Pengolahan Perak Metalik pada Limbah Film Radiografi dengan Menggunakan Natrium Hidroksida

Dola Candra[1], Nursama Heru Apriantoro[2], Aura Virgita Allisya Putri[3]
[1,2,3] *Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Jakarta II, Indonesia*

Corresponding author: Dola Candra
Email: dolacandra12@gmail.com

ABSTRACT

Background: The background of this research was utilization of radiological film waste in the hospital is very less, whereas in the waste film there is silver worth selling in the market, has been done research on the processing of waste radiology film into metallic silver by using strong base chemicals (NaOH). The purpose of this research is to know how to convert radiology film waste into metallic silver using strong base chemicals (NaOH) which are worth selling in the market.
Methods : This type of research is quantitative with an experimental approach. Data collection and experimental processes were carried out during March 2017 at Radiology Laboratory of Baiturrahmah Padang University.This research was conducted by experimenting by collecting tools and materials from various sources and processing waste radiology film into metallic silver.
Results: The filtration of the radiology film waste into metallic silver using NaOH resulted in the following results, in 100 sheets of radiological waste film measuring 24 x 30 obtained pure silver as much as 5,44 grams, 100 sheets of radiological film waste measuring 35 x 35 pure silver as much as 6,09 grams and 100 sheets of radiological film waste measuring 30 x 40 obtained pure silver as much as 7,83 grams.
Conclusions: From this research, is done by several stages, collecting phase, deposition stage, and purification stage. The first way to process radiological film waste is that the researcher prepares tools and materials from various sources and after that the researcher decomposes it with Sodium Hydroxide, after decomposing it produces silver mud, after that the silver mud is dried by roasting and after the mud is dry then the silver mud is burned with a burner so that the silver melts and becomes silver that is ready to be marketed.

Keywords: Film Radiology Waste; NaOH; Metallic Silver

Pendahuluan

Manfaat radiasi dibidang kedokteran sudah mengalami perkembangan yang sangat pesat setelah ditemukan Radiasi oleh W.C Rontgen pada 8 November 1895. Hal ini merupakan suatu penemuan Radiasi Pengion yang bermanfaat untuk dunia medis. Penemuan Radiasi Pengion tersebut dapat membantu menegakkan suatu diagnosa dalam sebuah penyakit, sehingga tindakan selanjutnya bisa berjalan dengan baik dalam proses pengobatan (Rahman, 2009).

Peran radiografer dalam meningkatkan efesiensi imaging sangat besar dalam mewujkan pelayanan kesehatan yang optimal oleh suatu rumah sakit. Banyak faktor yang mempengaruhi mutu radiografi untuk meningkatkan peran itu perlu faktor-faktor penghambat penolakkan film yang tidak memenuhi syarat untuk keperluan diagnosa, antara lain faktor peralatan (unit X- ray, kaset dan processing) dan faktor teknik (SDM dan pasien) (Papp, 2006).

Reject Analysis Program (RAP) adalah suatu sistem yang mendokumentasikan film yang di Reject dan menentukan penyebab pengulangan film yang terjadi sehingga dapat meminimalisir atau mengurangi pengulangan tersebut. Salah satu tujuan dari RAP adalah menekan jumlah radiograf yang ditolak dan diulang, sehingga juga bermanfaat bagi Rumah Sakit (Suraningsih & Felayani, 2015).

Berdasarkan Kepmenkes RI No. 129 Tahun 2008 tentang standar pelayanan minimal Rumah Sakit, membahas tentang tujuan agar tercapai efektivitas dan efesiensi dalam pelayanan radiologi (Menteri Kesehatan Republik Indonesia, 2008). Akan tetapi kenyataan di lapangan film Reject masih banyak ditemukan, dan tanpa adanya

pengolahan yang baik. Padahal limbah film tersebut memiliki nilai ekonomis jika dikelola dengan baik, karena dari limbah film itu dapat menghasilkan perak yang cukup bernilai ekonomis di pasaran (Ball & Price, 1995).

Dalam komponen film yang terdiri dari senyawa AgBr yang mana setelah sinar-X mengenai kaset diubah menjadi cahaya tampak oleh IS dan akan membentuk gambaran pada film, dan bahan ini maka akan terurai menjadi ion-ion Ag+ dan Br-. Dari ion Ag+ ini dapat dilakukan pengolahan yang akan menghasilkan perak yang bernilai tinggi (Rahman, 2009).

Dengan berlatar belakang seperti di atas maka penulis tertarik mengambil judul "Pengolahan Perak Metalik Pada Film Radiografi dengan Menggunakan Zat Kimia (NaOH)".

Metode

Penulisan karya tulis ini menggunakan metode kuantitatif dengan pendekatan eksperimen. Dimana peneliti menguji salah satu zat kimia (NaOH) yang digunakan dalam mengolah limbah film Radiografi menjadi perak metalik.

Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Radiologi Universitas Baiturrahmah Padang. Waktu penulisan ini dilakukan dengan pengumpulan data- data penunjang pada bulan Maret 2017.

Ruang lingkup penelitian ini adalah pengkajian cara pengolahan limbah film radiologi menjadi perak metalik dengan menggunakan zat kimia basa kuat Natrium Hidroksida (NaOH) untuk mendapatkan hasil perak dari peluruhan Ag pada limbah film radiologi menjadi perak yang siap dipasarkan.

Metode pengumpulan data bersifat eksperimen dari berbagai aspek penelitian agar mengetahui cara mendapatkan hasil perak yang baik dengan menggunakan zat kimia basa kuat (NaOH) dari limbah film radiografi.

Hasil dan Pembahasan

Berdasarkan observasi dan eksperimen yang dikumpulkan peneliti dari berbagai sumber, maka diperoleh data sebagai berikut :

1. Persiapan Alat dan Bahan

a. Persiapan alat terdiri dari :
Wadah plastik, tongkat pengaduk, kain penyaring, wadah besi, sarung tangan karet, Koi (mangkuk tanah liat), tang panjang, dan *Burner*.

b. Persiapan bahan terdiri dari :
Limbah film radiografi yang telah di ekspos dan sudah melalui proses pencucian dengan variasi ukuran 24 x 30 (100 lembar), 35 x 35 (100 lembar), dan 30 x 40 (100 lembar), NaOH (Natrium Hidroksida), dan air bersih.

2. Prosedur Penelitian

a. Persiapan Larutan NaOH

Dalam peluruhan Ag+ pada film radiologi yang pertama yang dilakukan adalah proses mempersiapkan larutan NaOH yang dicampurkan dengan air panas, agar zat kimia NaOH dapat mudah larut dengan air dan sekaligus berguna untuk mempercepat meluruhkan Ag+ pada film radiologi. Setiap satu liter air peneliti menambahkan 200 gram NaOH dan 15 liter air untuk 100 lembar limbah film radiologi..

Gambar 1. Proses Pencampuran

b. Pengadukan Larutan NaOH

Proses pengadukan dilakukan setelah pencampuran zat kimia (NaOH) dengan air selesai, agar zat kimia basa kuat (NaOH) dengan air dapat tercampur secara baik dan sempurna dan membutuhkan waktu sekitar 2 menit.

Gambar 2. Proses Pengadukan

c. Peluruhan Film Radiografi

Setelah larutan NaOH tercampur sempurna dengan air, barulah dimasukan limbah film radiologi secara berlahan sesuai dengan ukuran film yang telah ditentukan, yang mana peneliti memasukkan limbah film radiologi secara satupersatu kedalam cairan NaOH yang telah dilarutkan dengan air.

Gambar 3. Pemasukan Film

Setelah limbah film radiologi dimasukkan ke dalam larutan NaOH, film tersebut didiamkan di dalam larutan selama 3 menit agar larutan meresap pada film, setelah itu baru flm digerakan (agetasi) selama 1 menit agar Ag+ pada film meluruh.

Gambar 4. Film Diagitasikan ke dalam Larutan NaOH

d. Pengendapan Lumpur Ag^+

Setelah limbah film diluruhkan secara satu- persatu dan meluruh secara merata, peneliti selanjutnya melakukan pengendapan lumpur Ag+ yang terdapat dari limbah film radiologi selama 5 jam, yang bertujuan agar lumpur Ag+ tersebut mengendap ke dasar wadah dan terpisah dari campuran NaOH dan air.

Gambar 5. Pengendapan Lumpur Ag^+

e. Penyaringan Lumpur Ag^+

Setelah pengendapan selesai yang dilakukan selama 5 jam, peneliti melakukan pemisahan lumpur Ag+ yang didapat dari peluruhan limbah film radiologi dengan cara disaring dengan memakai kain yang memiliki pori-pori yang halus, yang bertujuan agar lumpur Ag+ yang didapat dari peluruhan terpisah dari larutan NaOH dan air.

Gambar 6. Proses Penyaringan

f. Pengeringan Lumpur Ag^+

Setelah proses penyaringan dilakukan, peneliti lalu melakukan pengeringan lumpur dengan cara disangrai. Metode ini ada dua cara yaitu dengan cara disangrai dan dijemur dengan panas matahari.

Tetapi dalam proses ini peneliti mengambil metode dengan cara disangrai, karena pengerjaanya yang cepat dan praktis dan menggunakan waktu yang singkat selama 30 menit dengan keadaan api sedang.

Gambar 7. Proses Penyangraian

Setelah proses pengeringan dilakukan dengan cara disangrai, lumpur perak yang basah berubah menjadi kering.

Gambar 8. Lumpur perak yang Sudah Kering

g. Pemurnian

Setelah proses pengeringan yang dilakukan dengan cara disangrai selama 30 menit, lumpur Ag+ yang telah kering berupa seperti pasir yang halus dan kering. Setelah itu di lumpur Ag+ masukan ke dalam koi yang telah disediakan, kemudian serbuk Ag+ tersebut dibakar menggunakan burner dengan api yang telah ditentukan panasnya yaitu 1000 oC selma 30 menit.

Gambar 9. Pembakaran Menggunakan *Burner*

Setelah melakukan pembakaran selama 30 menit serbuk Ag+ yang telah kering yang berada di dalam koi berubah menjadi cairan kental seperti lava yang berwarna merah menyala dan cairan tersebut saling menyatu membentuk kesatuan yang ditunjukan pada Gambar 10 di bawah.

Gambar 9. Perak yang Mencair

Setelah perak mencair seperti lava yang menyala, lalu cairan tersebut dituang kedalam air dingin, yang bertujuan agar cairan Ag+ (perak) yang dipanaskan dengan *burner* dapat membeku dan menggumpalmenjadi padatan perak yang bernilai jual di pasaran.

Gambar 10. Pemasukan Perak ke dalam Air

h. Hasil Pendapatan Perak Murni

Tabel 1. Hasil Pendapatan Perak Murni

Ukuran Film	Jumlah (lembar)	Hasil (gram)
24 x 30 cm	100 lembar	5,44 gram
35 x 35 cm	100 lembar	6,09 gram
30 x 40 cm	100 lembar	7,83 gram

Berdasarkan Tabel 1 di atas dapat dilihat bahwa film berukuran 24 x 30 dalam 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 5,44 gram, film ukuran 35 x 35 sebanyak 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 6,09 gram dan film ukuran 30 x 40 sebanyak 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 7,83 gram.

Perak yang didapat dari hasil pengolahan sudah dapat untuk dipasarkan, karena perak tersebut sudah menjadi perak yang murni dan tidak adalagi pengolahan untuk pemurnian berikitnya. Jadi limbah film radiologi sangat bernilai ekonomis apabila diolah menjadi perak metalik dengana menggunakan zat kimia basakuat.

Dari hasil yang didapat yang menjanjikan pemanfaattan limbah film di instalansi radiologi akan dapat teratasi dengan cara dimnfaatkan menjadi perak metalik

Proses pengolahan limbah film radiografi menjadi perak metalik menggunakan natrium hidroksida (NaOH) telah menunjukkan hasil yang sangat positif. Dengan menggunakan metode eksperimental, penelitian ini berhasil menghasilkan perak murni dari limbah film radiografi dengan variasi ukuran. Hasil penelitian menunjukkan bahwa 100 lembar

film radiografi berukuran 24 x 30 dapat menghasilkan perak sebanyak 5,44 gram, sedangkan film berukuran 35 x 35 dapat menghasilkan perak sebanyak 6,09 gram, dan film berukuran 30 x 40 dapat menghasilkan perak sebanyak 7,83 gram. Ini menunjukkan bahwa metode ini sangat efektif dalam mengubah limbah yang tadinya tidak berguna menjadi barang yang bernilai ekonomis (Candra et al., 2024)

Penggunaan NaOH dalam proses peluruhan juga memiliki kelebihan lain. Senyawa AgBr dalam film radiografi dapat terurai menjadi ion Ag+ dan Br- ketika terpapar sinar-X. Ion Ag+ ini kemudian dapat direaksikan dengan NaOH untuk menghasilkan perak murni. Proses ini tidak hanya efektif tetapi juga aman dan ramah lingkungan. Menurut Rahman (2009), pengelolaan limbah film radiografi harus dilakukan dengan cara yang tepat untuk menghindari kerugian ekologis. Oleh karena itu, penggunaan NaOH sebagai agen pengurai merupakan pilihan yang ideal. Penelitian sebelumnya oleh Ball dan Price (1995) juga menunjukkan bahwa pengelolaan limbah radiografi dapat dilakukan dengan cara yang efisien untuk mendapatkan hasil yang optimal.

Implementasi metode ini juga dapat meningkatkan kesadaran akan pentingnya pengelolaan limbah medis yang bertanggung jawab. Dengan demikian, instansi kesehatan dapat menerapkan prosedur yang lebih baik dalam pengelolaan limbah mereka. Sebagaimana yang dijelaskan oleh Suraningsih dan Felayani (2015), sistem dokumentasi seperti Reject Analysis Program (RAP) dapat membantu dalam meminimalisir jumlah film yang ditolak dan meningkatkan efisiensi operasional di rumah sakit. Selain itu, Menteri Kesehatan Republik Indonesia (2008) menekankan pentingnya standar pelayanan minimal dalam pengelolaan limbah medis, termasuk limbah film radiografi. Dengan meningkatnya kesadaran akan dampak lingkungan dari limbah medis, rumah sakit diharapkan dapat menerapkan prosedur yang lebih baik dalam pengelolaan limbah mereka.

Lebih lanjut, penelitian ini menunjukkan bahwa pemanfaatan limbah film radiografi tidak hanya memberikan keuntungan finansial tetapi juga mendukung upaya pelestarian lingkungan. Dengan memanfaatkan limbah tersebut untuk menghasilkan perak metalik, rumah sakit dapat mengurangi jumlah limbah berbahaya yang dihasilkan. Hal ini sejalan dengan prinsip keberlanjutan yang semakin diadopsi oleh banyak institusi kesehatan, di mana pengurangan limbah dan pemanfaatan sumber daya menjadi prioritas utama (Papp, 2006). Dengan demikian, pengolahan limbah film radiografi menjadi perak metalik menawarkan solusi inovatif yang tidak hanya menguntungkan secara finansial tetapi juga berkontribusi pada pelestarian lingkungan. .

Simpulan

Setelah peneliti melakukan penelitian tentang proses pengolahan dan peluruhan Ag+ limbah film radiografi dengan menggunakan zat kimia basa kuat Natrium Hidroksida (NaOH) untuk mendapatkan perak maka peneliti mengambil kesimpulan sebagai berikut:

Cara pengolahan limbah film radiografi yang pertama adalah peneliti menyiapkan alat dan bahan darai berbagai sumber dan setelah itu peneliti melakukan peluruhan dengan Natrium Hidroksida, setelah melakukan peluruhan dan didapat lumpur perak, setelah itu lumpur perak dikeringkan dengan cara disangrai dan setalah lumpur kering barulah lumpur perak dibakar dengan *burner* agar perak mencair dan menjadi perak yang siap dipasarkan.

Hasil dalam pengolahan limbah film radiologi menggunakan zat kimia basa kuat yaitu Natrium Hidroksida (NaOH) untuk mendapatkan perak metalik, kemudian didapatkan hasil perak murni yaitu pada film berukuran 24 x 30 dalam 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 5,44 gram, film ukuran 35 x 35 sebanyak 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 6,09 gram dan film ukuran 30 x 40 sebanyak 100 lembar mendapatkan hasil perak sebanyak 7,83 gram.

Daftar Pustaka

Ball, J., & Price, T. (1995). CHESNEY'S RADIOGRAPHIC IMAGING (6th ed.). Wiley-Blackwell.

Candra, D., Apriantoro, N.H., & Putri, A.V.A. (2024). Pengolahan Perak Metalik Pada Limbah Film Radiografi Dengan Menggunakan Natrium Hidroksida. *Jurnal Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi*.

Menteri Kesehatan Republik Indonesia. (2008). STANDAR PELAYANAN RUMAH SAKIT. 129/Menkes.

Papp, J. (2006). QUALITY MANAGEMENT IN THE IMAGING SCIENCES (3rd ed.). Mosby Elsevier.

Rahman, N. (2009). RADIOFOTOGRAFI. Universitas Baiturrahmah.

Suraningsih, N., & Felayani, F. (2015). ANALISA PENOLAKAN RADIOGRAF DI INSTALASI RADIOLOGI RUMAH SAKIT BHAYANGKARA SEMARANG. Universitas Widya Husada Semarang, 6(1), 7–14.

World Health Organization (WHO). (2012). *Safe Management of Wastes from Healthcare Activities*.

Environmental Protection Agency (EPA). (2016). *Hazardous Waste Management*.

National Institute of Health (NIH). (2010). *Guidelines for the Safe Handling of Radioactive Materials*.

