no. 1, 2017.
- [7] C. Anam, F. Haryanto, R. Widita, I. Arif, G. Dougherty, and D. McLean, “The impact of patient table on size-specific dose estimate (SSDE),” *Australas Phys Eng Sci Med*, vol. 40, no. 1, pp. 153–158, Mar. 2017, doi: 10.1007/s13246-016-0497-z.
- [8] A. Sanderud, A. England, P. Hogg, K. Fosså, S. F. Svensson, and S. Johansen, “Radiation dose differences between thoracic radiotherapy planning CT and thoracic diagnostic CT scans,” *Radiography*, vol. 22, no. 2, pp. 107–111, May 2016, doi: 10.1016/j.radi.2015.08.003.
- [9] M. Mrozowska and P. Kukołowicz, “Relationships between various indices of doses distribution homogeneity,” *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, vol. 20, no. 4, pp. 278–283, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.rpor.2015.03.007.
- [10] A. L. Baert, L. M. Knauth, and G. K. Sartor, “Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography (Medical Radiology / Diagnostic Imaging).”
- [11] R. Article, A. Nathan Mhagama, and A. N. Mhagama, “Is there correlation between measured and console CTDIvol in multislice CT scanners? Corresponding author,” vol. 7, p. 16, 2022.
- [12] A. C. Tobi, C. E. Mokobia, J. E. Ikubor, and A. D. Omojola, “Validation of a Locally Designed Computed Tomography Dose Phantom: A Comparison Study with a Standard Acrylic Phantom in South-South, Nigeria,” *Journal of Global Radiology*, vol. 7, no. 1, Apr. 2021, doi: 10.7191/jgr.2021.1118.
- [13] D. Tack and P. A. Gevenois, Eds., “Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography,” Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007. doi: 10.1007/978-3-540-68575-3.
- [14] K. Matsubara, “Computed Tomography Dosimetry: From Basic to State-of-the-art Techniques,” 2017.
- [15] by Verreyne and H. D. Friedrich-Nel Long, “RADIATION DOSE AND IMAGE QUALITY FROM PELVIC LOCALISATION COMPUTED TOMOGRAPHY IN ONCOLOGY Dedication,” 2010.
- [16] J. A. Seibert, J. M. Boone, S. L. Wootton-Gorges, and R. Lamba, “Dose is not always what it seems: Where very misleading values can result from volume CT dose index and dose length product,” *Journal of the American College of Radiology*, vol. 11, no. 3, pp. 233–237, 2014, doi: 10.1016/j.jacr.2013.10.010.
- [17] K. Alenazi, “Radiation Doses in Routine CT Examinations for Adult Patients in Saudi Arabia: A Systematic Review,” *Cureus*, Jul. 2024, doi: 10.7759/cureus.64646.
- [18] C. Dillon *et al.*, “Computed Tomography Radiologist’s Section Radiologic Technologist’s Section Qualified Medical Physicist’s Section QUALITY CONTROL MANUAL QUALITY CONTROL MANUAL Radiologist’s Section Radiologic Technologist’s Section Qualified Medical Physicist’s Section,” 2017.
- [19] H. J. An, J. Son, H. Jin, J. Sung, and M. Chun, “Acceptance Test and Clinical Commissioning of CT Simulator,” *Progress in Medical Physics*, vol. 30, no. 4, p. 160, 2019, doi: 10.14316/pmp.2019.30.4.160.
- [20] F. Fiarka, S. Oktamuliani, and N. Nuraeni, “Pengaruh Tegangan terhadap Nilai CTDIvol, Dose Length Product dan Dosis Efektif pada Pemeriksaan Computed Tomography (CT) Abdomen: Studi di Rumah Sakit Umum Pusat Dr. M. Djamil,”

- Jurnal Fisika Unand*, vol. 12, no. 4, pp. 591–597, Oct. 2023, doi: 10.25077/jfu.12.4.591-597.2023.
- [21] “PENENTUAN NILAI DIAGNOSTIC REFERENCE LEVEL (DRL) CT-SCAN UNTUK PEMERIKSAAN KEPALA DAN DADA PASIEN DEWASA”.
