

Verifikasi Dosis Titik pada Perencanaan Pengobatan Radioterapi Teknik IMRT Berdasarkan Kasus Uji *C-Shape* dan *Mock Prostate* Standar AAPM TG-119

Firdy Yuana^{1*}, Kholifatun Khasanah¹, Fatimah Kunti Hentihu²

¹Departemen Fisika FMIPA Universitas Brawijaya, Malang

²HIC Lavalette, Malang

Info Artikel

Histori Artikel:

Diajukan: 20 Oktober 2025

Direvisi: 16 Desember 2025

Diterima: 30 Januari 2026

Kata kunci:

C-shape Test

Mock Prostate Test

Radioterapi

ABSTRAK

Verifikasi dosis titik merupakan tahap krusial dalam *Quality Assurance* (QA) radioterapi *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT) yang berfungsi memastikan kesesuaian antara dosis radiasi yang dihitung oleh *Treatment Planning System* (TPS) dengan dosis yang diterima secara aktual. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi deviasi dosis titik dengan menggunakan slab phantom, mengikuti protokol uji standar *American Association of Physicists in Medicine Task Group 119* (AAPM TG-119), yaitu *C-Shape Test* dan *Mock Prostate Test*. Evaluasi dilakukan dengan memvariasikan dua parameter utama: jumlah arah lapangan penyinaran (5, 7, dan 9 arah) dan lebar segmen (*segment width*) (5 mm, 7,5 mm, dan 10 mm). Hasil studi menunjukkan bahwa seluruh nilai perbedaan dosis yang diukur pada lokasi target maupun *Organ at Risk* (OAR) untuk kedua skenario uji berada di bawah batas toleransi klinis 3% yang telah ditetapkan oleh AAPM TG-119. Berdasarkan analisis, konfigurasi perencanaan terbaik untuk *Mock Head and Neck Test* adalah 7 arah lapangan penyinaran *segment width* 5 mm dengan ΔD OAR 0,076% dan jumlah MU 978,34, sedangkan untuk *Mock Prostate Test* adalah 5 arah lapangan penyinaran *segment width* 5 mm dengan ΔD OAR 0,027% dan jumlah MU 515,27. Hasil ini diharapkan dapat menjadi acuan awal dalam menentukan strategi perencanaan IMRT yang efektif dan efisien dalam praktik klinis.

Keywords:

C-shape Test

Mock Prostate Test

Radiotherapy

Penulis Korespondensi:

Firdy Yuana

Email: firdy@ub.ac.id

Point dose verification is a crucial step in the Quality Assurance (QA) of Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) to ensure the consistency between the radiation dose calculated by the Treatment Planning System (TPS) and the actual dose delivered. This study aimed to evaluate the point dose deviation using a slab phantom, following the standard test protocols of the American Association of Physicists in Medicine Task Group 119 (AAPM TG-119), namely the C-Shape Test and the Mock Prostate Test. The evaluation was carried out by varying two main parameters: the number of beam directions (5, 7, and 9 beams) and the segment width (5 mm, 7.5 mm, and 10 mm). The results of the study indicated that all measured dose difference values for both the target and Organ at Risk (OAR) locations in both test scenarios were within the clinical tolerance limit of 3% established by AAPM TG-119. Based on the analysis, the best planning configuration for the Mock Head and Neck Test is 7 beam directions with a 5 mm segment width, resulting in an OAR dose difference (ΔD OAR) of 0.076% and a Monitor Unit (MU) count of 978.34, while for the Mock Prostate Test, it is 5 beam directions with a 5 mm segment width, resulting in an OAR dose difference (ΔD OAR) of 0.027% and an MU count of 515.27. These results are expected to serve as an initial reference in determining effective and efficient IMRT planning strategies in clinical practice.

Copyright © 2026 Author(s).

I. PENDAHULUAN

Kanker merupakan salah satu penyebab utama morbiditas dan mortalitas global. Dalam penanganan penyakit ini, radioterapi memegang peranan krusial, digunakan baik sebagai modalitas kuratif, paliatif, maupun adjuvant. Seiring perkembangan teknologi, teknik radioterapi telah berevolusi dari teknik konvensional dua dimensi (2D) menuju teknik modern yang sangat kompleks, seperti *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT). IMRT merepresentasikan lompatan signifikan karena kemampuannya dalam membentuk distribusi dosis radiasi secara non-uniform. Teknik ini memungkinkan pemberian dosis tinggi yang sangat konformal pada Volume Target Perencanaan (*Planning Target Volume* - PTV) dan secara efektif meminimalisir paparan dosis pada jaringan sehat disekitarnya atau Organ at Risk (OAR). Keunggulan ini sangat bermanfaat untuk tumor dengan bentuk yang kompleks atau yang terletak berdekatan dengan organ sensitif, seperti pada kasus tumor kepala-leher atau pelvis (prostat). Namun, kompleksitas IMRT—terutama melalui penggunaan *Multi-Leaf Collimator* (MLC) yang bergerak dinamis dan perhitungan dosis yang rumit pada *Treatment Planning System* (TPS secara inheren meningkatkan deviasi dosis.