International Atomic Energy Agency (IAEA). (2015). *Radiation Safety Standards for Protection against Radiation Exposure and Sources, and Loss of Radioactive Substances During Transport*.

Analisis Nilai CT *Number* (CTN) dan Kualitas Citra dari Pengaruh Variasi Tegangan dan Arus Tabung Menggunakan Pesawat CT Simulator

Nisa Amalia Ansar[1] Syamsir Dewang[2] Satrial Male[3]
[1,2]*Departemen Fisika, Universitas Hasanuddin, Indonesia*
[3]*Instalasi Radioterapi, Rumah Sakit Tk. II Pelamonia Makassar, Indonesia*

Corresponding author: Nisa Amallia Ansar
Email: nisaamaliaansar@gmail.com

ABSTRACT

Background: The CT simulator is an integral part of radiotherapy treatment that can determine the target location and dose planning in images. Exposure factors such as tube voltage and current are important components that affect the resulting images. This study compares the effects of varying exposure factors on CT numbers (CTN) and image quality (spatial resolution, uniformity, SNR, and CNR).
Methods: This study used a Catphan®604 phantom with helical image acquisition on a CT simulator to obtain images. The voltage variations were 80, 100, 120, and 135 kV. Additionally, current variations of 50, 100, 150, and 200 mA were applied at both their maximum and minimum values.
Results: The study results indicate that variations in voltage tend to decrease CTN values and improve image quality. Conversely, variations in current do not result in significant changes in CTN values but tend to enhance the quality of the image. The optimal values for CTN and image quality were found at 100 kV and 200 mA.
Conclusions: The exposure factor of voltage significantly affects changes in CTN and image quality. Conversely, tube current does not have a significant impact on CTN. As the voltage and current increase, the image quality improves, but the resulting noise also becomes greater.

Keyword: CT Simulator, CT Number, SNR, CNR, image quality.

Pendahuluan

Computed Tomography (CT) *simulator* merupakan alat yang sangat penting dalam pengobatan radioterapi. Kegunaan dari alat ini bisa untuk menentukan lokasi target, perawatan perencanaan, dan akurasi spasial dalam pemberian dosis pada citra (Podgorsak, 2005). Dalam hal pemberian dosis, perlu diperhatikan pula posisi pada saat melakukan penyinaran. Posisi yang dilakukan sama dengan posisi pada saat dilakukan CT-*scan* biasa dan hal ini perlu mementingkan akurasi dan reproduksibilitas posisinya. Selain itu, terdapat pula komponen tambahan seperti *Organs At Risk* (oar) mampu menghasilkan pengobatan yang lebih tepat dan akurat (Zalokar et al., 2020).

Citra yang dihasilkan berasal dari paparan sinar-x yang berada di tabung x-ray yang diputar dan disalurkan ke seluruh tubuh. Hasil citra memiliki piksel yang mempresentasikan nilai atenuasi linear dari berkan sinar-x yang berinteraksi dengan kepadatan jaringan dan disebut sebagai CT N*umber* atau *hounsfield unit* (HU) (AFIFI ET AL., 2020). CT *Number* (CTN) memiliki sifat kuantitatif yang mengacu pada diagnosis yang lebih akurat dalam hal dimensi linear. Oleh karena itu, dapat digunakan dalam menilai volume tumor secara akurat walaupun strukturnya diketahui maupun tidak diketahui (J. Bushberg, J. Seibert, E. Leidholdt, 2002). Parameter yang mempengaruhi nilai hu, antara lain seperti arus tabung, tegangan tabung, sidang pandang, dan algoritma rekonstruksi gambar (Chand et al., 2022). Pada citra diperlukan juga suatu pengolahan citra agar diperoleh kualitas citra yang baik sehingga tidak terjadi kesalahan dalam mendiagnosa, pengolahannya seperti resolusi spasial, keseragaman nilai HU (*uniformity* HU), *Signal To Noise Ratio* (SNR), dan *Contrast To Noise Ratio* (CNR) (Tomic et al., 2018).

Resolusi spasial merupakan gambaran detail kecil pada citra (Bahrurridha et al., 2022). Semakin tipis irisan pada citra, maka nilai resolusi spasial akan semakin bagus namun memiliki nilai *noise* yang besar (Kusumaningsih et al., 2023). Salah satu metode yang digunakan dalam menentukan domain frekuensi pada resolusi spasial adalah *Modulation Transfer Function* (MTF), dimana gambaran nilainya berbentuk grafik MTF 10% yang merupakan suatu objek yang bisa dilihat

secara langsung. Jika nilai MTF yang diperoleh semakin tinggi, maka objeknya akan semakin terlihat dengan jelas (Fatimah Azhara et al., 2023). Parameter lain yang digunakan seperti *uniformity*, SNR, dan CNR menggunakan bagian fantom yang hanya berkomponen air karena untuk membuat jaringan lunak pada tubuh manusia (Mberato et al., 2023). Parameter *uniformity* merupakan kemampuan agar mempertahankan nilai hu pada objek yang memiliki nilai densitas yang sama secara konsisten. Nilai *uniformity* diperoleh dari rumusan berikut (Lestari & Heru, 2022):

$$UI=100\times\frac{\overline{HU_{periphery}}-\overline{HU_{center}}}{\overline{HU_{center}}+1000} \quad (1)$$

Sementara, nilai SNR adalah penggambaran tingkat perbedaan antara sinyal dan *noise* atau standar deviasi yang diukur. Jika nilai SNR semakin besar, maka sinyal dan *noise* akan semakin mudah dibedakan (Kusumaningsih et al., 2023). Nilai SNR diperoleh dari rumus berikut (Irsal & Winarno, 2020):

$$\boldsymbol{SNR}=\frac{\boldsymbol{HU_{sample}}}{\boldsymbol{\sigma_{background}}} \quad (2)$$

Sedangkan, CNR adalah hasil dari sebuah citra objek yang jelas berdasarkan kondisi *noise* di latar belakang (Kartika Sari et al., 2021). Nilai CNR sebanding dengan kualitas citranya, semakin tinggi nilai CNR, maka semakin baik pula hasil citra yang diperoleh (Fatimah Azhara et al., 2023). Perhitungan nilai CNR dihitung melalui rumus berikut (Irsal & Winarno, 2020):

$$\boldsymbol{CNR}=\frac{\overline{\boldsymbol{HU_{sample}}}-\overline{\boldsymbol{HU_{bckg}}}}{\boldsymbol{\sigma}} \quad (3)$$

Fantom C*atphan*®604 memiliki nilai standar hu yang telah ditetapkan yang ditampilkan pada tabel 1. Fantom ini memiliki irisan berbagai irisan yang bisa dianalisis, seperti dalam hal kebisingan, keseragaman, resolusi spasial, dan linearitas kontras (Anonim, 2020).

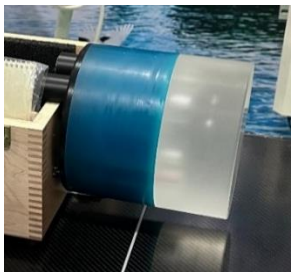
Tabel 1. Nilai Standar HU Pada Fantom *Catphan*®604

MAterial	*Hounsfield unit*
Air	-1046 : -986
Pmp	-220 : -172
Ldpe	-121 : -87
Polystyrene	-65 : -29
Acrylic	92 : 137
Bone 20%	211 : 263
Delrin®	344 : 367
Bone 50%	667 : 783
Teflon®	941 : 1060

Penelitian yang dilakukan oleh Afifi, dkk adalah memvariasikan faktor eksposi seperti tegangan dan arus tabung untuk melihat pengaruhnya terhadap nilai hu dan RED-CT pada CT-*scan* (Afifi et al., 2020). Sedangkan, penelitian yang dilakukan oleh Tomic, dkk adalah membandingkan kualitas citra dari tiga alat CT simulator dengan ukuran lubang yang berbeda (Tomic et al., 2018) Oleh karena itu, pada penelitian ini akan dilakukan dengan memvariasikan faktor eksposi sepertui tegangan dan arus tabung untuk melihat pengaruhnya terhadap nilai hu beserta kualitas citranya pada alat CT simulator dengan menggunakan fantom *Catphan*®604.

Metode

Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radioterapi Tk.II Pelamonia MAkassar dengan menggunakan pesawat CT *simulator* merk *Canon Lightning Aquilion* dan fantom C*atphan*®604 (gambar 1).

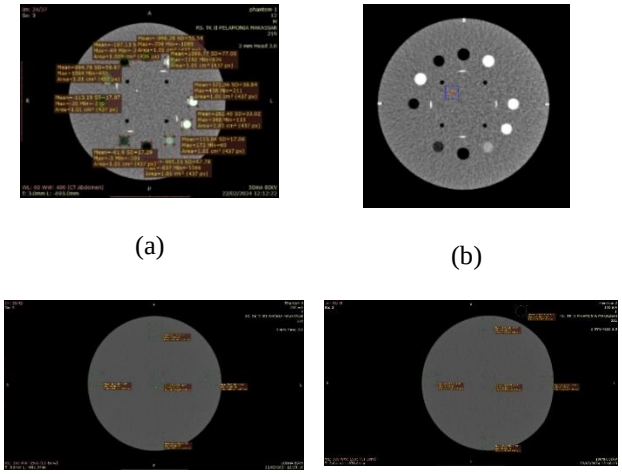


Gambar 1. Fantom *catphan*®604

Pengambilan data dilakukan dengan memvariasikan tegangan dan arus tabung untuk mendapatkan nilai CTN, resolusi spasial, *uniformity*, SNR, dan CNR. Sebelum dilakukan pengambilan data, terlebih dahulu dilakukan pemeriksaan dan pemanasan terhadap pesawat agar memastikan bahwa kondisi pesawat siap untuk digunakan. Parameter variasi tegangan diatur pada 80 kV, 100 kV, 120 kV, dan 135 kV terhadap arus konstan maksimal dan minimal sebesar 50 mA dan 200 mA. Sedangkan, untuk parameter variasi arus dilakukan dengan nilai 50 mA, 100 mA, 150 mA, dan 200 mA terhadap tegangan maksimal dan minimal yang konstan sebesar 80 kV dan 135 kV. Parameter lainnya seperti tebal irisan sebesar 3 mm dan waktu rotasi yang digunakan sebesar 2 detik. Hasil citra yang diperoleh akan dianalisis dengan menggunakan dua *software*, yaitu indoqct untuk mencari nilai resolusi spasial dan *radiant* dicom untuk memperoleh nilai HU, *uniformity*, SNR, dan CNR.

Pengukuran yang dilakukan untuk mencari nilai HU dilakukan dengan menggunakan *software Radiant* DICOM, pada penempatan ROI berada di 9 material yang ada di dalam fantom seperti yang

ditunjukkan pada Gambar 2.a. Sementara dalam pengukuran kualitas citra yang pertama pada pengukuran resolusi spasial menggunakan *software* indoQCT dengan menempatkan ROI tepat pada bagian titik yang dikelilingi oleh 9 material seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.b. Kemudian, untuk parameter *uniformity*, SNR, dan CNR menggunakan *software Radiant* DICOM. Penempatan ROI untuk *uniformity* berada di tengah, atas, bawah, kiri, dan kanan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.c. Sedangkan penempatan ROI untuk SNR dan CNR sama dengan *uniformity*, tetapi terdapat lagi satu ROI yang berada di luar citra atau *background* seperti pada Gambar 2.d.



(a) (b)

(c) (d)

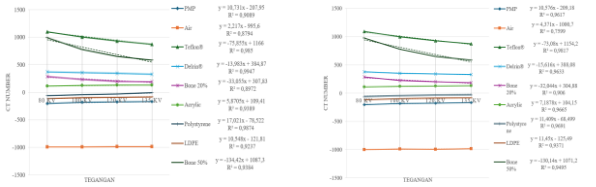
Gambar 2. Penempatan ROI untuk pengukuran (a) hu pada 9 material; (b) resolusi spasial; (c) *uniformity*; (d) SNR dan CNR

Hasil dan Pembahasan

Analisis CT *Number* Pada Setiap Material Phantom

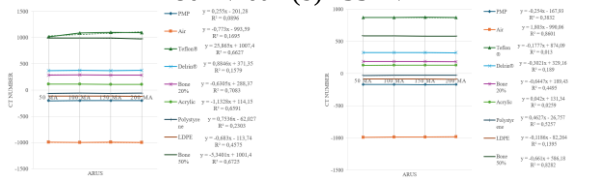
CT *number* merupakan nilai numerik yang ada pada setiap piksel dalam suatu citra. Nilai ini digunakan untuk menilai volume dari tumor atau diameter lesi secara akurat. Peletakan ROI berada diantara lingkaran 9 material pada fantom *Catphan*®604 dengan tiga *Field Of View* (FOV) yang berbeda, yaitu -693,00 mm; -696,00 mm; dan -699,00 mm. Pengambilan data ini dengan menggunakan *software Radiant* DICOM.

Pengambilan data dilakukan dengan dua kali percobaan, pertama dengan memvariasikan tegangan tabung sebesar 80, 100, 120, dan 135 kV terhadap arus konstan sebesar 50 mA dan 200 mA. Kemudian, percobaan kedua dengan memvariasikan arus tabung sebesar 50, 100, 150, dan 200 mA terhadap tegangan konstan sebesar 80 kV dan 135 kV. Sedangkan, untuk parameter lain seperti tebal irisan sebesar 3 mm dan waktu rotasi sebesar 2 detik. Nilai HU terhadap variasi tegangan dan arus digambarkan dalam bentuk suatu grafik, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3 dan Gambar 4.



(a) (b)

Gambar 3. Hasil CTN Terhadap Variasi Tegangan (a) 80 kV dan (b) 135 kV



(a) (b)

Gambar 4. Hasil CTN Terhadap Variasi Arus (a) 50 mA dan (b) 200 mA

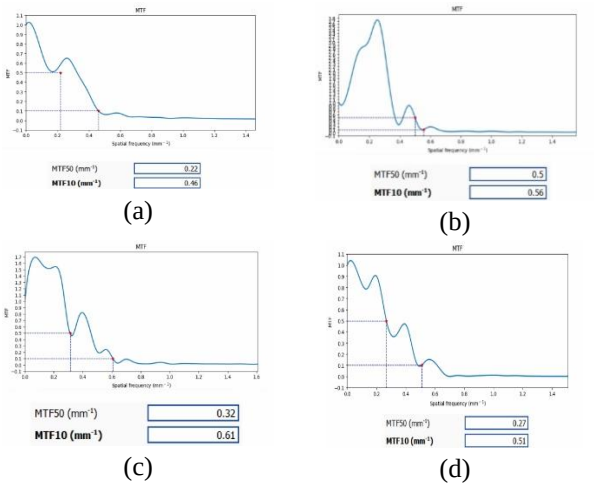
Hasil yang ditampilkan pada Gambar 3, memiliki nilai yang sesuai dengan standar hu pada fantom C*atphan*®604 dalam setiap nilai material yang ada seperti yang tertera pada Tabel 1. Namun, hasil pada Gambar 4.a memiliki 4 dari 9 material yang tidak sesuai. Sedangkan, gambar 4.b hanya memiiliki 1 dari 9 material yang sesuai dari standar fantom tersebut. Pengaruh dari variasi tegangan terhadap nilai HU adalah semakin tinggi nilai kV yang diberikan, maka semakin menurun nilai HU yang diperoleh. Sedangkan, pengaruh variasi arus terhadap nilai HU adalah semakin tinngi mA yang diberikan tidak terlalu mempengaruhi perubahan terhadap nilai HU pada material.

Analisis Resolusi Spasial

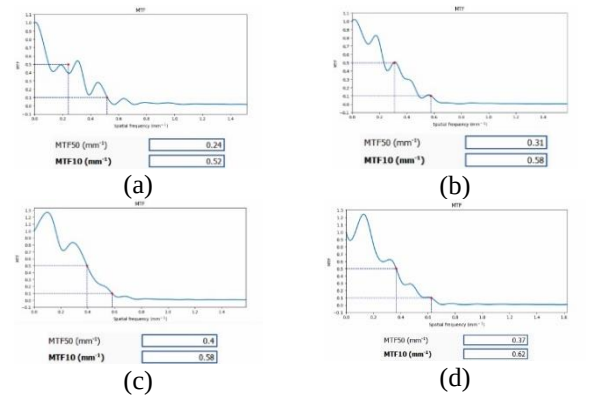
Resolusi spasial merupakan kemampuan untuk melihat suatu objek dalam meningkatkan kontras yang tinggi. Perhitungan nilainya menggunakan MTF yang menggambarkan perbandingan antara objek dan *background*. Peletakan ROI berada pada objek putih yang dikelilingi oleh sembilan material fantom. Pengambilan data ini dilakukan dengan menggunakan *software* indoQCT. Kemudian,

parameter eksposinya sama seperti percobaan sebelumnya.

Nilai MTF 10% merupakan batas objek yang dapat dilihat secara langsung. Pengukuran nilainya akan digambarkan dalam bentuk sebuah grafik yang ditunjukkan pada Gambar 5.a yang menampilkan variasi tegangan dan Gambar 5.b yang menampilkan variasi arus.