- [22] I. Bagus Gede Putra Pratama and Rusmanto, “Establishment Diagnostic Reference Level for CT-Scan Procedure in Indonesia,” in *Journal of Physics: Conference Series*, Institute of Physics Publishing, Jun. 2020. doi: 10.1088/1742-6596/1505/1/012037.
- [23] J. He, G. Dong, Y. Deng, J. He, Z. G. Xiu, and F. Feng, “Comparison of Application Value of Different Radiation Dose Evaluation Methods in Evaluating Radiation Dose of Adult Thoracic and Abdominal CT Scan,” *Front Surg*, vol. 9, Mar. 2022, doi: 10.3389/fsurg.2022.860968.
- [24] C. Anam, F. Haryanto, R. Widita, I. Arif, and G. Dougherty, “A fully automated calculation of size-specific dose estimates (SSDE) in thoracic and head CT examinations,” in *Journal of Physics: Conference Series*, Institute of Physics Publishing, Mar. 2016. doi: 10.1088/1742-6596/694/1/012030.
- [25] M. El Mansouri, A. Choukri, S. Semghouli, M. Talbi, K. Eddaoui, and Z. Saga, “Size-Specific Dose Estimates for Thoracic and Abdominal Computed Tomography Examinations at Two Moroccan Hospitals,” *J Digit Imaging*, vol. 35, no. 6, pp. 1648–1653, Dec. 2022, doi: 10.1007/s10278-022-00657-0.
- [26] R. A. Parikh *et al.*, “A comparison study of size-specific dose estimate calculation methods,” *Pediatr Radiol*, vol. 48, no. 1, pp. 56–65, Jan. 2018, doi: 10.1007/s00247-017-3986-7.
- [27] J. Xu, X. He, H. Xiao, and J. Xu, “Comparative Study of Volume Computed Tomography Dose Index and Size-Specific Dose Estimate Head in Computed Tomography Examination for Adult Patients Based on the Mode of Automatic Tube Current Modulation,” *Med Sci Monit*, vol. 25, pp. 71–76, Jan. 2019, doi: 10.12659/MSM.913927.
- [28] M. Alsufayan *et al.*, “Assessment of imaging protocol and patients radiation exposure in computed tomography colonography,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 11, no. 11, Jun. 2021, doi: 10.3390/app11114761.
- [29] M. B. Afifi, A. Abdelrazek, N. A. Deiab, A. I. Abd El-Hafez, and A. H. El-Farrash, “The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves,” *J Radiat Res Appl Sci*, vol. 13, no. 1, pp. 1–11, Jan. 2020, doi: 10.1080/16878507.2019.1693176.
- [30] S. Rao *et al.*, “Advanced Computational Methods for Radiation Dose Optimization in CT,” *Diagnostics*, vol. 14, no. 9, May 2024, doi: 10.3390/diagnostics14090921.
- [31] T. J. Wood *et al.*, “IPEM topical report: the first UK survey of dose indices from radiotherapy treatment planning computed tomography scans for adult patients,” *Phys Med Biol*, vol. 63, no. 18, p. 185008, Sep. 2018, doi: 10.1088/1361-6560/aacc87.
- [32] M. Karpitschka, D. Augart, H. C. Becker, M. Reiser, and A. Graser, “Dose reduction in oncological staging multidetector CT: Effect of iterative reconstruction,” *British Journal of Radiology*, vol. 86, no. 1021, Jan. 2013, doi: 10.1259/bjr.20120224.
- [33] R. Smith-Bindman *et al.*, “International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study,” *BMJ*, vol. 364, p. k4931, Jan. 2019, doi: 10.1136/bmj.k4931.

- [34] A. Metzger, P. Renz, S. Hasan, S. Karlovits, J. Sohn, and S. Gresswell, “Unforeseen Computed Tomography Resimulation for Initial Radiation Planning: Associated Factors and Clinical Impact.,” *Adv Radiat Oncol*, vol. 4, no. 4, pp. 716–721, 2019, doi: 10.1016/j.adro.2019.06.002.
- [35] D. Moore-Palhares *et al.*, “Clinical implementation of magnetic resonance imaging simulation for radiation oncology planning: 5 year experience,” *Radiation Oncology*, vol. 18, no. 1, Dec. 2023, doi: 10.1186/s13014-023-02209-4.