Verifikasi Dosis pada *Quality Assurance* (QA) IMRT adalah tahap yang tidak terpisahkan dan mutlak diperlukan sebelum terapi pasien dapat dimulai. QA bertujuan untuk memastikan bahwa dosis yang dihitung oleh TPS benar-benar sesuai dengan dosis yang akan diterima pasien. Verifikasi ini umumnya melibatkan dua metode utama: verifikasi dua dimensi (2D) menggunakan peta dosis dan verifikasi dosis titik (*point dose*) yang akurat pada lokasi spesifik. Verifikasi dosis titik sangat penting karena memberikan pengukuran dosis absolut yang tepat pada isocenter atau lokasi target/OAR, memvalidasi model perhitungan dosis TPS pada kondisi medan yang kompleks [4].

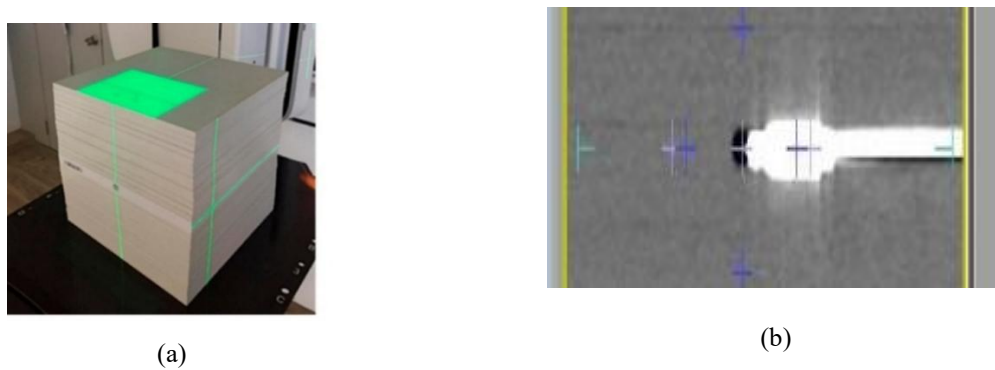
Untuk memastikan konsistensi dan perbandingan yang valid antar institusi, *American Association of Physicists in Medicine Task Group 119* (AAPM TG-119) telah menerbitkan serangkaian panduan dan kasus uji standar untuk mengevaluasi kinerja sistem IMRT. Panduan ini merekomendasikan batas toleransi deviasi dosis sebesar 3%. Penelitian ini secara spesifik berfokus pada dua skenario uji kritis dari TG-119, yaitu *C-Shape Test* yang mensimulasikan target berbentuk cekung dan *Mock Prostate Test* yang mensimulasikan kasus klinis pada pelvis. Dosis yang diterima pasien pada IMRT sangat dipengaruhi oleh parameter teknis perencanaan. Dua parameter yang sering menjadi subjek optimasi adalah jumlah arah lapangan penyinaran (*beam directions*) dan lebar segmen (*segment width*). Jumlah arah penyinaran mempengaruhi fleksibilitas optimasi untuk membentuk kontur dosis, sementara lebar segmen mempengaruhi gradien dosis dan akurasi pemodelan MLC [6]. Penelitian terdahulu telah menunjukkan bahwa variasi parameter ini dapat mempengaruhi hasil akhir perhitungan TPS dan dosis yang diterima pasien.

Berdasarkan latar belakang di atas, penelitian ini bertujuan untuk secara sistematis mengevaluasi perbedaan dosis titik pada perencanaan IMRT menggunakan *slab phantom* dengan skenario uji C-Shape dan Mock Prostate standar AAPM TG-119. Secara khusus, penelitian ini akan menganalisis dampak dari variasi jumlah arah penyinaran (5, 7, dan 9 arah) dan lebar segmen (5 mm, 7,5 mm, dan 10mm) terhadap deviasi dosis yang terukur. Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan masukan praktis mengenai konfigurasi parameter yang optimal untuk mencapai akurasi dosis tertinggi dalam verifikasi IMRT klinis, sehingga berkontribusi pada peningkatan kualitas dan keselamatan pasien radioterapi.