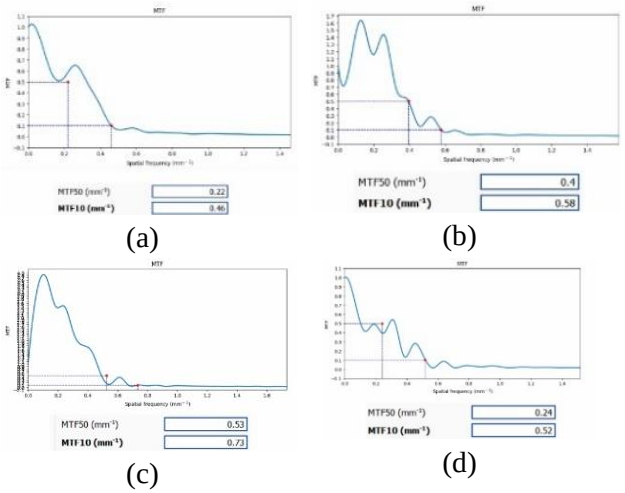


Gambar 5. Hasil nilai MTF dengan Variasi Tegangan Terhadap Arus Minimal 50 mA (a) 80 kV; (b) 100 kV; (c) 120 kV; dan (d) 135 kV

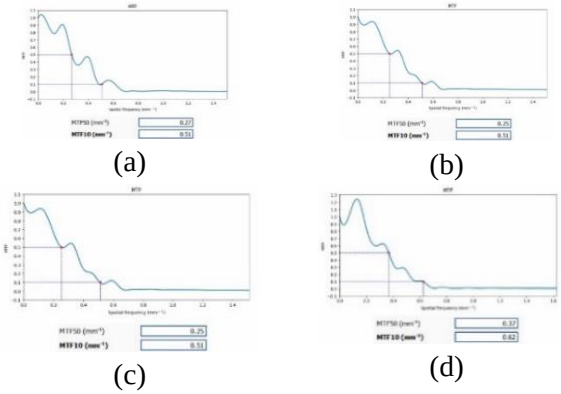


Gambar 6. Hasil nilai MTF dengan Variasi Tegangan Terhadap Arus Maksimal 200 mA (a) 80 kV; (b) 100 kV; (c) 120 kV; dan (d) 135 kV

Pada Gambar 5 nilai MTF 10% yang diperoleh adalah 0,46; 0,56; 0,61; dan 0,51 cycle/mm pada tegangan yang secara berurutan sebesar 80, 100, 120, dan 135 kV. Kemudian untuk grafik pada arus konstan maksimal 200 mA yang ditampilkan gambar 6, memperoleh nilai MTF 10% adalah 0,52; 0,58; 0,58; dan 0,62 cycle/mm dengan tegangan yang secara berurutan sebesar 80, 100, 120, dan 135 kV. Berdasarkan dari hasil yang diperoleh dapat dikatakan bahwa semakin tinggi nilai tegangan, maka semakin tinggi pula nilai MTF yang diperoleh. Jika nilai MTF semakin besar, maka resolusi kontras tinggi juga akan semakin membaik. Sesuai dari standar IAEA yang menyatakan bahwa nilai MTF ≥0,5 cycle/mm, hal ini dapat dinyatakan bahwa semua nilai dari variasi tegangan lolos standar IAEA.



Gambar 7. Hasil nilai MTF dengan variasi arus terhadap tegangan minimal 80 kV (a) 50 mA; (b) 100 mA; (c) 150 mA; dan (d) 200 mA



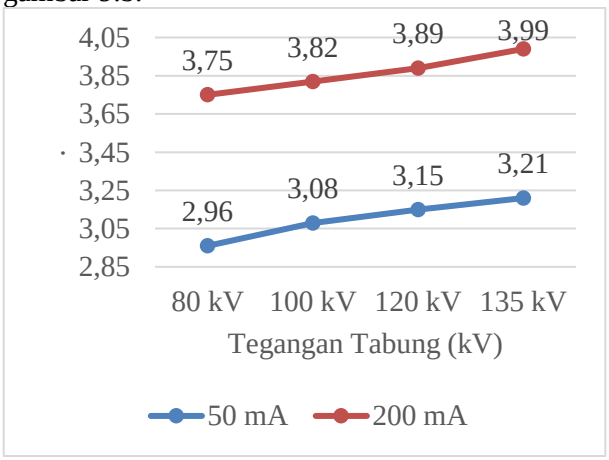
Gambar 8. Hasil nilai MTF dengan Variasi Arus Terhadap Tegangan Maksimal 135 kV (a) 50 mA; (b) 100 mA; (c) 150 mA; dan (d) 200 mA

Pada Gambar 7, merupakan hasil nilai MTF dari variasi arus. Pada 80 kV konstan dihasilkan nilai 0,46; 0,58; 0,73; dan 0,52 cycle/mm dan pada gambar 8, menghasilkan nilai 0,51; 0,51; 0,54; dan 0,62 cycle/mm dengan arus yang secara berurutan sebesar 50, 100, 150, dan 200 mA. Berdasarkan hasil yang diperoleh dapat dikatakan bahwa semakin nilai arus sebanding dengan nilai MTF. Sesuai dari standar IAEA, maka dapat dikatakan bahwa nilai MTF yang diperoleh sesuai dengan standar IAEA. Hal ini menandakan pesawat

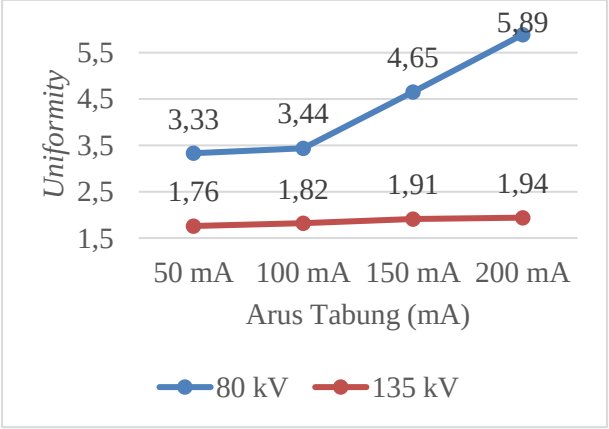
CT *simulator* masih mampu dalam menghasilkan resolusi spasial yang baik.

Analisis *Uniformity*

Uniformity merupakan ikatan antara satu material yang akan mempertahankan nilai ROI yang sama pada citra yang digunakan, biasanya irisan yang diambil berupa material yang berisi udara. Peletakan ROI berada di arah jam 12 (tepi atas), jam 3 (tepi kanan), jam 6 (tepi bawah), dan jam 9 (tepi kiri). Sama seperti sebelumnya, pengambilan data dilakukan dengan memvariasikan tegangan yang ditunjukkan pada gambar 9.a dan variasi arus yang ditunjukkan pada gambar 9.b.



(a)



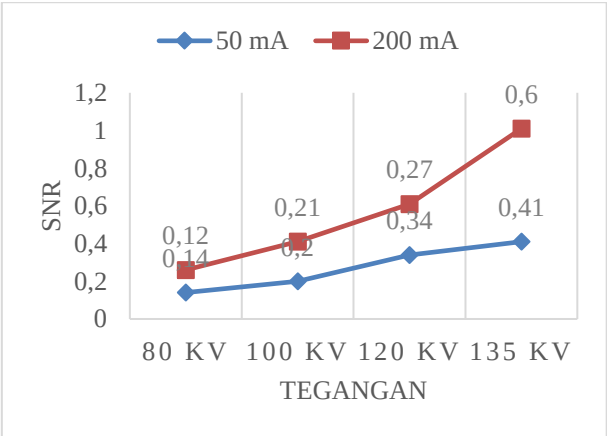
(b)

Gambar 9. Nilai *Uniformity* Terhadap (a) Variasi Tegangan; (b) Variasi Arus

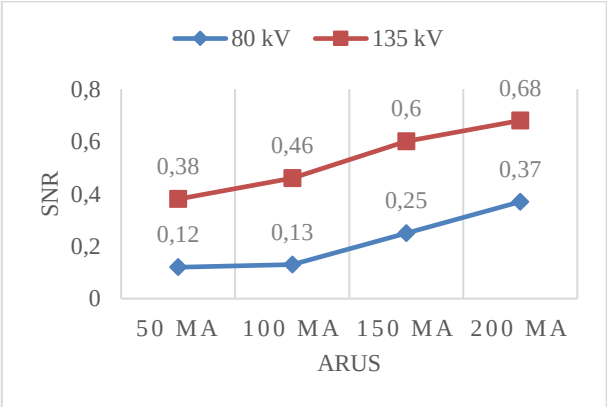
Kedua grafik ini menunjukkan bahwa semakin tinggi nilai tegangan dan arus yang diberikan maka semakin besar pula nilai *uniformity* yang diperoleh. Nilai dari *uniformity* ini akan disesuaikan dengan standar *International Atomic Energy Agency* (IAEA), di mana nilainya ±4 HU. Sehingga, berdasarkan hasil yang diperoleh, maka nilai dari keseluruhan variasi sesuai dengan standar dari IAEA.

Analisis *Signal-to-Noise Ratio* (SNR)

Signal to Noise Ratio merupakan parameter penting dalam menentukan kualitas citra. SNR menggambarkan tingkat perbedaan antara *noise* dan sinyal yang diukur. Semakin besar nilai SNR yang diperoleh, maka semakin mudah pula untuk dibedakan. Hasil dari nilai yang diperoleh digambarkan dalam bentuk grafik yang ditunjukkan pada Gambar 10.



(a)



(b)

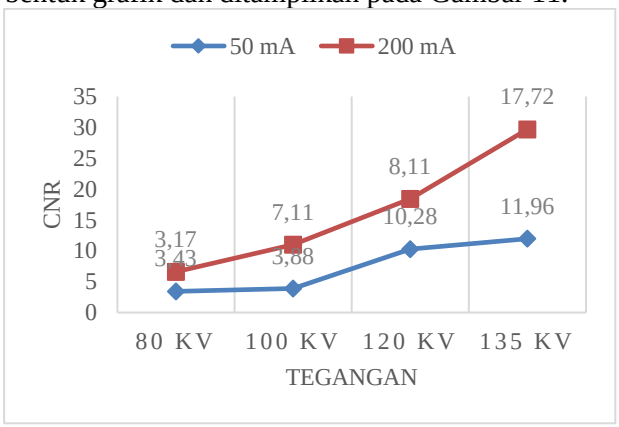
Gambar 10. Hasil Nilai SNR dengan (a) Variasi Tegangan dan (b) Variasi Arus

Berdasarkan hasil yang diperoleh kedua gambar memiliki nilai yang konstan naik setiap meningkatkan tegangan dan arus yang diberikan. Nilai yang tertinggi untuk variasi tegangan berada pada 135 kV dengan masing-masing arus konstan yang ditentukan, sedangkan untuk variasi arus berada pada 200 mA dengan tegangan konstan yang telah ditentukan. Hal ini menandakan bahwa kualitas citra paling bagus berada pada tegangan

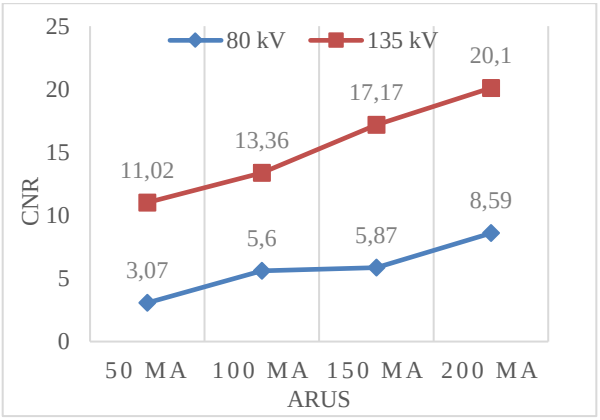
135 kV dan 200 mA, dan memiliki nilai *noise* yang kecil.

Analisis *Contrast-to-Noise Ratio* (CNR)

Contrast to noise ratio (CNR) merupakan kemampuan sistem dalam menilai antara sinyal dan *noise* dari latar belakang. Semakin besar nilai CNR, maka semakin mudah dalam mendiagnosis suatu citra. Pengambilan data CNR dilakukan sama seperti SNR dan berada pada irisan yang berisi udara. Hasil yang diperoleh digambarkan dalam bentuk grafik dan ditampilkan pada Gambar 11.



(a)



(b)

Gambar 11. Hasil Nilai CNR Pada (a) Variasi Tegangan dan (b) Variasi Arus

Berdasarkan hasil yang diperoleh dapat dikatakan bahwa tegangan dan CNR berbanding lurus. Nilai CNR yang paling tinggi berada pada 135 kV untuk variasi tegangan dan 200 mA untuk variasi arus. Hal ini menandakan bahwa pada tegangan dan arus tersebut memiliki citra yang baik serta nilai *noise* yang kecil.

Simpulan

Pengaruh variasi tegangan terhadap CTN cenderung mengalami penurunan terhadap setiap material, sedangkan, untuk variasi arus tidak terjadi perubahan yang signifikan terhadap setiap material pada fantom. Kemudian, pengaruh variasi tegangan arus dan tegangan terhadap kualitas citra dapat dikatakan bahwa semakin tinggi tegangan dan arus yang diberikan, maka hasil kualitas citra akan semakin baik. Selain itu, hasil yang diperoleh rata-rata memiliki nilai keseluruhan yang lolos uji sesuai dari standar IAEA. Walaupun, pada resolusi spasial terdapat nilai yang tidak lolos uji, seperti pada tegangan 80 kV dan arus sebesar 50 mA. Oleh karena itu, disarankan agar lebih banyak menggunakan variasi parameter agar memperoleh kualitas citra yang baik dan mempermudah dalam mediagnosis suatu citra.

Daftar Pustaka

Afifi, M. B., Abdelrazek, A., Deiab, N. A., Abd El-Hafez, A. I., & El-Farrash, A. H. (2020). The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, *13*(1), 1–11.

Anonim. (2020). *Catphan 604 Manual*. The Phantom Laboratory.

Bahrurridha, F., Suherman, P. H., & Tunggadewi, D. A. T. A. (2022). PERBANDINGAN KUALITAS CITRA PADA SOFWARE ASiR-V DAN NON ASiR-V DENGAN MENGGUNAKAN CT-SCAN GE. *Jurnal Pembelajaran Fisika*, *11*(1), 1. https://doi.org/10.19184/jpf.v11i1.30358

Chand, B., Priyamvda, Kumar, M., Prasher, S., & Kumar, M. (2022). Effect of CT number to relative electron density curves acquired at different tube voltage and current on radiotherapy dose calculation. *Journal of Physics: Conference Series*, *2267*(1).

Fatimah Azhara, M., Dewang, S., Dewi Astuty, S., Rosyidah, U., & Abdul Samad, B. (2023). Analisis Modulation Transfer Function (MTF) dan Contras-to-Noise Ratio (CNR) untuk Optimasi Kualitas Citra CT-Scan. *Berkala Fisika*, *26*(1), 1–7.

Irsal, M., & Winarno, G. (2020). Pengaruh Parameter Milliampere-Second (mAs) terhadap Kualitas Citra Dan Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan CT scan Kepala Pediatrik. *Jurnal Fisika Flux: Jurnal Ilmiah Fisika FMIPA Universitas Lambung Mangkurat*, *17*(1), 1. https://doi.org/10.20527/flux.v17i1.7085

J. Bushberg, J. Seibert, E. Leidholdt, J. B. (2002). *The Essential Physics for Medical Imaging*

2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins.

Kartika Sari, N. L., Bahagia, D. T., Hartoyo, P., & Muliyati, D. (2021). The Effects Of High Dose and Low Dose Protocols In Thorax's CT Scan Image Quality. *Indonesian Journal of Applied Physics*, *11*(2), 189. https://doi.org/10.13057/ijap.v11i2.48365

Kusumaningsih, L. P. R., Suryatika, I. B. M., Trisnawati, N. L. P., & Irhas, R. (2023). Pengaruh Slice Thickness terhadap Signal to Noise Ratio (SNR) dari Hasil Penyinaran CT Scan di RSUP Prof. Dr. I.G.N.G Ngoerah. *Kappa Journal*, *7*(2), 326–330.

Lestari, R., & Heru, N. (2022). Evaluasi Nilai Noise dan Uniformity Citra CT Scan Sebelum dan Setelah Kalibrasi Harian Makalah Penelitian Menyerahkan Diterima Terbit Computed Tomography (CT) Scan merupakan modalitas pencitraan medis yang dapat menampilkan citra tampang lintang tubuh d. *Jurnal Pengawasan Tenaga Nuklir*, *2*(1), 6–12.

Mberato, A. J. G. M., Ratini, N. N., Yuliara, I. M., & Irhas, R. (2023). Analysis of the Effect of the X-Ray Tube Current on Uniformity Image Noise Values. *Indonesian Physical Review*, *6*(1), 11–19.

Podgorsak, E. . (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. In *IAEA*. IAEA.

Tomic, N., Papaconstadopoulos, P., Aldelaijan, S., Rajala, J., Seuntjens, J., & Devic, S. (2018). Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size. *Physica Medica*, *45*, 198–204.

Zalokar, N., Žager Marciuš, V., & Mekiš, N. (2020). Establishment of national diagnostic reference levels for radiotherapy computed tomography simulation procedures in Slovenia. *European Journal of Radiology*, *127*.

Penentuan *Margin Planning Target Volume* (PTV) Radioterapi dengan Teknik IMRT Kasus Kanker Nasofaring

Sitti Fathul Jannah[1], Syamsir Dewang[1], Satrial Male[2]
[1]*Departemen Fisika, Universitas Hasanuddin, Indonesia*
[2]*Instalasi Radioterapi, Rumah Sakit Pelamonia Makassar, Indonesia*

Corresponding author: Sitti Fathul Jannah
Email: fathul1616@gmail.com

ABSTRACT

Background: This research was conducted to determine PTV margins from the results of geometry verification using 3 calculation formulas for nasopharyngeal cancer cases with Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) techniques and recommend the most suitable calculation method for determining PTV margins. Verification is important to determine whether there is a shift in radiotherapy planning. Geometry errors or shifts were analyzed to obtain PTV margin values and reduce setup errors including systematic and random errors.
Methods: This type of research is quantitative research with interactive methods, interviews, documentation, and data collection of patient verification results. Geometry verification was carried out 3 times in the first fraction, 10th fraction, and 20th fraction using Electronic Portal Imaging Device (EPID) for nasopharyngeal cancer (KNF) cases at Radiotherapy Installation Pelamonia Hospital Makassar.
Results: The results showed that the random error was greater than the systematic error, indicating that it is more difficult to correct the random error due to its changing value. This occurs due to the movement of the organ around the target.
Conclusions: The PTV margin values in each formula were found to be 10.31 cm x-axis; 8.47 cm y-axis; and 60.34 cm z-axis using the Van Herk formula. The PTV margin using Stroom formula was 8.79 cm x-axis; 7.15 cm y-axis; and 51.47 cm z-axis. The PTV margin using the ICRU 62 formula was 4.90cm x-axis; 3.75cm y-axis; and 28.92cm z-axis. Van Herk's formula PTV margin is recommended based on the lowest percentage shift that lies outside the PTV margin.

Keyword: geometry verification; nasopharyngeal cancer; PTV; IMRT; EPID

Pendahuluan

Kanker nasofaring (KNF) adalah bentuk karsinoma timbul pada daerah nasofaring (area pada *superior* tenggorokan dan di bagian *posterior* hidung) (Ma et al., 2021). Jumlah pasien yang menderita KNF semakin meningkat dan dapat menyebabkan kematian (Susetiyo et al., 2022). Di Indonesia, KNF merupakan keganasan terbanyak keempat, dengan tingkat kejadian diperkirakan 6,2 per 100.000 penduduk atau 12.000 kasus baru per tahun. KNF biasanya terlambat terdiagnosis, karena letak anatomi nasofaring yang tersembunyi (I Made Sunantara Astrea & I Gde Ardika Nuaba, 2023). Radioterapi dosis tinggi sebagai modalitas utama pengobatan KNF. Untuk menghindari cedera pada struktur normal dan membasmi sel kanker, sehingga perencanaan perawatan radioterapi yang cermat penting dilakukan (Ng et al., 2022). Sistem perencanaan perawatan (*Treatment Planning System-TPS*) radioterapi pada KNF seringkali terkendala karena volume target yang berbelit-belit dan sejumlah besar organ-organ sehat yang berisiko (*Organ at Risk-OAR*) di sekitar tumor yang dilalui radiasi saling berdekatan. Oleh karena itu, sebelum dilakukan tindakan radioterapi diperlukan perencanaan perlakuan radiasi yang disebut TPS (Bai et al., 2020). Kemunculan IMRT sebagai bentuk revolusi radioterapi konformal tiga dimensi (*Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy*-3DCRT) yang merupakan kemajuan teknis paling penting dalam radioterapi. IMRT memiliki keunggulan dosimetri yang sangat baik sehingga dapat meminimalisir dosis radiasi yang diterima oleh organ sehat, sementara itu, target dapat memperoleh dosis yang optimal (Yeh et al., 2021). Akan tetapi, posisi anatomi lokal yang kompleks antara target dan sejumlah OAR di sekitarnya menyebabkan banyak kesalahan pengaturan dalam perencanaan dan pemberian pengobatan terhadap target (Abdullah et al., 2022). Kesalahan pengaturan dapat bervariasi dari hari ke

hari, hal ini terjadi akibat perbedaan dosis yang terakumulasi selama proses perencanaan perawatan dan reposisi pasien, yang menyebabkan pergeseran dalam distribusi dosis kumulatif (Amaoui et al., 2020). Untuk memastikan target memperoleh dosis radioterapi secara optimal, *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) merekomendasikan penentuan *Planning Target Volume* (PTV) (Biston et al., 2020). Menurut ICRU 62 PTV merupakan volume target dengan konsep geometris statis yang dijadikan sebagai fokus utama penyinaran dengan pengiriman dosis optimal ke *Clinical Target Volume* (CTV). Penentuan PTV dapat menghindari deviasi cakupan CTV karena kesalahan anatomi dan geometri (Podgorsak, 2005).

Keakuratan margin PTV dapat meminimalkan kesalahan pengaturan yang terdiri atas kesalahan sistematik dan acak (Amaoui et al., 2020). Kesalahan sistematik menyebabkan distribusi dosis menyimpang dari CTV, sementara kesalahan acak mengaburkan distribusi dosis di sekitar CTV. Proses verifikasi geometri menggunakan data margin PTV dapat membantu untuk memastikan bahwa volume penargetan sama dengan rencana pengobatan (Ramanathan et al., 2022). Verifikasi geometri dapat dilakukan dengan teknik IMRT menggunakan perangkat pencitraan portal elektronik (*Electronic Portal Imaging Device*-EPID) yang dapat menghasilkan citra dua dimensi. EPID adalah alat tambahan yang diintegrasikan pada pesawat Linac dengan sistem digital yang dapat dilihat langsung pada monitor komputer untuk verifikasi terapi (Cristian NP et al., 2023). EPID secara cepat dapat mendeteksi dan memperbaiki kesalahan pengaturan serta mengurangi margin pengobatan (Farajollahi et al., 2022).

Penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh Elham dkk. (2023), mengenai kesalahan pengaturan dan perhitungan margin CTV-PTV menggunakan verifikasi EPID dinilai sangat efektif. Penelitian ini menggunakan metode van Herk, Stroom dan ICRU *Report* 62 untuk memperhitungkan margin PTV (Biomed et al., n.d.). Penelitian lainnya oleh Priyanka dkk. (2019), mengenai kesalahan pengaturan dan pengoptimalan margin PTV pada pasien KNF menggunakan teknik IMRT. Verifikasi dilakukan dengan *kiloVoltage Cone-Beam Computed Tomography* (kV-CBCT) pada lima fraksi awal radiasi menggunakan metode van Herk untuk menentukan kesalahan sistematik dan kesalahan acak dari populasi. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kesalahan sistematik lebih besar dari kesalahan acak dan dilakukan pemberian margin sebesar 5 mm ke segala arah pada CTV untuk mendapatkan PTV yang sesuai pada pelaksanaan radioterapi KNF dengan teknik IMRT (Biswas et al., 2020).

Berdasarkan beberapa penelitian yang telah disebutkan menunjukkan bahwa verifikasi geometri dalam perencanaan radioterapi penting dilakukan untuk mengetahui pergeseran yang terjadi dalam penentuan margin PTV. Penentuan margin PTV dalam penelitian menggunakan metode perhitungan Van Herk, Stroom, dan ICRU *Report* 62 dari hasil verifikasi geometri dengan teknik penyinaran IMRT menggunakan EPID di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Pelamonia Makassar. Verifikasi geometri dengan teknik IMRT pada pasien kanker nasofaring bertujuan untuk memastikan volume tumor dan keakuratan geometri saat penyinaran diberikan sama seperti hasil perencanaan dan masih di dalam batas batas yang diizinkan dalam perencanaan penyinaran. Penelitian ini penting dilakukan untuk mengetahui metode perhitungan margin PTV yang paling sesuai diterapkan pada penyinaran pasien kanker nasofaring.

Metode

Verifikasi geometri menggunakan EPID terhadap pasien penderita kanker nasofaring (KNF) dengan titik *isocenter* yang sama. Subyek penelitian dengan seorang dokter spesialis onkologi radiasi; seorang fisika medis yang terlibat langsung dalam merancang arah berkas penyinaran; 3 orang radiografer yang berpartisipasi dalam kegiatan verifikasi geometri pasien KNF; 5 orang pasien sebagai sampel, dengan paparan kasus dan prosedur verifikasi geometri diwakili dalam satu sampel, dan 4 sampel hanya diambil hasil pergeserannya pada bidang *Anteroposterior* dan *Lateral*. Data hasil pergeseran yang diperoleh kemudian dianalisis untuk mendapatkan kesalahan sistematik dan kesalahan acak. Kesalahan sistematik dan acak dapat diperoleh dengan menentukan nilai nilai berikut (Biomed et al., n.d.):

1. Kesalahan sistematik induvidu $\left(\widehat{\sum}_{setup}\right)$:

$$\widehat{\sum}_{setup}=\frac{\Delta_1+\Delta_2+\Delta_3+\ \ldots+\Delta_n}{n} \qquad (1)$$

2. Kesalahan sistematik rata rata populasi $\left(\overline{\sum}_{setup}\right)$:

$$\bar{\Sigma}_{setup}=\frac{\hat{\Sigma}_{setup1}+\hat{\Sigma}_{setup2}+\hat{\Sigma}_{setup3}+\ldots+\hat{\Sigma}_{setupP}}{P} \quad (2)$$

3. Kesalahan sistematik populasi $\left(\Sigma_{setup}\right)$:

$$\Sigma_{setup}=\sqrt{\frac{\left(\hat{\Sigma}_{setup1}-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\left(\hat{\Sigma}_{setup2}-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\left(\hat{\Sigma}_{setup3}-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\ldots+\left(\hat{\Sigma}_{setupP}-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2}{P-1}} \quad (3)$$

4. Kesalahan acak induvidu $\left(\hat{\sigma}_{setup}\right)$:

$$\hat{\sigma}_{setup}=\sqrt{\frac{\left(\Delta_1-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\left(\Delta_2-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\left(\Delta_3-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2+\ldots+\left(\Delta_n-\bar{\Sigma}_{setup}\right)^2}{n-1}} \quad (4)$$

5. Kesalahan acak populasi $\left(\sigma_{setup}\right)$:

$$\sigma_{setup}=\frac{\hat{\sigma}_1+\hat{\sigma}_2+\hat{\sigma}_3+\ldots+\hat{\sigma}_P}{P} \quad (5)$$

dengan $\Delta_{1,2,3,\ldots,n}$ adalahpergeseran geometri pada fraksi ke-1, fraksi ke-2, fraksi ke-3, …, fraksi ke-n (cm), n adalah banyanya fraksi penyinaran, dan P adalah jumlah induvidu dalam populasi.

Kesalahan sistematik dan kesalahan acak yang diperoleh akan digunakan dalam perhitungan margin PTV menggunakan formula Van Herk, Stroom dan Hejimen, dan ICRU 62 (Biomed et al., n.d.):

$$M_{PTV}=2{,}5\Sigma_{setup}+0{,}7\sigma_{setup} \quad \text{Van Herk} \quad (6)$$

$$M_{PTV}=2\Sigma_{setup}+0{,}7\sigma_{setup} \quad \text{Stroom dan Hejimen} \quad (7)$$

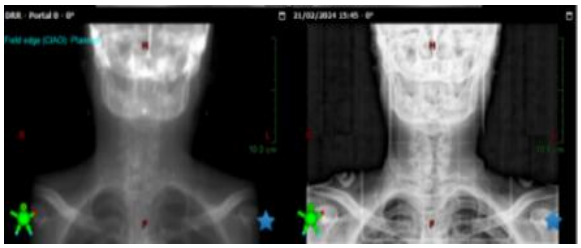
$$M_{PTV}=\sqrt{\left(\Sigma_{setup}\right)^2+\left(\sigma_{setup}\right)^2} \quad \text{ICRU Report 62} \quad (8)$$

Pengambilan data dilakukan pada bulan Februari hingga April 2024, di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Pelamonia Makassar menggunakan fasilitas EPID, TPS, dan pesawat penyinaran Linac. Data data pergeseran dari sampel dikumpulkan dengan metode interaktif, wawancara, dokumentasi, dan data hasil verifikasi pasien yang tersimpan pada komputer Linac kemudian diolah dalam bentuk perhitungan dan ditampilkan dalam bentuk tabulasi untuk dibuat kesimpulan.

Hasil dan Pembahasan

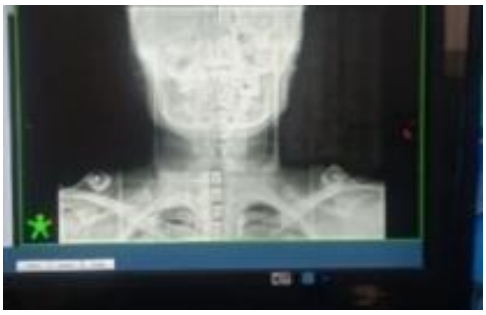
Penelitian hanya berfokus untuk verifikasi geometri yang bertujuan untuk memastikan posisi pasien pada saat perencanaan sama dengan posisi pasien pada saat penyinaran dilakukan. Sebelum verifikasi dilakukan, perencanaan pengobatan radiasi atau TPS dilakukan terlebih dahulu. TPS akan menghasilkan citra referensi lapangan radiasi disebut sebagai citra DRR, yang berisi informasi mengenai titik *isocenter* yang akan digunakan selama proses penyinaran. Verifikasi geometri dilakukan pada hari pertama *treatment* akan diberikan.

Verfikasi geometri diawali dengan menempatkan pasien pada titik awal kemudian digerakkan ke titik *isocenter* sesuai dengan perintah pergeseran yang diberikan dari TPS. Pasien diposisikan *supine* diatas meja pemeriksaan menggunakan masker termoplastik dan sandaran kepala. Pemasangan *eyeshield* diberikan sebelum masker termoplastik digunakan. Posisi pasien kemudian dikonfirmasi melalui laser sesuai dengan titik *origin* yang telah dibuat di CT-simulator. Laser harus sesuai dengan titik origin pada tubuh pasien. Selanjutnya, melihat pergeseran meja yang telah direncanakan pada TPS yang terdiri dari pergeseran sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z. Setelah posisi meja telah sesuai dengan perhitungan TPS, maka dilakukan pemberian tanda didaerah penyinaran pada masker termoplastik pasien dengan plester dan digambar dengan spidol yang berwarna berbeda (untuk membedakan titik *origin* dari CT-simulator) yang nantinya akan berfungsi sebagai titik penyinaran selanjutnya. Verifikasi geometri pada Linac dilakukan dengan EPID yang menghasilkan citra EPID. *Detector* EPID dikeluarkan dari posisi parkir dengan menekan tombol "*motion enable*" pada *control console*. Kemudian, tombol "*prepare*" ditekan dan ditahan hingga proses pemindaian selesai, menghasilkan citra portal anatomi dari daerah nasofaring pada layar monitor. Setelah selesai, *detector* EPID dikembalikan ke posisi parkir dengan memutar arah *gantry* ke 0° terlebih dahulu, diikuti dengan menekan tombol "*motion enable*". Analisis hasil verifikasi dilakukan, dimana citra perencanaan DRR yang dihasilkan dari *planning* TPS dan citra hasil verifikasi EPID ditampilkan di layar komputer dengan posisi DRR di sisi kiri dan EPID di sisi kanan layar (*side by side*) dapat dilihat pada gambar di bawah:



Gambar 1 Posisi citra hasil perencanaan DRR dan citra hasil verifikasi EPID *side by side*

Selanjutnya, citra DRR dicocokkan dengan citra EPID, sehingga diperoleh data pergerakan dari titik *isocenter*.



Gambar 2. Proses pencocokan citra hasil perencanaan DRR dan citra hasil verifikasi EPID

Verifikasi geometri dilakukan menggunakan EPID dari posisi AP atau arah depan untuk menghasilkan sumbu-x dan sumbu-y, serta dari posisi *Lateral* (Lat) untuk menghasilkan sumbu-z.

(**a**) (**b**)

(**c**)

Gambar 3. Pengambilan citra EPID dari posisi AP dengan sudut penyinaran 0° (**a**), citra EPID dari posisi Lat dengan sudut penyinaran 90° (**b**), dan citra EPID dari posisi Lat dengan sudut penyinaran 270° (**c**)

Setelah verifikasi selesai dilakukan, *treatment* pada fraksi pertama langsung diberikan pada ruang perawatan. Selanjutnya, jarak tulang acuan padasumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z yang melalui titik *isocenter* diukur dan dimasukkan ke dalam tabulasi.

Tabel 1 Hasil perencanaan (DRR) dengan hasil verifikasi (EPID) pada sumbu-x

Nomor Sampel	Jarak Sumbu-x (cm)			
	DRR	Fraksi ke-1	Fraksi ke-10	Fraksi ke-20
1	0,71	0,63	0,88	0,74
2	0,88	18,91	1,17	1,56
3	0,70	15,16	0,51	0,74
4	0,29	0,49	0,65	0,22
5	0,30	0,55	0,69	0,13

Tabel 1 merupakan data hasil perencanaan yang merupakan citra DRR pada 5 sampel pasien KNF terhadap data hasil verifikasi atau citra EPID dengan 3 kali fraksi untuk sumbu-x.

Tabel 2. Hasil perencanaan (DRR) dengan hasil verifikasi (EPID) pada sumbu-y

Nomor Sampel	Jarak Sumbu-y (cm)			
	DRR	Fraksi ke-1	Fraksi ke-10	Fraksi ke-20
1	2,84	2,72	2,9	2,7
2	4,62	18,24	0,82	12,88
3	2,09	2,41	2,14	5,89
4	2,13	1,66	2,2	2,23
5	4,06	3,84	4,16	4,09

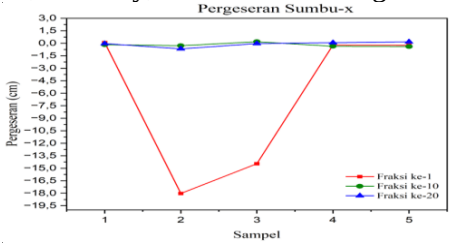
Tabel 2 menunjukkan data hasil perencanaan yang merupakan citra DRR pada 5 sampel pasien KNF terhadap data hasil verifikasi atau citra EPID dengan 3 kali fraksi untuk sumbu-y.