II. METODE

2.1 Pemindaian Fantom

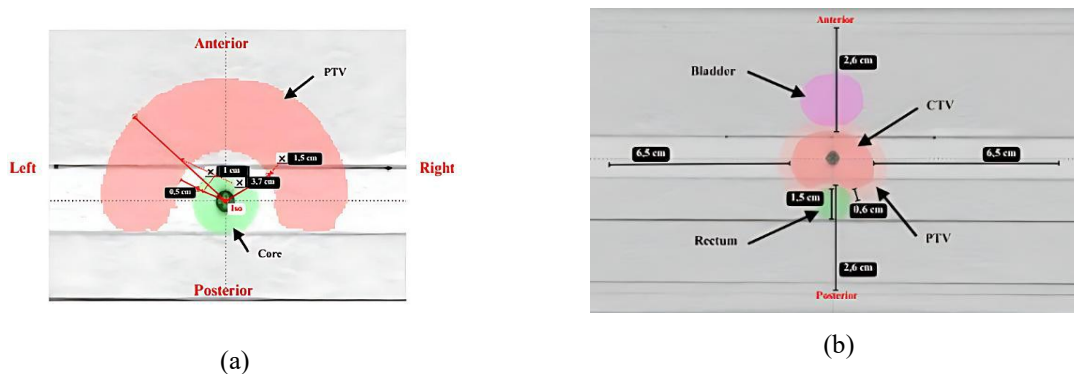
Slab phantom diakuisisi citranya menggunakan *CT-Simulator* dengan ketebalan irisan (*slice thickness*) untuk menjamin akurasi penempatan titik pengukuran dosis. Fantom tersebut diposisikan dengan presisi tinggi di bawah panduan laser isocenter. Data hasil pemindaian kemudian disimpan dalam format DICOM dan ditransfer ke *Treatment Planning System* (TPS) untuk proses perencanaan selanjutnya, mengikuti protokol standar yang relevan dengan penelitian-penelitian sebelumnya seperti pada Gambar 1.



Gambar 1 a) Pemindaian Slab Fantom b) Hasil pemindaian

2.2 Treatment Planning System (TPS)

Perencanaan dosis pada *Treatment Planning System* (TPS) dilakukan menggunakan teknik *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT) dengan pendekatan *inverse planning*. Energi foton yang digunakan adalah 6 MV. Optimasi perencanaan melibatkan variasi jumlah lapangan penyinaran, yaitu 5, 7, dan 9 arah, dengan penetapan lebar segmen (*segment width*) sebesar 5 mm. Teknik IMRT ini memanfaatkan kemampuan *dynamic Multileaf Collimator* (d-MLC) untuk memodulasi dan membentuk distribusi dosis secara spasial.



Gambar 2 a) Struktur *C-Shape* b) *Mock Prostate*

C-Shape Test dirancang sebagai konfigurasi yang menantang untuk menguji kemampuan TPS dalam menciptakan gradien dosis yang curam. Skenario ini melibatkan struktur seperti pada Gambar 2 (a) sebagai berikut:

1. Inti Pusat (*Core*): Terdapat silinder di bagian tengah fantom dengan radius 1 cm. Struktur ini berfungsi sebagai *Organ at Risk* (OAR) yang harus menerima dosis radiasi minimal (*cold spot*).
2. Volume Target Perencanaan (PTV): Target memiliki bentuk huruf 'C' yang mengelilingi inti pusat. Jarak terdekat antara inti pusat dan PTV ditetapkan sebesar 0,5 cm. Dengan demikian, busur bagian dalam PTV berjarak 1,5 cm dan busur luar PTV berjarak 3,7 cm dari inti pusat.
3. Dimensi: PTV memiliki panjang keseluruhan 8 cm, sementara inti pusat memiliki panjang 10 cm. Konfigurasi dimensi ini memastikan pengujian distribusi dosis IMRT dapat dilakukan secara optimal.
4. Dosis: Dosis preskripsi yang ditargetkan adalah total 50 Gy yang akan diberikan dalam 25 fraksi

Mock Prostate Test pada gambar 2(b) dilakukan dengan cara pengaturan berikut: CTV prostat berbentuk elipsoid dengan cekungan posterior, memiliki dimensi RL (*right-left*) adalah 4,0 cm, AP (*Anteroposterior*) adalah 2,6 cm, serta SI (*superior-inferior*) adalah 6,5 cm. Sementara itu, PTV harus diperluas 0.6 cm di sekitar CTV. Rektum dimodelkan sebagai sebuah silinder dengan diameter 1,5 cm yang terletak di bagian posterior prostat dengan lekukan yang berdekatan. Pada irisan PTV yang terlebar, sekitar 1/3 volume rektum termasuk dalam PTV. Sementara itu, kandung kemih berbentuk elipsoid dengan dimensi RL 5,0 cm, AP 4,0 cm, dan SI 5,0 cm, serta terletak di bagian superior prostat. Adapun untuk gambaran lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 5. Dosis preskripsi sebesar 76 Gy

dalam 38 fraksi. Tujuan dosis mencakup Prostat D95 dan D5; Rektum D30 dan D10; Kandung kemih D30 dan D10.

2.3 Pengukuran Dosis Titik

Penyesuaian posisi detektor dilakukan dengan mengacu pada laser isosenter. Pengukuran dosis berdasarkan prosedur AAPM TG-119, dilakukan pada:

1. *C-Shape Test*: titik di mid- core.
2. *Mock Prostate Test*: titik di 2,5 cm posterior dari *isocenter* (*mid rectum*).

Untuk konversi pembacaan, digunakan prosedur standar penyinaran *parallel-opposed field* ($10 \times 10 \text{ cm}^2$), guna menghitung rasio antara hasil pembacaan dan dosis referensi untuk mengatasi variasi harian LINAC dan perbedaan fantom-air.