Tabel 3. Hasil perencanaan (DRR) dengan hasil verifikasi (EPID) pada sumbu-z

Nomor Sampel	Jarak Sumbu-z (cm)			
	DRR	Fraksi ke-1	Fraksi ke-10	Fraksi ke-20
1	1,30	1,46	1,4	1,84
2	16,82	109,33	17,11	15,94
3	9,30	111,82	9,01	9,29
4	0,96	2,12	0,87	0,68
5	6,98	6,7	7,35	7,25

Tabel 3 menunjukkan data hasil perencanaan yang merupakan citra DRR pada 5 sampel pasien KNF terhadap data hasil verifikasi atau citra EPID pada 3 kali fraksi untuk sumbu-z.

Setelah diketahui data hasil perencanaan dengan data hasil verifikasi dari observasi yang telah dilakukan, dapat diperoleh nilai pergeseran arah radiasi pada 5 sampel pasien KNF untuk sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z sebagai berikut:



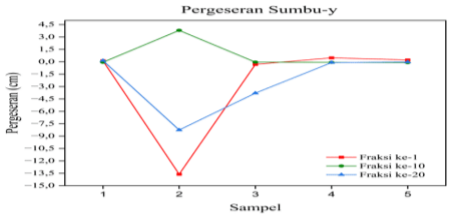
Gambar 4. Grafik pergeseran margin PTV pada sumbu-x

Gambar 4 menampilkan grafik pergeseran margin PTV kanker nasofaring pada sumbu-x dengan 5 sampel. Nilai dari pergeseran tersebut kemudian diolah untuk menentukan besar kesalahan geometri pada sumbu-x, dapat dilihat pada tabel berikut:

Tabel 4. Kesalahan geometri pada sumbu-x

Nomor Sampel	Pergeseran Sumbu-x (cm)			$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)	$\hat{\sigma}_{setup}$ (cm)
	Fraksi ke-1 (Δ_1)	Fraksi ke-10 (Δ_2)	Fraksi ke-20 (Δ_3)		
1	0,08	-0,17	-0,03	-0,04	0,12
2	-18,03	-0,29	-0,68	-6,33	10,13
3	-14,46	0,19	-0,04	-4,77	8,39
4	-0,20	-0,36	0,07	-0,03	0,27
5	-0,25	-0,39	0,17	-0,16	0,29
	$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)			-2,27	
	Σ_{setup} (cm)			3,05	
	σ_{setup} (cm)				3,84

Berdasarkan tabel 4, nilai pergeseran dari 5 sampel yang diperoleh digunakan untuk menentukan kesalahan sistematik dan kesalahan acak.



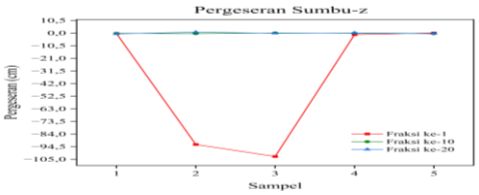
Gambar 5. Grafik pergeseran margin PTV pada sumbu-y

Gambar 5 menampilkan grafik pergeseran margin PTV kanker nasofaring pada sumbu-y dengan menggunakan 5 sampel. Nilai dari pergeseran tersebut kemudian diolah untuk menentukan besar kesalahan geometri pada sumbu-y, ditampilkan pada Tabel 5.

Tabel 5 Kesalahan geometri pada sumbu-y

Nomor Sampel	Pergeseran Sumbu-y (cm)			$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)	$\hat{\sigma}_{setup}$ (cm)
	Fraksi ke-1 (Δ_1)	Fraksi ke-10 (Δ_2)	Fraksi ke-20 (Δ_3)		
1	0,12	-0,06	0,14	0,07	0,11
2	-13,62	3,80	-8,26	-6,03	8,92
3	-0,32	-0,05	-3,80	-1,39	3,86
4	0,47	-0,07	-0,10	0,10	0,32
5	0,22	-0,10	-0,03	0,03	0,17
	$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)			-1,44	
	Σ_{setup} (cm)			2,64	
	σ_{setup} (cm)				2,67

Berdasarkan tabel 5, nilai pergeseran dari 5 sampel yang diperoleh digunakan untuk menentukan kesalahan sistematik dan kesalahan acak.



Gambar 6. Grafik pergeseran margin PTV pada sumbu-z

Nilai dari pergeseran tersebut kemudian diolah untuk menentukan besar kesalahan geometri pada sumbu-y, ditampilkan Tabel 6.

Tabel 6. Kesalahan geometri pada sumbu-z

Nomor Sampel	Pergeseran Sumbu-z (cm)			$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)	$\hat{\sigma}_{setup}$ (cm)
	Fraksi ke-1 (Δ_1)	Fraksi ke-10 (Δ_2)	Fraksi ke-20 (Δ_3)		
1	-0,16	-0,10	-0,54	-0,27	0,24
2	-92,51	-0,29	0,88	-31,03	53,59
3	-102,52	0,29	0,01	-34,07	59,28
4	-1,16	0,09	0,28	-0,26	0,78
5	0,28	-0,37	-0,27	-0,12	0,35
	$\bar{\Sigma}_{setup}$ (cm)			-13,15	
	Σ_{setup} (cm)			17,74	
	σ_{setup} (cm)				22,84

Berdasarkan tabel 6, nilai pergeseran dari 5 sampel yang diperoleh digunakan untuk menentukan kesalahan sistematik dan kesalahan acak.

Data ketiga tabel di atas, dari hasil perhitungan diperoleh kesalahan acak populasi lebih besar jika dibandingkan dengan kesalahan sistematik populasi. Hasil yang didapat sesuai dengan penelitian serupa yang dilakukan oleh Priyanka dkk. (2019), dalam penelitiannya mendapatkan kesalahan acak lebih besar daripada kesalahan sistematik, untuk kesalahan acak terbesar terdapat pada sumbu-x (kanan-kiri) sebesar 0,18 cm dan kesalahan sistematik terbesar terdapat juga pada sumbu-x (kanan-kiri) dan sumbu-z (*antero-posterior*) yaitu sebesar 0,09 cm [11]. Penelitian lainnya oleh Veerabhadran dkk. (2022), mendapatkan kesalahan acak terbesar terdapat pada sumbu *superior-inferior* sebesar 0,6191 cm, dan kesalahan sistematik terbesar pada sumbu *superior-inferior* sebesar 0,5832 cm.

Besarnya kesalahan acak yang diperoleh menunjukkan bahwa lebih sulit dilakukan koreksi pada kesalahan acak karena nilainya yang berubah ubah. Hal tersebut terjadi akibat pergerakan organ di sekitar target. Oleh sebab itu, prosedur pemosisian pasien harus ditangani dengan teliti untuk meminimalkan variasi *setup* pasien.

Tabel 7. Margin PTV populasi menggunakan persamaan Van Herk, Stroom, dan ICRU 62.

Sumbu	Margin PTV (cm)		
	Formula Van Herk	**Formula Stroom**	**Formula ICRU 62**
x	10,31	8,79	4,90
y	8,47	7,15	3,75
z	60,34	51,47	28,92
$\overline{\text{Margin}}$	26,37	22,47	12,52
Standar Deviasi	29,43	25,13	14,21

Tabel 7, menunjukkan bahwa nilai *margin* PTV yang diperoleh berasal dari kesalahan geometri terhadap sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z menggunakan tiga metode perhitungan. Berdasarkan hasil analisis terlihat bahwa *margin* PTV yang diperoleh menggunakan formula Van Herk lebih besar jika dibandingkan dengan formula Stroom dan ICRU 62. Besarnya nilai *margin* PTV yang diperoleh dari setiap metode perhitungan memiliki nilai yang berbeda beda. Ini dikarenakan faktor bobot kesalahan sistematik populasi $\sum_{setup}$ masing masing formula berbeda. Untuk melihat seberapa besar kesalahan pengukuran dari setiap metode perhitungan yang digunakan, maka diperlukan nilai standar deviasi. Besarnya standar deviasi dipengaruhi oleh nilai *margin* PTV pada setiap sumbu.

Tabel 8 Persentase jumlah pergeseran geometri yang berada di luar *margin* PTV yang dihitung menggunakan 3 formula pada sumbu-x,y, dan z

Sumbu	Margin PTV (cm)		
	Formula Van Herk	**Formula Stroom**	**Formula ICRU 62**
x	13%	13%	13%
y	6,67%	13%	26,67%
z	13%	13%	13%

Berdasarkan tabel 8 terlihat bahwa terdapat pergeseran geometri yang berada di luar *margin* PTV dengan nilai yang cukup besar melebihi margin PTV. Beberapa faktor yang dapat menyebabkan pergeseran geometri yang melebihi *margin* PTV seperti pergerakan pasien dan pergerakan organ. Faktor pergerakan pasien selama proses radiasi dapat mengakibatkan sinar bergeser dari titik awal penyinaran. Pergerakan organ juga dapat terjadi karena posisi target yang berada pada bagian tubuh yang rentan terjadi pergerakan dan proses verifikasi dilakukan setiap Sembilan hari sekali, sehingga pergerakan organ di sekitar target tumor serta peningkatan atau penurunan volume tumor dapat mempengaruhi hasil pergeseran geometri. Nilai persentase pergeseran geometri terendah diperoleh menggunakan formulasi Van Herk sementara formula Stroom dan ICRU 62 bernilai lebih besar, hal ini dikarenakan oleh *margin* PTV yang dihasilkan lebih kecil dibandingkan dengan *margin* PTV pada formula Van Herk.

Tingginya persentase pergeseran geometri yang berada di luar *margin* PTV untuk tiga formula perhitungan disebabkan oleh sedikitnya jumlah verifikasi yang dilakukan pada pasien akibat keterbatasan alat. Oleh karena itu, dalam penelitian ini verifikasi geometri hanya dilakukan di fraksi pertama, fraksi ke-10, dan fraksi ke-20. Alat yang digunakan pada penelitian menggunakan EPID yang terintegrasi dengan Linac varian TrueBeam untuk verifikasi geometri yang harus dilakukan secara manual, sehingga membutuhkan waktu yang cukup lama saat verifikasi.

Simpulan

Nilai kesalahan geometri diperoleh dari hasil verifikasi geometri yang dilakukan pada pasien kasus KNF dengan titik *isocenter* sama yang diradioterapi dengan teknik IMRT kemudian dievaluasi untuk memperoleh kesalahan sistematik $\sum_{setup}$ dan kesalahan acak σ_{setup}. $\sum_{setup}$ didapatkan dari pengolahan data pergeseran pada setiap sumbu x, sumbu y, dan sumbu z yaitu 3,05 cm; 2,64 cm; dan 17,74 cm. Sedangkan σ_{setup} pada masing masing sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z yaitu 3,84 cm; 2,67 cm; dan 22,84 cm. Metode perhitugan dengan metode Van Herk memiliki nilai persentase paling rendah diluar *margin* PTV untuk masing masing sumbu x, sumbu y, dan sumbu z berturut turut sebesar 13%; 6,67%; dan 13%. Dengan demikian, penentuan margin PTV menggunakan formula Van Herk untuk pasien kasus kanker nasofaring disarankan pada penilitian ini berdasarkan persentase pergeseran terendah yang terdapat diluar *margin* PTV.

Daftar Pustaka

Abdullah, B., Balasubramanian, A., & Lazim, N. M. (2022). *An Evidence-Based Approach to the Management of Nasopharyngeal Cancer: From Basic Science to Clinical Presentation and Treatment* (B. Abdullah, A. Balasubramanian, & N. M. Lazim, Eds.; 1st ed.). Academic Press, Elsevier.

Amaoui, B., Hadaoui, A., Mouhssine, D., & Semghouli, S. (2020). Evaluation of setup errors in conformal radiotherapy for pelvic

tumours: Case of the Regional Center of Oncology, Agadir. *Radiation Medicine and Protection*, *1*(2), 99–102. https://doi.org/10.1016/j.radmp.2020.05.003

Bai, P., Weng, X., Quan, K., Chen, J., Dai, Y., Xu, Y., Lin, F., Zhong, J., Wu, T., & Chen, C. (2020). A knowledge-based intensity-modulated radiation therapy treatment planning technique for locally advanced nasopharyngeal carcinoma radiotherapy. *Radiation Oncology*, *15*(1), 1–10. https://doi.org/10.1186/s13014-020-01626-z

Biomed, J., Eng, P., Ahmadi, E., Eskandari, A., Mohammadi, M., Naji, M., Naseri, S., & Gholamhosseinian, H. (n.d.). *Evaluation of Interfractional Setup Uncertainties and Calculation of Adequate CTV-PTV Margin for Head and Neck Radiotherapy using Electronic Portal Imaging Device*.

Biston, M. C., Chiavassa, S., Grégoire, V., Thariat, J., & Lacornerie, T. (2020). Time of PTV is ending, robust optimization comes next. *Cancer/Radiotherapie*, *24*(6–7), 676–686. https://doi.org/10.1016/j.canrad.2020.06.016

Biswas, P., Lahiri, D., Roy, S., Maji, T., Bhadra, K., Ray, D. K., Das, S., De, P., & Mohanta, B. K. (2020). Prospective observational study to estimate set-up errors and optimise PTV margins in patients undergoing IMRT for head and neck cancers from a Government cancer centre of Eastern India. *Journal of Radiotherapy in Practice*, *19*(1), 52–58. https://doi.org/10.1017/S1460396919000487

Cristian NP, A. D., Latifah, L., & Rusyadi, L. (2023). The effectiveness of trivariate shrinkage computer radiography (CR) technique on image quality and anatomical information in radiotherapy geometric verification. *International Journal of Health Science and Technology*, *5*(1), 52–62. https://doi.org/10.31101/ijhst.v5i1.3037

Farajollahi, A., Mohammadzadeh, N., Momennezhad, M., Naseri, S., Mohebbi, S., Shahedi, F., & Mohebbi, S. (2022). Evaluation of Patient Set Up Errors in Head and Neck Three-Dimensional (3D) Conformal and Intensity-Modulated Radiotherapy Using Electronic Portal Imaging Device. *Iranian Journal of Medical Physics*, *19*(5), 270–274. https://doi.org/10.22038/IJMP.2022.58298.1977

I Made Sunantara Astrea, & I Gde Ardika Nuaba. (2023). Characteristics of risk factors in nasopharynchal carcinoma patients at Sanglah general hospital, Denpasar, Period July – September 2021. *GSC Biological and Pharmaceutical Sciences*, *22*(2), 256–260. https://doi.org/10.30574/gscbps.2023.22.2.0081

Ma, J., Lee, N. Y., & Lu, J. J. (2021). *Nasopharyngeal Cancer A Practical Guide on Diagnosis and Treatment Practical Guides in Radiation Oncology Series Editors* (1st ed.). Springer International Publishing. http://www.springer.com/series/13580

Ng, W. T., Chow, J. C. H., Beitler, J. J., Corry, J., Mendenhall, W., Lee, A. W. M., Robbins, K. T., Nuyts, S., Saba, N. F., Smee, R., Stokes, W. A., Strojan, P., & Ferlito, A. (2022). Current Radiotherapy Considerations for Nasopharyngeal Carcinoma †. In *Cancers* (Vol. 14, Issue 23, pp. 1–15). MDPI. https://doi.org/10.3390/cancers14235773

Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (E. B. Podgorzak, Ed.). International Atomic Energy Agency.

Ramanathan, V., Gunarathne, K., Sampath, D. C., & Rizwy, M. M. (2022). Evaluation of Set-Up Errors and Set-Up Margin in Three-Dimensional Conformal Radiotherapy for Pelvic Tumours by Using Electronic Portal Imaging Device. *KDU Journal of Multidisciplinary Studies*, *4*(2), 77–85. https://doi.org/10.4038/kjms.v4i2.53

Susetiyo, A. K., Kusumastuti, H. E., & Yusuf, M. (2022). Clinicopathological Profile of Nasopharyngeal Carcinoma in 2016-2019 at Dr. Soetomo General Hospital. *Clinicopathological Profile of Nasopharyngeal Carcinoma*, *52*(1), 7–12.

Yeh, S. A., Hwang, T. Z., Wang, C. C., Yang, C. C., Lien, C. F., Wang, C. C., Hsu, T. Y., Hsu, R. F., Shih, Y. C., Huang, Y. C., Hsieh, M. C., Gau, J. S., Chang, L., & Lee, T. F. (2021). Outcomes of patients with nasopharyngeal carcinoma treated with intensity-modulated radiotherapy. *Journal of Radiation Research*, *62*(3), 438–447. https://doi.org/10.1093/jrr/rrab008

Perbandingan Hasil Gambaran Os Processus Coracoid yang Optimal Pada Proyeksi AP Axial dengan Arah Sinar 20^0, 30^0, 40^0 Cranially

Fikri Aulia Rahmah[1] Cicillia Artitin[2]
[1,2]*Departement of Radiologi, Fakultas Vokasi, Universitas Baiturrahmah*

Corresponding author: Fikri Aulia Rahman
Email: rahmanfikri47@gmail.com

ABSTRACT

Background: One part of the scapula that is usually done separately is the coracoid process. The coracoid process will look better with AP positioning of the scapula with the hand abducted and the cranial beam direction can show the coracoid process well. The angle used is between 15 to 45 degrees with the direction of the cephalad beam. This photoshoot is usually done in cases of trauma. To obtain accurate information in establishing a diagnosis, the researcher decided to conduct a study on the comparison of radiographic results to obtain the optimal coracoid process with 20^0, 30^0, and 40^0 cranial AP projections.

Methods: This type of quantitative research with an experimental study was carried out at the Radiology Installation of Siti Rahmah Hospital, Padang in June 2022 using a sample of 3 patients, then read out by 3 respondents and the data processing was calculated usingweight means score method examination method using SPSS with Anova test.