2.4 Perhitungan Dosis Serap

Perhitungan dosis serap menggunakan rumus dari IAEA TRS 398 (Andreo et al., 2024).

$$DD, W = MQND, W, Q0kQ, Q0 \quad (1)$$

Dimana DD, W merupakan dosis serap (Gy), MQ merupakan hasil pembacaan dosimeter (nC), $ND, W, Q0$ adalah faktor kalibrasi dari laboratorium standar (Gy/nC), dan $kQ, Q0$ adalah faktor koreksi kualitas berkas. Nilai dosis yang diperoleh dibandingkan dengan dosis yang direncanakan di TPS, dan dievaluasi berdasarkan deviasi dosis dalam persen terhadap dosis preskripsi:

$$\text{Beda Dosis (\%)} = \frac{Dosis_{pengukuran} - Dosis_{perhitungan}}{Dosis_{preskripsi}} \times 100 \quad (2)$$

III. HASIL DAN DISKUSI

Berdasarkan data perencanaan yang tersaji pada Tabel 1 untuk skenario *C-Shape Test*, diperoleh temuan signifikan terkait akurasi cakupan dosis pada Volume Target Perencanaan (PTV) dan tingkat perlindungan dosis pada Inti Pusat (core) yang berfungsi sebagai *Organ at Risk* (OAR), serta efisiensi terapi yang diukur melalui kebutuhan Monitor Unit (MU). terlihat terdapat parameter yang tidak sesuai (warna merah) dengan target perencanaan Hal ini dapat disebabkan pemberian dosis yang melebihi batas aman pada OAR, atau tidak tercapainya dosis minimum yang disyaratkan pada volume target (PTV).

Tabel 1 Hasil Evaluasi Rencana Penyinaran IMRT pada *C-Shape Test*

Jumlah Beam	Segment Width (mm)	PTV D95 (5000) (cGy)	PTV D10 (<5500) (cGy)	Core D10 (<2500) (cGy)	MU (MU)
5	5	4750,9	5507,2	2560	959,02
5	7,5	4751,8	5557,8	2560	973,13
5	10	4490,7	5544,9	2635	736,47
7	5	4894,3	5499,7	2488,3	1006,42
7	7,5	4899,3	5499,5	2473	1000,68
7	10	4461,2	5486	2541,3	935,65
9	5	5019,6	5414,7	2285	1142,82
9	7,5	5026,4	5422,6	2301	1102,99
9	10	4847,8	5499,5	2468,3	1063,61

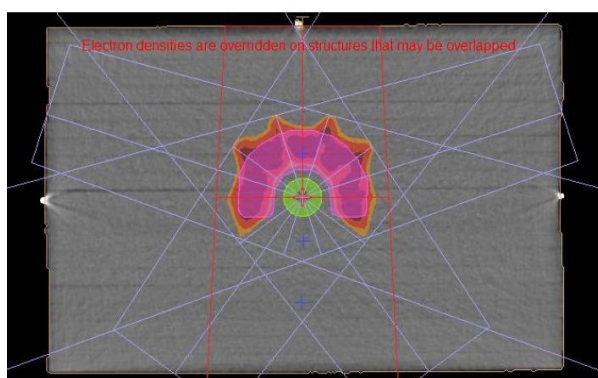
Konfigurasi 5 arah lapangan menunjukkan hasil yang terburuk karena terjadi *underdose* pada sebagian PTV D95 di bawah target, serta *overdose* pada *hotspot* PTV D₁₀ di atas batas dan pada OAR Core D10 di atas batas toleransi 2500 cGy. Peningkatan ke 7 arah lapangan menghasilkan perbaikan signifikan, dengan dosis OAR Core D10 berada dalam batas aman dan homogenitas dosis PTV D10 membaik. Konfigurasi 9 arah lapangan memberikan performa dosis terbaik, mencapai cakupan target yang optimal D95 di atas target dan proteksi OAR yang paling efektif D10 Core terendah. Namun, performa terbaik ini diikuti oleh konsekuensi peningkatan kompleksitas, ditandai dengan kenaikan jumlah MU tertinggi 1142,82 MU.

Pada hasil evaluasi perencanaan pada mock test prostat secara yang dapat dilihat pada Tabel 2, konfigurasi 9 arah penyinaran dengan *segment width* 10 mm dianggap sebagai perencanaan terbaik karena memberikan cakupan target D95 tertinggi 7613,3 cGy Nilai ini menunjukkan proteksi OAR tetap terjaga dalam batas aman. Selain itu nilai ini memiliki jumlah MU yang relatif efisien dibandingkan dengan konfigurasi 7 arah 560,9 MU, menunjukkan keseimbangan optimal antara akurasi dosis dan efisiensi pengiriman.