Result: from the results obtained the average value of Os. coracoid process with AP Axial projection of 20^0 cranally is 1.55 next to Os. coracoid process with AP Axial 30^0 cranial projection the average value obtained was 1.66 and at Os. coracoid process with AP Axial 40^0 cranial projection the average value obtained was 1.74. Then from these three data, a significant value was obtained from SPSS calculations, namely 0.734 (> 0.05).

Conclusions: The results of the study, namely the average results AP axial projection 200 cranially 1.55. The average AP projection axial 300 cranially is 1.66. The average result of the 400 cranially axial AP projection is 1.74. So the angle needed to produce an optimal picture of the coracoid process on the examination of the scapula is to use the AP Axial 400 Cranially projection because it is able to display the coracoid process Os more clearly.

Keywords: Radiograf; Coracoid Process; AP axial 20^0,30^0,40^0 cranially.

Pendahuluan

Gangguan yang sering terjadi pada *Scapula* adalah *fraktu*r. *Fraktur* adalah putusnya hubungan normal suatu tulang atau tulang rawan disebabkan oleh kekerasan. *Fraktur* tertutup adalah bila tidak ada hubungan patah tulang dengan dunia luar. *Fraktur* terbuka adalah *fragmen* tulang meluas melewati otot dan kulit, dimana potensial untuk terjadi infeksi. Tulang yang mengalami *fraktur* sembuh melalui proses perbaikan tulang yang kompleks. Komplikasi dapat timbul akibat trauma maupun selama penyembuhan.

Menurut beberapa literatur yang ada, dijelaskan bahwa pemotretan tulang *scapula* untuk memperlihatkan *Procesus Coracoid* dapat dilakukan dengan proyeksi *AP, lateral*, dan *AP Axial*. Menurut Whitley (2005), Untuk memperlihatkan *Proceccus Coracoid* dapat dilakukan dengan pemotretan *scapula* proyeksi *AP*. Proceccus coracoid akan tampak lebih baik dengan pemotretan tulang *scapula* posisi *AP* Axial dengan arah sinar *cranially* dapat memperlihatkan gambaran *Procesus Coracoid* dengan baik. Besarnya sudut yang digunakan antara 15 sampai 45 derajat dengan arah sinar *cephalad* (Ballinger, 2003).

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Asrianto (2010), pada pemotretan *Procesus Coracoid proyeksi AP Axial* dengan arah sinar 10^0, 15^0, 20^0, 25^0, 30^0, $40^{0,}$ dan 45^0 *Cranially* yang dilakukan di ruangan Radiologi Instalasi Gawat Darurat RSUP M. Djamil Padang. Ditemukan bahwa hasil gambaran yang didapat pada pemotretan procesus *coracoid proyeksi AP Axial* dengan arah sinar 30^0 *cranially* lebih baik dibandingkan dengan pemotretan *proesus coracoid* dengan arah sinar 10^0, 15^0, 20^0, 25^0, 30^0, $40^{0,}$ dan 45^0 *Cranially* karena banyak memberikan informasi yang akurat dalam menegakan diagnosa. Tujuan

penyudutan arah sinar pada pemotretan *procesus coracoid proyeksi AP Axial* 30^0 *cranially* adalah untuk mendapatkan gambaran *procesus coracoid* yang dapat memberikan informasi yang akurat dalam menegakan diagnosa.

Untuk itu peneliti ingin meneliti lebih lanjut terkait "Perbandingan Hasil Gambaran *Procesus Coracoid* yang Optimal pada Proyeksi *AP Axial* dengan Arah Sinar 20^0, 30^0, 40^0 *Cranially*".

Metode

Jenis penelitian yang digunakan adalah metode kuantitatif dengan study eksperimen. Dalam penelitian ini penulis mendapatkan data-data dari Instalasi Radiologi Rumah Sakit Islam Siti Rahmah Padang yang dilakukan pada bulan Juni 2022, dengan jumlah pasien untuk pemeriksaan *Sholder Joint.* Jumlah sample yang digunakan ditentukan dengan menggunakan rumus Cluster, sehingga didapatkan jumlah sampel 3 orang.

Analisis data dilakukan dengan menggunakan kuesioner untuk mengumpulkan data. Hasil kuesioner tersebut akan berbentuk angka, tabel analisis statistik dan uraian serta kesimpulan hasil penelitian Skala yang digunakan sebagai pengukur atas jawaban para responden adalah skala *guttman*.

Data hasil kuisioner dapat dihitung dengan menggunakan rumus mean atau rata-rata dengan metode *weight means score*. Selanjutnya, Rata-rata ketiga metode pemeriksaan menggunakan *statistical product service solution* (SPSS) dengan uji *Anova (analysis of varians).* Anova merupakan bagian dari metoda analisis statistika yang tergolong analisis komparatif lebih dari dua rata-rata (Riduwan, 2008). Uji anova digunakan untuk menguji signifikan perbedaan lebih dari dua sampel.

Hasil dan Pembahasan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan di Rumah Sakit Islam Siti Rahmah Padang terhadap 3 orang pasien tentang perbandingan hasil gambaran *Os procesus coracoid* yang optimal pada proyeksi *AP axial* dengan arah sinar 20^0, 30^0, dan 40^0 *cranially* maka penulis mendapatkan hasil sebagai berikut. Yaitu pada pasien 1 Tn. R umur 21 tahun pemeriksaan dilakukan pada tanggal 13 bulan juni tahun 2022 dengan menggunakan tegangan tabung 68 Kv, kuat arus 100 mA dan waktu 0,08 s.

Pada proyeksi AP Axial dengan penyudutan 20^0 *cranially Os procesus Coracoid* terlihat namun kurang optimal, sedikit superposisi dengan scapula, namun tidak superposisi dengan clavicula. Pada proyeksi AP Axial 30^0 *cranially Os Procesus Coracoid* terlihat cukup optimal, sedikit superposisi dengan scapula dan superposisi dengan clavicula.

Pada pasien 2 Tn. P umur 22 tahun pemeriksaan dilakukan pada tanggal 13 bulan juni tahun 2022 dengan menggunakan tegangan tabung 70 Kv, kuat arus 100 mA dan waktu 0,08 s. Proyeksi AP Axial dengan arah sinar 20^0 *cranially Os procesus Coracoid* terlihat cukup jelas, tidak superposisi dengan scapula, dan tidak superposisi dengan clavicula. Pada proyeksi AP Axial 30^0 cranially Os Procesus Coracoid terlihat cukup jelas, tidak superposisi dengan scapula dan sedikit superposisi dengan clavicula. Pada proyeksi 40^0 *cranially Os Procesus Coracoid* terlihat jelas tidak superposisi dengan scapula, namun superposisi dengan clavicula.

Pada pasien 3 Tn. W umur 22 tahun pemeriksaan dilakukan pada tanggal 13 bulan juni tahun 2022 dengan menggunakan tegangan tabung 72 Kv, kuat arus 100 mA dan waktu 0,08 s. Proyeksi AP Axial dengan arah sinar 20^0 *cranially Os procesus Coracoid* terlihat cukup jelas, tidak superposisi dengan scapula, dan tidak superposisi dengan clavicula. Pada proyeksi AP Axial 30^0 *cranially Os Procesus Coracoid* terlihat cukup jelas, tidak superposisi dengan scapula dan sedikit superposisi dengan clavicula. Pada proyeksi 40^0 *cranially Os Procesus Coracoid* terlihat jelas tidak superposisi dengan scapula, namun superposisi dengan clavicula.

Hasil radiograf untuk mendapatkan *procesus coracoid* yang optimal dapat dilihat pada data daftar cheklist kuisioner yang dapat dilihat pada Tabel 1, Tabel 2., dan Tabel 3..

Tabel 1. Hasil data ceklis radiograf *procesus coracoid* dengan proyeksi AP axial 20^0 *cranially*

No	Pertanyaan	2	1	N	Σf.χ	$\bar{x}$
1	Bagaimana gambaran *Os coracoid* yang lebih optimal?	4	5	9	13	1.44
2	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *scapula*?	6	3	9	15	1.66
3	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *clavicula*?	5	4	9	14	1.55
Jumlah rata-rata						1.55

Tabel 2. Hasil data ceklis radiograf *procesus coracoid* dengan proyeksi AP axial 30^0 *cranially*

No	Pertanyaan	2	1	N	Σf.χ	$\bar{x}$
1	Bagaimana gambaran *Os coracoid* yang lebih optimal?	5	4	9	14	1.55
2	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *scapula*?	8	1	9	17	1.88
3	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *clavicula*?	5	4	9	14	1.55
Jumlah rata-rata						1.66

Tabel 3. Hasil data ceklis radiograf *procesus coracoid* dengan proyeksi AP axial 40^0 *cranially*

No	Pertanyaan	2	1	N	Σf.χ	$\bar{x}$
1	Bagaimana gambaran *Os coracoid* yang lebih optimal?	9	0	9	18	2
2	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *scapula*?	9	0	9	18	2
3	Apakah gambaran *Os coracoid* superposisi dengan *clavicula*?	2	7	9	11	1.22
Jumlah rata-rata						1.74

Perhitungan *Statistical Product Servise Solution* (SPSS) menggunakan uji Anova. Uji Anova digunakan untuk menguji signifikan perbedaan lebih dari dua sampel, dapat dilihat pada tabel berikut.

Tabel 5. Hasil uji Anova

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	.055	2	.027	.326	.734
Within Groups	.502	6	.084		
Total	.557	8			

Berdasarkan hasil penelitian tentang perbandingan hasil gambaran radiografi untuk mendapatkan *procesus coracoid* yang optimal dengan proyeksi *AP axial* dengan arah sinar 20^0, 30^0, dan 40^0 *cranially*, dan berdasarkan hasil pengumpulan data kuisioner yang telah diperoleh dari 3 orang Radiolog didapatkan hasil yang bervariasi menggunakan rumus *means score*.

Dari hasil yang didapatkan nilai rata-rata *Os. procesus coracoid* dengan proyeksi *AP Axial* 20^0 *cranially* adalah 1,55 selajutnya pada *Os. procesus coracoid* dengan proyeksi *AP Axial* 30^0 *cranially* nilai rata-rata yang diperoleh adalah 1,66 dan pada *Os. procesus coracoid* dengan proyeksi *AP Axial* 40^0 *cranially* nilai rata-rata yang diperoleh adalah 1,74. Kemudian dari ketiga data tersebut diperoleh nilai signifikan dari perhitungan SPSS, yaitu 0.734 (> *0,05*). Dasar pengambilan keputusan dalam analisis Anova untuk mengetahui rata-rata sama atau berbeda, yaitu jika nilai signifikansi (Sig) > 0,05 maka tidak terdapat perbedaan yang signifikan pada pemeriksaan *Procesus Coracoid* dengan Proyeksi *AP Axial* dengan Arah Sinar $20^{0,}$ 30^0, dan 40^0 *cranially* dan (2) jika nilai signifikansi (Sig) < 0,05 maka terdapat perbedaan yang signifikan pada pemeriksaan *Procesus Coracoid* dengan Proyeksi *AP Axial* dengan Arah Sinar $20^{0,}$ 30^0, dan 40^0 *cranially*. Dengan demikian hal ini menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan pada hasil gambaran radiografi untuk mendapatkan *procesus coracoid* dengan proyeksi *AP axial* dengan arah sinar 20^0, 30^0, dan 40^0 *cranially.*

Menurut teori kriteria gambaran *Os processus coracoid* yang optimal adalah mampu memperlihatkan *Os procesus coracoid* dengan jelas, mengalami sedikit superposisi dengan tulang lain disekitarnya, dan sedikit superposisi dengan clavicula namun *Os coracoidnya* masih terlihat jelas. Pada penelitian kali ini yang paling memenuhi kriteria tersebut pemeriksaan *Os coracoid* proyeksi *AP axial* dengan arah sinar 40^0

cranially. Sedangkan menurut Asrianto (2010), hasil gambaran yang didapat pada pemotretan *processus coracoid proyeksi AP Axial* dengan arah sinar 30^0 *cranially* lebih baik dibandingkan dengan arah sinar lain. Hal ini tidak sejalan dengan penelitian Asrianto (2010) yang dilakukan di ruangan radiologi Instalasi Gawat Darurat RSUP M. Djamil Padang karena pada penelitian Asrianto (2010) hanya menggunakan satu orang pasien dan variasi sinar yang lebih banyak yaitu, 10^0, 15^0, 20^0, 25^0, 30^0, 35^0,40^0 dan 45^0 *Cranially.*

Simpulan

Berdasarkan penelitian tentang perbandingan hasil gambaran Os *procesus coracoid* yang optimal pada proyeksi *AP axial* dengan arah sinar 20^0, 30^0, 40^0 *cranially*, maka dapat disimpulkan bahwa besar sudut yang diperlukan untuk menghasilkan gambaran *procesus coracoid* yang optimal pada pemeriksaan tulang *scapula* adalah dengan menggunakan proyeksi AP Axial 40^0 *Cranially* karena mampu menampilkan *Os procesus coracoid* dengan lebih jelas.

Daftar Pustaka

Asrianto. D. (2010). *Upaya mendapatkan Gambaran Radiografi Procesus Coracoid yang Optimal dengan Berbagai Variasi Sudut Proyeksi AP Axial dengan Arah sinar 10^0, 15^0, 20^0, 25^0, 30^0, 40^0, dan 45^0 Cranially*. *Karya Tulis Ilmiah.* Universitas Baiturrahmah.

Alavi, M., et al. (2020). The significance of proper positioning in radiographic examinations: A focus on the scapula and coracoid process imaging techniques. *Radiological Society Journal*, 15(4), 210-215

Ballinger, Philip W. (2003). *Merrill's Atlas Radiogrphic Position & Radiologic Procedure Volume One,* America: Mosby.

Chen, S., & Wong, K.Y. (2022). Evaluation of different cranial angulations in AP axial projections for shoulder imaging: A clinical study. *Asian Journal of Medical Sciences*, 13(2), 34-40.

Dhananjay, S., & Prakash, M. (2021). The role of imaging in the diagnosis of scapular fractures: A review of current literature. *Journal of Orthopedic Surgery and Research*, 16(1), 1-9.

Hidayat, R., & Yulianto, A. (2020). The effectiveness of different projection angles in radiography for diagnosing shoulder injuries: A systematic review. *Journal of Clinical Radiology*, 12(3), 134-140.

Kumar, A., & Singh, R. (2018). Comparative study of various radiographic projections for optimal visualization of the scapula and its components. *International Journal of Medical Imaging*, 6(2), 45-52.

O'Connor, J.P., & McCarthy, C.M. (2018). Advances in imaging modalities for shoulder injuries: An overview of current practices and outcomes in radiology departments worldwide. *Clinical Imaging*, 50(1), 45-52.

Riduwan. (2008). *Dasar-dasar Statistika*. Bandung: Alfabeta.

Smith, R., & Jones, T. (2019). Advances in radiographic techniques for shoulder imaging: A focus on the scapula. *Radiology Today*, 20(4), 24-29.

Whitley, A Stewart. (2005). *Clark's Positioning In Radiography* 12Th Edition. London.

Optimisasi Pemeriksaan *Magnetic Resonance Venography Brain* dengan Menggunakan *Phase Contrast*: Studi Variasi Nilai *Velocity Encoding* terhadap Citra Anatomi Vena *Cerebralis* pada Klinis *Cerebral Venous Thrombosis*

Tanti Ratna Sari[1] Sugiyanto [2] Yeti Kartikasari [3]
[1,2,3] *Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia*

Corresponding author: Tanti Ratna Sari
Email: tantiratnasari02@gmail.com

ABSTRACT

Background: *Magnetic Resonance Venography (MRV)* is an imaging that has a sensitivity of 91.9% to display veins using the *Phase Contrast (PC)* technique in producing tissue contrast. The most important parameter is *the Velocity Encoding (VENC)* which is adjusted to the flow velocity of the veins. An abnormality that often occurs is CVT due to thrombosis so that intracranial pressure increases. The VENC setting is adjusted to the velocity of the veins. High VENC results in impaired vascular imaging, whereas low VENC results in aliasing and decreased signaling. This study aims to determine the difference in anatomical information of the cerebralis vein and determine the optimal VENC value on MRV Brain *Phase Contrast* examination of CVT patients.
Methods: This type of research is quantitative with an experimental approach. Data collection was carried out at the Radiology Installation of Gatot Soebroto Hospital on March 13-26, 2024. The study sample of 10 CVT patients who were examined MRV with VENC variations of 10 cm /s, 25 cm /s, and 40 cm /s in five large veins and five small veins. Data collection was carried out using questionnaires filled out by two respondents. The data were analyzed using the Friedman test and Wilcoxon test.
Results: The results of statistical tests showed significant differences in all anatomy of the sagittal and coronal pieces assessed such as superior sagittal sinus, transverse sinus, straight sinus, sigmoid sinus, galen vein, jugular internal vein, jugular external vein, trolard vein, internal cerebral vein, and labbe vein with a *p value* of 0.000 ($p < 0.05$). The best anatomical image information results using VENC 25 cm / s indicated by a *mean rank value* of 2.60.
Conclusions: The VENC value of 25 cm / s can display large and small veins optimally because it is able to compensate for the venous flow speed of 10 CVT patients which occurs mostly in the transverse sinus and sigmoid sinuses.

Keyword: MRV Brain; *Phase Contrast*; VENC; CVT

Pendahuluan

Vena cerebralis merupakan vena yang terdapat dalam otak dan tidak memiliki katup (Ghoneim dkk., 2020). Salah satu kelainan yang terjadi adanya *Cerebral Venous Thrombosis* (CVT) karena thrombosis pada vena sehingga dapat meningkatkan tekanan intrakranial. Menurut Hidayaturrahmi (2022) prevalensi penderita CVT 2-7 kasus per 1.000.000 orang setiap tahunnya dan sering terjadi pada usia 40 tahun dengan presentasi 61% diderita oleh perempuan. Modalitas penunjang diagnostik yang dapat mendeteksi CVT adalah *Computer Tomography Venography (CTV)* dan *Magnetic Resonance Venography (MRV)* (Chang, dkk. 2020). CTV memiliki sensitifitas 75% untuk memvisualisasi adanya thrombosis pada vena, sedangkan MRV memiliki sensitivitas 91,9% (Sadigh dkk., 2016).

MRV menggunakan teknik *Phase Contrast (PC)* dalam menghasilkan kontras jaringan yang memanfaatkan perubahan saat pergeseran fase *phase shift* dari proton mengalir pada gradient magnet menuju daerah yang diinginkan *Field of View (FOV)* untuk mendapatkan informasi diagnostik. Parameter penting untuk mengatur PC adalah *Velocity Encoding (VENC)* yang bertujuan untuk mengatur kekuatan bipolar gradient dan menyebabkan pergeseran *phase shift* (Westbrook, 2011). Pengaturan VENC pada MRV 15-30 cm/s. Pengaturan VENC disesuaikan dengan kecepatan aliran pembuluh darah vena, biasanya pada orang normal kurang dari 50 cm/s (Lv, dkk. 2007). Nilai VENC yang terlalu tinggi akan mengganggu

gambaran pembuluh darah, sebaliknya VENC rendah mengakibatkan aliasing dan penurunan sinyal.

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan informasi anatomi vena cerebralis dan menentukan nilai VENC optimal pada pemeriksaan MRV Brain *Phase Contrast* pasien CVT.

Metode

Jenis penelitian ini kuantitatif dengan pendekatan eksperimental. Pengambilan data dilakukan di Instalasi Radiologi RSPAD Gatot Soebroto pada tanggal 13-26 Maret 2024. Penelitian menggunakan modalitas MRI VIDA 3 Tesla (3T).

Sampel penelitian ini 10 pasien CVT yang dilakukan pemeriksaan MRV Brain dengan teknik random sampling. Setiap pasien dilakukan pemeriksaan MRV Brain dengan variasi VENC 10 cm/s, 25 cm/s, dan 40 cm/s. Responden dalam penelitian ini adalah dua dokter spesialis radiologi.

Prosedur penelitian ini diawali dengan pengisian *inform consent* untuk mengetahui maksud dan tujuan agar tidak ada benda pada tubuh pasien yang dapat mengganggu keselamatan dan kejelasan hasil citra, serta menandatangani surat kesediaan menjadi sampel dan diedukasi mengenai prosedur pemeriksaan. Pasien dilakukan pemeriksaan MRI Brain rutin terlebih dahulu selama 20 menit dengan sekuen T1 fl2d tra, T2 tse dark fluid tra, T2 tse tra, Ep2d diff 4scan trace, ASL 3d tra, tof cs carotis MRA, flow pc3d MRV, dan tof brain MRA.

Setelah itu, dilakukan pemeriksaan MRV Brain dengan ketiga variasi VENC selama 13 menit 59 detik. Pasien tidur supine di atas meja pemeriksaan dengan posisi *head first* dan kedua kaki serta tangan lurus di samping tubuh. Pasangkan *head coil, body coil, emergency ball,* dan selimut pada pasien. Lakukan scanning dengan parameter sebagai berikut:

Tabel 1. Parameter MRV Brain

Slabs group	1	FA	12 derajat
Distance factor	20%	Matrix	192
Phase encoding	A>>P	BW	651 Hz/Px
FoV Read	220 mm	NEX	1
FoV Phase	100 %	ST	1 mm
TE TR	6,68 ms 63,6 ms	VENC	10, 25 dan 40 cm/s

Hasil citra kemudian diprint menggunakan film dengan layout 5x6 diisi dengan tiga variasi VENC yang dicoding dan dihilangkan identitas pasien. Kemudian citra dinilai oleh responden menggunakan kuesioner yang telah divalidasi sebelumnya. Kuesioner berisi 10 anatomi vena seperti sinus sagittalis superior, sinus transversus, sinus straight, sinus sigmoid, vena galen, vena internal jugularis, vena eksternal jugularis, vena trolard, vena cerebral internal, dan vena labbe. Rentang penilaian anatomi tersebut yaitu nilai 3 dengan arti "jelas" apabila citra anatomi MRV yang dinilai tampak jelas, sehingga dapat menegakkan diagnosis CVT dengan baik dan jelas. Nilai 2 dengan arti "cukup jelas" apabila citra anatomi MRV yang dinilai tidak terlalu jelas, namun diagnosis CVT masih dapat ditegakkan. Nilai 1 dengan arti "tidak jelas" apabila citra anatomi MRV yang dinilai tidak tampak jelas, sehingga diagnosis CVT tidak dapat ditegakkan.

Hasil penilaian oleh kedua responden dilakukan uji cohens kappa untuk melihat kesepakatan antar responden. Data yang diperoleh berskala ordinal, sehingga uji statistik yang digunakan adalah Uji Friedman untuk melihat hipotesis mana yang diterima dengan melihat p value dan dilihat mean rank tertinggi untuk menentukan nilai VENC optimal. Kemudian dilakukan Uji lanjutan Wilcoxon untuk melihat perbedaan antar variasi VENC. Pengujian dilakukan dengan software statistik SPSS.

Hasil dan Pembahasan

Sampel penelitian terdiri dari 10 pasien CVT baik laki-laki maupun perempuan berusia mulai dari 41-70 tahun dan berat badan pada rentang 51-80 kg).

Tabel 2. Karakteristik sampel berdasarkan jenis kelamin

No.	Jenis Kelamin	Jumlah	Presentase
1.	Laki-laki	5	50%
2.	Perempuan	5	50%
Total		10	100%

Sumber: Data Primer 2024

Tabel 3. Karakteristik sampel berdasarkan usia

No.	Usia (th)	Jumlah	Presentase
1.	41-50	2	20%
2.	51-60	7	70%
3.	61-70	1	10%
Total		10	100%

Sumber: Data Primer 2024

Tabel 4. Karakteristik sampel berdasarkan berat badan

No.	Usia (th)	Jumlah	Presentase
1.	51-60	6	60%
2.	61-70	2	20%
3.	71-80	2	20%
Total		10	100%

Sumber: Data Primer 2024

Penilaian kuesioner dilakukan oleh dua dokter spesialis radiologi yang terdiri dari satu perempuan dan satu laki-laki dengan lama masa bekerja yang berbeda.

Tabel 5. Karakteristik Responden Penelitian

Responden	Jenis Kelamin	Pengalaman MRI	Pendidikan Terakhir
R1	Laki-laki	18 tahun	Spesialis Radiologi
R2	Perempuan	7 tahun	Spesialis Radiologi

Sumber: Data Primer 2024

Hasil citra yang telah dinilai oleh kedua responden, kemudian dilakukan uji statistik cohen kappa untuk melihat kesepakatan antar kedua responden. Menurut Sugiyono (2015) hasil kesepatan uji kappa dikatakan baik apabila nilai measurement kappa mencapai lebih dari 0,6.

Tabel 6. Uji Kesepakatan Responden

Uji Kappa	*Measurement Kappa*	*Approx. Sign.*
R1 Vs R2	0,158	0,000

Sumber: Data Primer 2024

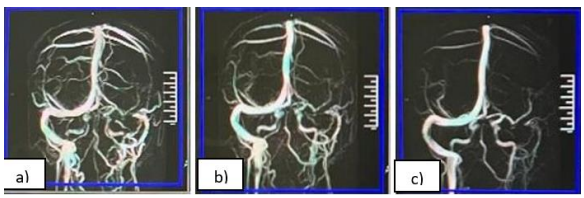
Berdasarkan tabel 6 hasil uji kesepakatan antara responden 1 dan 2 dibawah 0,6. Responden 1 dengan responden 2 menghasilkan uji kesepakatan sebesar 0,158. Hal tersebut diinterpretasikan bahwa terjadi kesepakatan yang sangat rendah. Hasil approx. sign. 0,000, nilai p value kurang dari 0,005 yang artinya terdapat perbedaan antara responden. Oleh karena itu, kesepakatan yang rendah antara responden 1 dengan responden 2 dapat terjadi karena adanya perbedaan penilaian informasi anatomi citra MRV Brain Phase Contrast pada variasi nilai VENC klinis CVT.

Hasil kesepakatan rendah terjadi karena perbedaan lama masa bekerja yang cukup jauh antar responden. Oleh karena itu, maka untuk uji statistika kejelasan informasi anatomi selanjutnya, peneliti hanya menggunakan data dari salah satu responden. Data yang peneliti gunakan dalam pengujian selanjutnya adalah data dari responden pertama, karena responden pertama masa kerjanya paling lama dan memiliki lebih banyak pengalaman, serta lebih berkompeten dalam menilai pemeriksaan MRV Brain phase contrast khususnya pada klinis CVT.

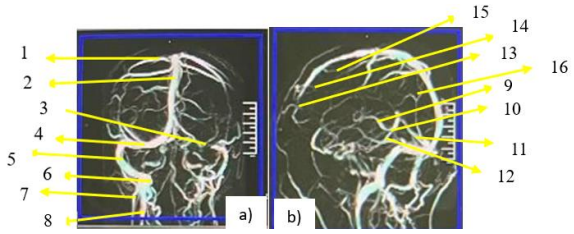
Hasil citra MRV Brain phase contrast dijadikan satu layout pada film kemudian dilihat kejelasan informasi anatominya. Anatomi citra MRV Brain phase contrast dengan variasi nilai VENC 10 cm/s menampilkan vena kecil lebih banyak. Pembuluh vena besar terlihat menebal karena superposisi dengan vena kecil di sekitarnya.

Anatomi citra MRV Brain phase contrast dengan variasi nilai VENC 25 cm/s menampilkan anatomi vena besar dengan jelas dan vena kecil yang terlihat hyperintense tetapi tidak serumit dibandingkan VENC 10 cm/s. Pada VENC 25 cm/s pembuluh vena besar terlihat optimal karena tidak ada penebalan dan vena kecil masih terlihat jelas (tidak superposisi dengan vena besar), sehingga hasil citranya dapat membedakan adanya thrombosis pada daerah yang terdapat CVT. Daerah yang terdapat CVT terlihat hitam atau tidak hyperintense karena pada daerah tersebut tidak ada aliran darah yang mengalir. Selain itu, VENC 25 cm/s dapat dengan jelas membedakan area CVT dan aliran darah normal.

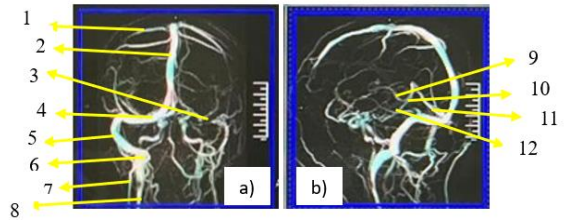
Anatomi citra MRV Brain phase contrast dengan variasi nilai VENC 40 cm/s hanya menampilkan pembuluh vena besar dengan jelas, tetapi untuk vena kecil terlihat hipointens atau kurang jelas dibandingkan dengan VENC 10 cm/s dan VENC 25 cm/s.



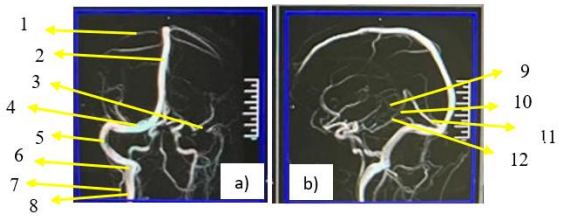
Gambar 1. Hasil Citra MRV Brain *Phase Contrast* a) VENC 10 cm/s b) VENC 25 cm/s c) VENC 40 cm/s



Gambar 2. Anatomi Citra MRV Brain *Phase Contrast* VENC 10 cm/s *a) Coronal View b) Sagittal View* (1. Vena trolard; 2. Sinus sagittalis superior; 3. Kelainan CVT; 4. Sinus transversus; 5. Sinus sigmoid; 6. Sinus straight; 7. Vena eksternal jugularis; 8. Vena internal jugularis; 9. Vena cerebral internal; 10. Vena galen; 11. Vena labbe; 13. Frontopolar; 14. Vena frontal anterior; 15. Vena frontal posterior; 16. Vena parietal)



Gambar 3. Anatomi Citra MRV Brain *Phase Contrast* VENC 25 cm/s *a) Coronal View b) Sagittal View* (1. Vena trolard; 2. Sinus sagittalis superior; 3. Kelainan CVT; 4. Sinus transversus; 5. Sinus sigmoid; 6. Sinus straight; 7. Vena eksternal jugularis; 8. Vena internal jugularis; 9. Vena cerebral internal; 10. Vena galen; 11. Vena labbe; 12. Vena basal)



Gambar 4. Anatomi Citra MRV Brain *Phase Contrast* VENC 40 cm/s *a) Coronal View b) Sagittal View* (1. Vena trolard; 2. Sinus sagittalis superior; 3. Kelainan CVT; 4. Sinus transversus; 5. Sinus sigmoid; 6. Sinus straight; 7. Vena eksternal jugularis; 8. Vena internal jugularis; 9. Vena cerebral internal; 10. Vena galen; 11. Vena labbe; 12. Vena basal)

Hasil penilaian data berskala ordinal. Uji statistik yang digunakan dalam penelitian ini adalah Uji Friedman. Uji Friedman ini bertujuan untuk menilai atau mengetahui hipotesis mana yang terbukti (ada atau tidak ada perbedaan) dengan melihat p value. Sedangkan, untuk menentukan nilai VENC optimal maka dilihat mean rank tertinggi pada uji Friedman.

Tabel 1. Hasil Uji Friedman

Variasi Nilai VENC	*P value*	Keterangan
VENC 10 cm/s	0,000	Ada beda
VENC 25 cm/s		
VENC 40 cm/s		

Sumber: Data Primer 2024

Tabel 2. Hasil Nilai VENC Optimal

Variasi Nilai VENC	*Mean Rank*
VENC 10 cm/s	2,23
VENC 25 cm/s	2,60
VENC 40 cm/s	1,17

Sumber: Data Primer 2024

Berdasarkan tabel 7, hasil Uji Friedman menghasilkan p value sebesar 0,000. Hal tersebut diinterpretasikan bahwa dalam Uji Friedman hipotesis yang terbukti adalah Ha diterima, artinya dalam penelitian ini terdapat perbedaan informasi anatomi citra MRV Brain Phase Contrast pada variasi nilai VENC klinis CVT, karena nilai p value kurang dari 0,005 (<0,005).

Berdasarkan tabel 8 didapatkan nilai mean rank tertinggi pada VENC 25 cm/s sebesar 2,60, kemudian pada VENC 10 cm/s sebesar 2,23 dan terendah pada VENC 40 cm/s didapatkan nilai mean rank sebesar 1,17. Hasil tersebut menunjukkan nilai mean rank tertinggi pada variasi VENC 25 cm/s. Hal ini dapat diinterpretasikan bahwa nilai VENC optimal yang dapat menampilkan informasi anatomi paling baik pada ketiga variasi adalah VENC 25 cm/s.

Kemudian dilakukan uji beda Friedman pada setiap informasi anatomi.

Tabel 3. Hasil Uji Beda Setiap Informasi Anatomi Citra MRV Brain *Phase Contrast*

No.	Anatomi	VENC	*Mean Rank*	*Sig.*	Ket.
1.	Sinus Sagittalis Superior	10 cm/s	2,15	0,030	Ada beda
		25 cm/s	2,30		
		40 cm/s	1,55		
2.	Sinus Transversus	10 cm/s	2,15	0,030	Ada beda
		25 cm/s	2,30		
		40 cm/s	1,55		
3.	Sinus Straight	10 cm/s	2,25	0,005	Ada beda
		25 cm/s	2,40		
		40 cm/s	1,35		
4.	Sinus Sigmoid	10 cm/s	2,45	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,55		
		40 cm/s	1,00		
5.	Vena Galen	10 cm/s	2,45	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,55		
		40 cm/s	1,00		
6.	Vena Internal Jugularis	10 cm/s	2,35	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,65		
		40 cm/s	1,00		
7.	Vena Eksternal Jugularis	10 cm/s	2,25	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,70		
		40 cm/s	1,05		
8.	Vena Trolard	10 cm/s	2,10	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,80		
		40 cm/s	1,10		
9.	Vena Cerebral Internal	10 cm/s	2,05	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,90		
		40 cm/s	1,05		
10.	Vena Labbe	10 cm/s	2,15	0,000	Ada beda
		25 cm/s	2,80		
		40 cm/s	1,05		

Sumber: Data Primer 2024

Berdasarkan tabel 9 hasil Uji Friedman pada masing-masing informasi anatomi citra MRV Brain phase contrast dengan variasi nilai VENC memiliki p value kurang dari 0,05 (<0,05). Hal ini dapat diinterpretasikan bahwa semua bagian anatomi vena cerebral terdapat perbedaan yang signifikan pada setiap organ.

Uji lanjutan Wilcoxon bertujuan untuk mengetahui seberapa signifikan perbedaan antara variasi dalam penelitian.