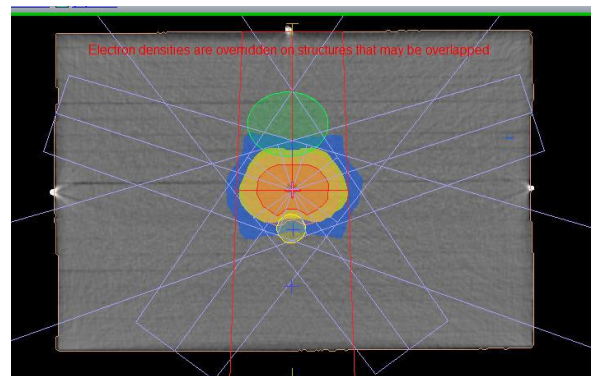
Tabel 2 Hasil Evaluasi Rencana Penyinaran IMRT pada Mock Prostate Test

Jumlah Beam	Segment Width (mm)	Prostate D95 (>7560) (cGy)	Prostate D5 (<8300) (cGy)	Rectum D30 (<7000) (cGy)	Rectum D10 (<7500) (cGy)	Bladder D30 (<7000) (cGy)	Bladder D10 (<7500) (cGy)	MU (MU)
5	5	7563,3	8251,3	6799	7499	4299,5	6233	515,27
5	7,5	7562,5	8262,3	6761	7484,3	4287,7	6221	508,44
5	10	7561,3	8207,9	6917	7514,3	4373	6381	446,57
7	5	7566,3	8284,4	5582	7453	5407,7	6871	715,22
7	7,5	7568,1	8148,9	5862	7494,3	5547	6880,3	727,73
7	10	7562,5	8297,2	6543,8	7469	5333	6743	520,84
9	5	7584,2	8292,5	6249	7434,6	4834,7	6731	664,35
9	7,5	7612	8293,7	6269	7464,3	4794	6551	665,17
9	10	7613,3	8284,3	6422	7453	5122	6520,3	638,48

Pengukuran dosis titik dilakukan di dua lokasi, yaitu pada area target dan *avoidance structure*. Titik pengukuran dipilih di area dengan dosis tinggi dan gradien rendah untuk mengurangi ketidakpastian akibat variasi dosis yang signifikan, yang biasanya terjadi di wilayah dengan gradien tinggi. Gradien rendah berarti perubahan dosis terhadap jarak di sekitar titik tersebut relatif kecil, sehingga kesalahan kecil dalam penempatan detektor tidak akan menghasilkan deviasi dosis yang besar. Sementara itu, titik pengukuran dipilih di area gradien tinggi dengan dosis rendah pada *avoidance structure* untuk mengevaluasi efektivitas proteksi terhadap organ tersebut. Berdasarkan analisis, konfigurasi perencanaan terbaik untuk Mock Head and Neck Test adalah 7 arah lapangan penyinaran *segment width* 5 mm dengan ΔD OAR 0,076% dan jumlah MU 978,34, sedangkan untuk Mock Prostate Test adalah 5 arah lapangan penyinaran *segment width* 5 mm dengan ΔD OAR 0,027% dan jumlah MU 515,27. Wilayah dengan dosis rendah pada OAR mencerminkan area yang idealnya menerima seminimal mungkin radiasi, sehingga pemilihan titik di area ini bertujuan untuk menilai seberapa baik teknik penyinaran menghindari OAR, mengidentifikasi potensi kebocoran dosis yang bisa berisiko pada jaringan sehat, serta memastikan bahwa dosis yang diterima OAR tetap berada di bawah batas toleransi klinis, sesuai dengan protokol keselamatan. Visualisasi distribusi dosis pada bidang aksial konfigurasi 5 lapangan penyinaran dengan *segment width* 5 mm ditampilkan pada Gambar 3 (a) untuk *C-Shape* Test, dan Gambar 3(b) untuk Mock Prostate Test. Area dosis tinggi ini ditandai dengan kontur isodose berwarna merah.



(a)



(b)

Gambar 3 Distribusi Dosis a) *C-Shape* test b) *Mock Prostate* Test

Berdasarkan verifikasi dosis titik antara pengukuran langsung dan perhitungan pada TPS untuk teknik IMRT menunjukkan untuk seluruh nilai perbedaan dosis pada kedua uji (*C-Shape* Test, dan *Mock*

Prostate Test) masih berada dalam batas toleransi yang ditetapkan oleh AAPM TG-119, yaitu kurang dari 3% dari dosis preskripsi. Persentase selisih dosis tertinggi pada *C-Shape Test* sebesar 2,878%, dan *Mock Prostate Test* sebesar 2,119%. Secara umum, penggunaan 9 arah penyinaran memberikan hasil perbedaan dosis yang paling konsisten dan mendekati nol pada semua variasi segment width, terutama terlihat jelas pada *C-Shape Test* dan ada satu konfigurasi pada *Mock Prostate Test* yang menghasilkan perbedaan dosis tinggi, yaitu pada segment width 7,5 mm. Hal ini mengindikasikan bahwa 9 arah penyinaran dapat memberikan keseimbangan antara cakupan target yang optimal dan homogenitas distribusi dosis, serta meminimalkan perbedaan akibat ketidaktepatan pengiriman dosis. Sementara itu, konfigurasi 5 dan 7 arah penyinaran menunjukkan variasi yang lebih besar terhadap perbedaan dosis. Hasil ini menunjukkan bahwa peningkatan jumlah lapangan cenderung berbanding lurus dengan peningkatan akurasi.

IV. KESIMPULAN

Hasil verifikasi dosis titik antara pengukuran langsung dan perhitungan pada TPS untuk teknik IMRT menunjukkan bahwa seluruh nilai perbedaan dosis pada kedua uji (*C-Shape Test*, dan *Mock Prostate Test*) masih berada dalam batas toleransi yang ditetapkan oleh AAPM TG-119, yaitu kurang dari 3% dari dosis preskripsi. Persentase selisih dosis tertinggi pada *C-Shape Test* sebesar 2,878%, dan *Mock Prostate Test* sebesar 2,119%. Dengan demikian, hasil ini menunjukkan bahwa tidak diperlukan tindakan korektif pada alat atau maupun pada sistem TPS.

UCAPAN TERIMA KASIH

Tidak ada.

KONFLIK KEPENTINGAN

Penulis menyatakan tidak terdapat konflik kepentingan.

PERNYATAAN PENDANAAN

Penelitian ini tidak memperoleh pendanaan khusus.

PERNYATAAN PENGGUNAAN AI GENERATIF DAN TEKNOLOGI BERBASIS AI

GPT hanya digunakan untuk mengoreksi kesalahan tata bahasa dan tipografi. Penulis bertanggung jawab penuh atas isi dan integritas publikasi.

DAFTAR PUSTAKA

- Acun-Bucht, H., Tuncay, E., Darendeliler, E., & Kemikler, G. (2018). Absolute dose verification of static intensity modulated radiation therapy (IMRT) with ion chambers of various volumes and TLD detectors. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 23(4), 242–250. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2018.04.001>
- Afiyah, R. K. (2018). Dukungan Keluarga Mempengaruhi Kemampuan Adaptasi (Penerapan Model Adaptasi Roy) Pada Pasien Kanker Di Yayasan Kanker Indonesia Cabang Jawa Timur. *Journal of Health Sciences*, 10(1), 96–105. <https://doi.org/10.33086/jhs.v10i1.150>
- Asri, Y., Sutapa, G. N., Sudarsana, I. W. B., & Irhas, R. (2018). Perbandingan Radiasi Kanker Serviks Pada Organ Bladder Dengan Radioterapi LINAC Energi 10 MV Menggunakan Teknik 3DCRT dan IMRT Di RSUP Sanglah Denpasar Comparison of Cervical Cancer Radiation in Bladder Organs with 10 MV LINAC Energy Radiotherapy Using 3D. *Buletin Fisika*, 19(2), 98–105.
- Boopathi, M., Khanna, D., Mohandass, P., Venkatraman, P., Kanakavel, K., Narmada, C., & Vignesh, S. (2023). A dose volume histogram based correction factor for dosimetric comparison of radiotherapy treatment plans: preliminary study. *Onkologia i Radioterapia*, 17(9), 277–286.

- Cho, B. (2018). Intensity-modulated radiation therapy: A review with a physics perspective. *Radiation Oncology Journal*, 36(1), 1–10. <https://doi.org/10.3857/roj.2018.00122>
- Christian, J. A., Bedford, J. L., Webb, S., & Brada, M. (2007). Comparison of inverse-planned three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy for non-small-cell lung cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 67(3), 735–741. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.09.047>
- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., & Ng, K. H. (2014). Medical imaging. *Fundamentals of Medical Ultrasonics*, 147–176. <https://doi.org/10.1201/9781482266641-12>
- Deene, Y. De, Wheatley, M., Greig, T., Hayes, D., Ryder, W., & Loh, H. (2022). A multi-modality medical imaging head and neck phantom: Part 1. Design and fabrication. *Physica Medica*, 96(February), 166–178. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.02.010>
- DeWerd, L., & Kissick, M. (2014). Book reviews. *Phytotherapie*, 14(3), 203. <https://doi.org/10.1007/s10298-016-1047-2>
- Durmus, I. F., Tas, B., Okumus, A., & Uzel, O. E. (2017). Dose verification with different ion chambers for SRT/SBRT plans. *AIP Conference Proceedings*, 1815, 66–69. <https://doi.org/10.1063/1.4976495>
- Elith, C., Dempsey, S. E., Findlay, N., & Warren-Forward, H. M. (2011). An introduction to the intensity-modulated radiation therapy (IMRT) techniques, tomotherapy, and VMAT. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 42(1), 37–43. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2010.11.005>
- Ezzell, G. A., Burmeister, J. W., Dogan, N., Losasso, T. J., Mechalakos, J. G., Mihailidis, D., Molineu, A., Palta, J. R., Ramsey, C. R., Salter, B. J., Shi, J., Xia, P., Yue, N. J., & Xiao, Y. (2009). IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical Physics*, 36(11), 5359–5373. <https://doi.org/10.1118/1.3238104>
- Farhiyati, W., Subroto, R., Makmur, I. W. A., Qomariyah, N., & Wirawan, R. (2020). Treatment Planning System (Tps) Kanker Payudara Menggunakan Teknik 3Dcrt. *ORBITA: Jurnal Kajian, Inovasi Dan Aplikasi Pendidikan Fisika*, 6(1), 150. <https://doi.org/10.31764/orbita.v6i1.2115>
- Firmansyah, A. F., Firmansyah, O. A., Sunaryati, S. I., & Rajagukguk, N. (2020). Evaluation of Well-Type Chamber Calibration Factor for Measurement of Ir-192 Brachytherapy Source Over 10 Institutions. *Jurnal Fisika Dan Aplikasinya*, 16(2), 95. <https://doi.org/10.12962/j24604682.v16i2.6406>
- Fitriatuzzakiyyah, N., Sinuraya, R. K., & Puspitasari, I. M. (2017). Cancer Therapy with Radiation: The Basic Concept of Radiotherapy and Its Development in Indonesia. *Indonesian Journal of Clinical Pharmacy*, 6(4), 311–320. <https://doi.org/10.15416/ijcp.2017.6.4.311>
- Fraser, D., Parker, W., & Seuntjens, J. (2009). Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10(4), 241–251. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v10i4.2923>
- Fuadi, H., & Sutanto, H. (2015). Perbandingan Pengukuran PDD Dan Beam Profile Antara Detektor Ionisasi Chamber Dan Gafchromic Film Pada Lapangan 10 X 10 CM. *Youngster Physics Journal*, 4(1), 15–22.
- Gurjar, O., Mishra, S., Bhandari, V., Pathak, P., Patel, P., & Shrivastav, G. (2014). Radiation dose verification using real tissue phantom in modern radiotherapy techniques. *Journal of Medical Physics*, 39(1), 44–49. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.125504>
- Hong, J., Han, J. H., Luo, H. L., & Song, Y. Q. (2021). Optimization of Minimum Segment Width Parameter in the Intensity-Modulated Radiotherapy Plan for Esophageal Cancer. *International Journal of General Medicine*, 14, 9913–9921. <https://doi.org/10.2147/IJGM.S336269>
- Hong, J. W., Lee, H. K., & CHO, J. H. (2015). Comparison of the photon charge between water and solid phantom depending on depth. 13(3), 229–234. <https://doi.org/10.7508/ijrr.2015.03.005>
- Hooshangnejad, H., Han, D., Feng, Z., Dong, L., Sun, E., Du, K., &
- Ding, K. (2022). Systematic study of the iodinated rectal hydrogel spacer material discrepancy on accuracy of proton dosimetry. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 23(10), 1–8. <https://doi.org/10.1002/acm2.13774>

- Hussain, A., & Muhammad, W. (2017). Treatment Planning in Radiation Therapy. In An introduction to medical physics (Issue November 2018). <https://doi.org/10.1007/978-3-319-61540-0>
- Ibbott, G. S., Followill, D. S., Molineu, H. A., Lowenstein, J. R., Alvarez, P. E., & Roll, J. E. (2008). Challenges in Credentialing Institutions and Participants in Advanced Technology Multi-institutional Clinical Trials. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(1 SUPPL.), 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.08.083>
- Izewska, J., & Andreo, P. (2000). The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. *Radiotherapy and Oncology*, 54(1), 65–72. [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(99\)00164-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(99)00164-4)
- J. Ayua, T., Tyovenda, A. A., Igyuse, I. S., & Ejegwoya, O. P. (2017). Determination of Ionizing Radiation Exposure Levels within Four Local Mining Sites Selected from Sardauna Local Government Area of Taraba State - Nigeria. *International Journal of Physics*, 5(5), 157–161. <https://doi.org/10.12691/ijp-5-5-3>
- Jauhari, A., Pamungkas, D. O. R., & Dewi, P. W. (2019). Analisis Hasil Treatment Planning System Teknik Penyinaran 3D Conformal Radiotherapy Dengan 2 Variasi 5 Arah Lapangan Radiasi Yang Berbeda Pada Kasus Kanker Prostat Di RSUPN Dr. Cipto Mangunkusumo. *Jurnal Kesehatan Masyarakat Andalas*, 18(1), 53–59.
- Kadam, A., & Sharma, S. (2016). Estimation of local confidence limit for 6 MV photon beam IMRT system using AAPM TG 119 test protocol. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 4(1), 4110. <https://doi.org/10.14319/ijcto.41.10>
- Kemenkes. (2019). BEBAN KANKER (Infodatin). Pusat Data Dan Informasi Kementerian Kesehatan RI. https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrKC2dnfO1lBg49L1fLQwx.;_ylu=Y29sbwNzZzMEcG9zAzlEdnRpZAMEc2VjA3Ny/RV=2/RE=1710091495/RO=10/RU=https%3A%2F%2Fwww.academia.edu%2F108539942%2FInfodatin_Kanker_2019/RK=2/RS=7oH5uGJM.qqS9lAQ.QaIWOUkZys-
- Low, D. A., Moran, J. M., Dempsey, J. F., Dong, L., & Oldham, M. (2011). Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics*, 38(3), 1313–1338. <https://doi.org/10.1118/1.3514120>
- Menzel, H.-G. (2015). International Commission on Radiation Units and Measurements. In *Journal of the ICRU* (Vol. 15, Issues 1–2). https://doi.org/10.1093/jicru_ndy011
- Miften, M., Olch, A., Mihailidis, D., Moran, J., Pawlicki, T., Molineu, A., Li, H., Wijesooriya, K., Shi, J., Xia, P., Papanikolaou, N., & Low, D. A. (2018). Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Medical Physics*, 45(4), e53–e83. <https://doi.org/10.1002/mp.12810>
- Nainggolan, A., & Pawiro, S. A. (2019). Dosimetric evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) and intensity modulated radiotherapy (IMRT) using AAPM TG 119 protocol. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, 9(4), 395–408. <https://doi.org/10.31661/jbpe.v0i0.839>
- Nazhifah, N., & Nurhidayat, W. (2024). THE COMPARATIVE EFFECTIVENESS INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY (IMRT) IN CANCER TREATMENT : 5, 982–994.
- Nugraheni, F., Anisah, F., & Susetyo, G. A. (2022). Analisis Efek Radiasi Sinar-X pada Tubuh Manusia. *Prosiding SNFA (Seminar Nasional Fisika Dan Aplikasinya)*, 1(1), 19–25.
- Pan, Y., Yang, R., Zhang, S., Li, J., Dai, J., Wang, J., & Cai, J. (2019). National survey of patient specific IMRT quality assurance in China. *Radiation Oncology*, 14(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1273-5>
- Pettifer, R. F., Borowski, M., & Loeffen, P. W. (1999). The physics of ionization chambers - Or how to improve your signal-to-noise ratio for transmission EXAFS measurements. *Journal of Synchrotron Radiation*, 6(3), 217–219. <https://doi.org/10.1107/S090904959900062X>
- Prabhu, S., Naveen, D. K., Bangera, S., & Subrahmanya Bhat, B. (2020). Production of X-RAYS using X-RAY Tube. *Journal of Physics: Conference Series*, 1712(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1712/1/012036>
- Prasetyo, D. Y., & Suprayitno, E. (2021). Faktor Kualitas Hidup Pasien Kanker. *Care:Jurnal Ilmiah Ilmu Kesehatan*, 9(2), 322–333. <https://jurnal.unitri.ac.id/index.php/care>
- Puspitasari, R. A. (2020). Analisis Kualitas Berkas Radiasi LINAC Untuk Efektivitas Radioterapi. *Jurnal Biosains Pascasarjana*, 22(1), 11. <https://doi.org/10.20473/jbp.v22i1.2020.11-19>

- Savanović, M., Jaroš, D., Chauchat, P., & Foulquier, J. N. (2021). Absolute dose measurements for lung gated delivery stereotactic body radiation therapy. *Radiation Physics and Chemistry*, 189(August). <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109739>
- Sharma, S., Chander, S., Subramani, V., Kumar, P., Bhaskar, S., Pathy, S., Thulkar, S., Gopishankar, N., Sairem, M., Binjola, A., N, D., S., P., & Agarwal., P. (2017). Imrt and Vmat Commissioning for Versa Hd Linear Accelerator Using Aapm Tg-119. *International Journal of Advanced Research*, 5(4), 352–362. <https://doi.org/10.21474/ijar01/3819>
- Steinmeier, T., Schulze Schleithoff, S., & Timmermann, B. (2019). Evolving Radiotherapy Techniques in Paediatric Oncology. *Clinical Oncology*, 31(3), 142–150. <https://doi.org/10.1016/j.clon.2018.12.005>
- Suharmono, B. H., Anggraini, I. Y., Hilmaniyya, H., & Astuti, S. D. (2020). Quality Assurance (QA) Dan Quality Control (QC) Pada Instrumen Radioterapi Pesawat LINAC. *Jurnal Biosains Pascasarjana*, 22(2), 73. <https://doi.org/10.20473/jbp.v22i2.2020.73-80>
- Sundaram, V., & Vashum, S. (2018). Commissioning of 6 MV UNIQUE Performance Medical Accelerator: Dosimetric Evaluation and TPS Validation using AAPM TG-119 and IAEA CIRS Test Cases. *International Journal of Science and Research*, 8(7), 1171–1177. www.ijsr.net
- Togibasa, O. (2015). Perhitungan Laju Dosis Serap Menggunakan Metode Monte Carlo. *Sains*, 15(1), 18–21.
- Wang, N., Chen, L., Huang, G., & Sun, H. (2023). Influence of minimum segment width on intensity-modulated radiotherapy plan for left-sided breast cancer after breast conserving surgery. *Medicine (United States)*, 102(46), E36064. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000036064>
- Waqlan, A. (2017). Effect of Irradiation on the Structural and Physical Properties of Binary Eutectic Alloys Using Rapidly Solidified from Melt. *International Journal of Nano and Materials Sciences*, 6(1), 39–53.
- Yani, S. (2021). Analisis Kurva Dose Volume Histogram (DVH) pada Teknik 3D Konformal dengan Metode Monte Carlo. *Positron*, 11(1), 19. <https://doi.org/10.26418/positron.v11i1.44052>