Tabel 4. Hasil Uji Lanjutan Wilcoxon

Variasi Nilai VENC	*P value*	Ket.
VENC 10 cm/s vs VENC 25 cm/s	0,000	Ada beda
VENC 10 cm/s vs VENC 40 cm/s	0,000	Ada beda
VENC 25 cm/s vs VENC 40 cm/s	0,000	Ada beda

Sumber: Data Primer 2024

Berdasarkan tabel 10 hasil uji berpasangan Wilcoxon antara variasi VENC menunjukkan bahwa antara VENC 10 cm/s dengan VENC 25 cm/s, VENC 10 cm/s dengan VENC 40 cm/s, dan antara VENC 25 cm/s dengan VENC 40 cm/s didapatkan nilai p value 0,000. Hal ini menunjukkan bahwa antara variasi juga terdapat perbedaan yang signifikan.

Hasil uji Friedman pada seluruh dan masing-masing informasi anatomi didapatkan nilai p value kurang dari 0,05 yang menyatakan bahwa terdapat perbedaan pada setiap variasi maupun setiap informasi anatomi. Mean rank pada setiap variasi maupun seluruh informasi anatomi tertinggi pada VENC 25 cm/s. Hal ini menunjukkan bahwa VENC 25 cm/s mampu menampilkan citra anatomi paling baik dan optimal untuk memvisualisasi CVT.

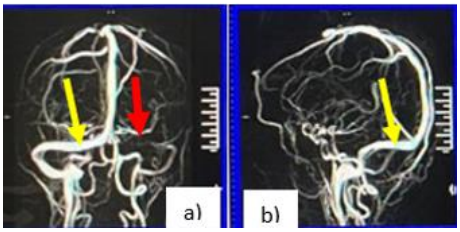
Perbedaan yang terjadi dikarenakan adanya arah aliran darah dan kecepatan pembuluh darah, sehingga hal tersebut sangat menentukan hasil citra MRV Brain yang dihasilkan (Nurbaiti cit. Prince, 2019). Arah aliran darah pembuluh vena berbalik dengan pembuluh arteri, artinya pada pembuluh darah vena akan mengalirkan darah menuju jantung, sehingga kecepatan aliran pembuluh darah vena lebih lambat dibandingkan dengan pembuluh darah arteri. Kecepatan pembuluh darah vena pada orang dewasa kurang dari 50 cm/s (Lv dkk., 2007). Sedangkan menurut Westbrook (2019), kecepatan pembuluh darah vena mencapai rentang 15-20 cm/s. Menurut hasil wawancara dengan responden, perbedaan yang terjadi disebabkan karena kecepatan aliran darah. Penderita CVT aliran darahnya relatif meningkat karena adanya tekanan intrakranial, sehingga dibutuhkan nilai VENC yang dapat mengimbangi kecepatan tersebut.

Selain itu, rentang nilai VENC yang digunakan pada penelitian ini tinggi. Menurut Westbrook (2011) rentang VENC pada MRV 20-30 cm/s. Menurut Westbrook (2019) VENC yang biasa digunakan untuk MRV 15-20 cm/s. Sedangkan pada penelitian ini rentang nilai VENC yang digunakan antar variasi adalah 15 cm/s.

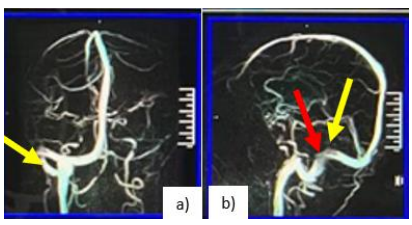
Nilai VENC yang optimal dapat dilihat dari mean rank pada Uji Friedman. Berdasarkan Uji Friedman pada keseluruhan anatomi dengan tiga variasi diketahui mean rank VENC 10 cm/s sebesar 2.23, VENC 25 cm/s sebesar 2.60 cm/s, dan VENC 40 cm/s sebesar 1,17. Hal ini dapat diinterpretasikan bahwa VENC 25 cm/s merupakan nilai VENC optimal dan terbaik pada pemeriksaan MRV Brain phase contrast klinis CVT. Hasil tersebut sesuai dengan Westbrook (2011) bahwa nilai VENC yang direkomendasikan pada MRV Brain phase contrast adalah 20-30 cm/s.

Pasien CVT akan mengalami peningkatan tekanan intrakranial, sehingga kecepatan aliran pembuluh darah vena juga akan mengalami peningkatan dari umumnya (Hidayaturrahmi dkk., 2022). VENC 10 cm/s terlalu lambat untuk dapat mengimbangi kecepatan pembuluh darah pada pasien CVT. Sedangkan, VENC 40 cm/s terlalu cepat untuk mengimbangi kecepatan pembuluh darah pasien CVT. Oleh karena itu, VENC 25 cm/s optimal dan terbaik untuk menampilkan informasi anatomi vena cerebralis dengan jelas, menegakkan CVT, dan mampu mengimbangi kecepatan pembuluh darah yang terjadi meskipun terdapat CVT.

CVT sering terjadi pada pembuluh darah vena besar seperti pada sinus transversus (86%) dan sagittalis superior (62%), dan ditandai dengan adanya black arrow atau tidak adanya aliran pada daerah tersebut (Ghoneim dkk., 2020). Hasil dari penelitian ini terhadap 10 sampel didapatkan CVT banyak terjadi pada sinus transversus dan sinus sigmoid.



Gambar 5. Anatomi Sinus transversus dengan nilai VENC 25 cm/s a) Coronal View panah merah menunjukkan daerah yang terdapat CVT pada sinus transversus b) Sagittal View



Gambar 6. Anatomi Sinus sigmoid dengan nilai VENC 25 cm/s a) Coronal View b) Sagittal View panah merah menunjukkan daerah yang terdapat CVT pada sinus sigmoid

CVT paling banyak terjadi pada usia kurang dari 40 tahun (dewasa) dan lebih banyak diderita oleh perempuan (Hidayaturrahmi dkk., 2022). Berdasarkan hasil penelitian CVT terjadi pada 50% perempuan dan 50% laki-laki, artinya penderita CVT penyebarannya mulai rata baik laki-laki maupun perempuan. CVT terjadi paling banyak (70%) pada usia 51-60 tahun. Faktor yang paling sering terjadinya CVT pada perempuan karena alat kontrasepsi dan kehamilan. Sementara pada laki-laki terjadi karena gangguan pembekuan darah. CVT sering terjadi pada pasien yang memiliki berat badan berlebih atau dalam kategori obesitas tipe satu. Berat badan akan mempengaruhi tekanan pembuluh darah. Oleh karena itu, salah satu pelayanan unggulan atau treatment di RSPAD Gatot Soebroto setelah didiagnosis adanya CVT yaitu dengan cara brainwash atau DSA.

Scan time pada penelitian ini setiap variasi mencapai 4.53 menit. Perubahan variasi nilai VENC tidak berpengaruh pada waktu scanning, sehingga total waktu pada ketiga variasi kurang lebih 13.59 menit. Menurut Paoletti (2016) salah satu kekurangan PC MRV membutuhkan waktu yang cukup lama. Akan tetapi, PC MRV memiliki kelebihan dapat menampilkan hasil citra dengan jelas antara sinyal aliran darah dengan patologi. Sehingga pada pasien CVT PC MRV sangat tepat untuk digunakan karena dapat dengan jelas membedakan aliran darah yang normal dan adanya CVT pada pembuluh darah vena.

Faktor lain yang mempengaruhi waktu scanning cukup lama adalah penggunaan TR yang panjang yaitu 63,6 ms, dan TE 6,68 ms. Menurut Nurbaiti cit.Fera (2019) penggunaan TR yang pendek akan menghasilkan scan time yang lebih cepat. Menurut Sugiyanto cit.Woodward (2017) PC MRV lebih diutamakan pengaturan TE yang lebih kecil, karena penggunaan TE yang tinggi dapat menyebabkan signal loss sehingga sulit untuk memvisualiasi kelainan atau patologi yang ada. Perbedaan penggunaan parameter juga berpengaruh terhadap kejelasan anatomi dan waktu scanning.

Penggunaan parameter pada setiap modalitas berbeda-beda, tergantung dari settingan vendor. Perkembangan modalitas MRI yang semakin canggih telah terjadi beberapa tahun terakhir, khususnya pada PC MRV. Pada penelitian ini menggunakan modalitas MRI Magnetom VIDA 3 Tesla. Kekuatan medan magnet yang semakin besar, tentunya akan semakin cepat dan optimal dalam memvisualisasi angiografi dengan resolusi yang tinggi. Menurut Nikolaou (2017) modalitas MRI ini lebih cepat hingga 91%. Selain itu, modalitas ini mampu memberikan gambaran jelas pada organ yang bergerak seperti pembuluh darah.

Keuntungan pada modalitas yang digunakan dalam penelitian ini terbukti lebih cepat dibandingkan dengan penelitian sejenis yang telah dilakukan. Penelitian oleh Nurbaiti (2019) dengan menggunakan modalitas 1,5 T menunjukkan scan time mencapai 7.37 menit pada setiap variasi VENC. Hasil VENC yang optimal pada penelitian ini juga tidak jauh dari penelitian sejenis yang telah dilakukan sebelumnya. Penelitian oleh Pratami (2016) didapatkan nilai VENC optimal 20 cm/s pada pasien tumor. Penelitian lain oleh Sugiyanto (2017) didapatkan nilai VENC optimal 25 cm/s pada volunteer. Kemudian penelitian oleh Nurbaiti (2019) didapatkan nilai VENC optimal 20 cm/s pada volunteer. Perbedaan nilai VENC optimal dapat terjadi karena beberapa parameter pengontrol seperti TR, TE, flip angle, NEX dan dapat terjadi karena perbedaan medan magnet yang digunakan pada setiap modalitas.

Menurut peneliti, VENC 25 cm/s sebaiknya digunakan dalam pemeriksaan MRV Brain phase contrast khususnya pada pasien CVT, karena mampu menampilkan citra anatomi dengan jelas dan CVT dapat ditegakkan. Hal tersebut sesuai dengan penelitian Sugiyanto (2017) bahwa VENC 25 cm/s dapat memvisualisasi seluruh vena intrakranial secara jelas dengan modalitas 3T. Berdasarkan hasil diskusi dengan responden, dibandingkan dengan VENC 10 cm/s, secara visual hasil citra yang didapatkan menampilkan pembuluh darah yang lebih rumit, sehingga untuk pembuluh darah vena besar seperti sinus sagittalis superior, sinus transversus, dan sinus sigmoid yang sering terjadi CVT akan lebih sulit karena terlihat superposisi dengan pembuluh vena kecil. Hal ini mengakibatkan pembuluh vena besar terlihat seperti ada penebalan dan membuat kemungkinan salah dalam mendiagnosis. Menurut Westbrook (2011), nilai VENC yang berada dibawah standar kecepatan vena intrakranial akan menyebabkan aliasing dan dapat menimbulkan penurunan intensitas sinyal. Kemudian secara visual VENC 40 cm/s hanya dapat menampilkan pembuluh darah vena besar dan kurang optimal untuk memvisualisasi vena kecil disekitarnya karena mendekati pengaturan VENC untuk MRA. Menurut Westbrook (2011) nilai VENC yang digunakan untuk memvisualisasi arteri pada rentang 40-60 cm/s.

Simpulan

Hasil uji statistik menunjukkan terdapat perbedaan yang signifikan pada semua anatomi potongan sagittal dan coronal yang dinilai seperti sinus sagittalis superior, sinus transversus, sinus straight, sinus sigmoid, vena galen, vena internal jugularis, vena eksternal jugularis, vena trolard, vena cerebral internal, dan vena labbe dengan p value 0,000 ($p < 0,05$). Hasil informasi citra anatomi terbaik adalah menggunakan VENC 25 cm/s ditunjukkan dengan nilai mean rank sebesar 2,60.

Hasil penelitian menunjukkan CVT banyak terjadi sinus transversum dan sinus sigmoid. Pemeriksaan MRV Brain phase contrast pada klinis CVT sebaiknya menggunakan VENC 25 cm/s karena mampu menampakkan anatomi vena besar dan kecil lebih optimal. Selain itu, VENC 25 cm/s dapat mengimbangi kecepatan aliran pembuluh darah vena yang mengalami thrombosis, sehingga dapat meminimalkan terjadinya signal loss pada citra yang dihasilkan.

Daftar Pustaka

Chang, Y.M., Kuhn, A.L., Porbandarwala, N., Rojas, R., Ivanovic, V. dan Bhadelia, R.A. (2020) 'Unilateral nonvisualization of a transverse dural sinus on phase-contrast MRV: Frequency dan differentiation from sinus thrombosis on noncontrast MRI', American Journal of Neuroradiology, 41(1), pp. 115–121. Available at: https://doi.org/10.3174/ajnr.A6337.

Ferndanes, S.J., Teknik, A. dan Bali, R. (2023) 'Prosedur Pemeriksaan Digital Subtraction Angiography (DSA) Vena Cerebral Dengan Akses Transradial Pada Kasus Cerebral Venous Thrombosis (CVT)', Journal Innovation in Education, 1(4), pp. 193–202. Available at: https://jurnal.stikes-ibnusina.ac.id/index.php/INOVED/article/view/642.

Fonarow, G.C. dan Hsu, J.J. (2016) 'Left Ventricular Ejection Fraction What Is "Normal"?', JACC, 4(6), pp. 511–513. Available at: https://www.jacc.org/doi/full/10.1016/j.jchf.2016.03.021.

Ghoneim, A., Straiton, J., Pollard, C., Macdonald, K. dan Jampana, R. (2020) 'Imaging of Cerebral Venous Thrombosis', Clinical Radiology, 75(4), pp. 254–264. Available at: https://doi.org/10.1016/j.crad.2019.12.009.

Hadiah Pratami, Z., Kartikasari, Y. dan Surakarta Hospital, M. (2016) 'Analisis Nilai Velocity Encoding Terhadap Informasi Citra Magnetic Resonance Venography Pada Penderita Tumor Kepala Analysis of Velocity Encoding Value To Magnetic Resonance Venography Image Information on Brain Tumor Patient', JImeD, 2(2), pp. 154–159. Available at: https://ejournal.poltekkes-smg.ac.id/ojs/index.php/jimed/article/view/3175.

Hidayaturrahmi, Waraztuti, Ika, Suhendar dan Zefri (2022) 'Neuranatomical dan Imaging Aspects of Cerebral Venous Sinus Thrombosis (CVST) Aspek Neuroanatomi dan Pencitraan pada Cerebral Venous Sinus Thrombosis (CVST)', Jurnal Sinaps, 5(1), pp. 1–12. Available at: https://jurnalsinaps.com/index.php/sinaps/article/view/169.

Idiculla, P.S., Gurala, D., Palanisamy, M., Vijayakumar, R., Dhdanapani, S. dan Nagarajan, E. (2020) 'Cerebral Venous Thrombosis: A Comprehensive Review', European Neurology, 83(4), pp. 369–379. Available at: https://doi.org/10.1159/000509802.

Lv, F.Q., Yun, Y.D., Xi, L., Tie, S.C., Wen, W. dan Li, Y.J. (2007) Establishment of a Rabbit Model of Superior Vena Cava Obstruction, Exp. Anim.

Marg, S. dan Road, M. (2023) 'Comparison Of Diagnostic Utility Of Magnetic Resonance Imaging Sequences In Detection Of Acute Dan Subacute Phase Of Cerebral Venous', Journal of Cardiovascular Disease Research, 14(1), pp. 1525–1533. Available at: https://www.jcdronline.org/admin/Uploads/Files/64e04bc2577603.61764423.pdf.

Nurbaiti, S. (2019) Analisis Kualitas Citra Dan Informasi Anatomi Citra Magnetic Resonance Venography (MRV) Brain 3D Phase Contrast Pada Variasi Nilai Velocity Encoding (VENC). Available at: https://repository.poltekkes-smg.ac.id/index.php?p=show_detail&id=18580&keywords=salis+nurbaiti.

Sadigh, G., Mullins, M.E. dan Saindane, A.M. (2016) 'Diagnostic performance of MRI sequences for evaluation of dural venous sinus thrombosis', American Journal of Roentgenology, 206(6), pp. 1298–1306.

Available at: https://doi.org/10.2214/AJR.15.15719.

Spadaro, A., Scott, K.R., Koyfman, A. dan Long, B. (2021) 'Cerebral Venous Thrombosis: Diagnosis dan management in the emergency department setting', American Journal of Emergency Medicine, 47, pp. 24–29. Available at: https://doi.org/10.1016/j.ajem.2021.03.040.

Sugiyanto, S., Wibowo, A.S. dan Bhuana, I.G.A.B. (2017) 'Analisis Variasi Nilai Velocity Encoding (VENC) terhadap Informasi Anatomi Citra Magnetic Resonance Venography (MRV) Brain pada Modalitas MRI 3 Tesla', Jurnal Imejing Diagnostik (JImeD), 3(1), pp. 189–193. Available at: https://doi.org/10.31983/jimed.v3i1.3183.

Tangkudung, G., Kumala, S. dan Pertiwi, J.M. (2019) Profil Keamanan Prosedur Cerebral Digital Subtraction Angiography Di Manado, Jurnal Sinaps, 2(3), pp.9-13. Available at: https://www.jurnalsinaps.com/index.php/sinaps/article/view/75/59.

Westbrook, C., Roth, C. kaut dan Talbot, J. (2011) MRI in Practice Fourth Edition.

Westbrook, C., Roth, C. kaut dan Talbot, J. (2019) MRI in Practice Fifth Edition.

Wu, X., Sun, J., Chen, Z., Ding, Y. dan Meng, R. (2021) 'Magnetic resonance black-blood thrombus imaging can confirm chronic Cerebral Venous Thrombosis: a case report dan literature review', *Journal of International Medical Research*, 49(5), pp. 1–9. Available at: https://doi.org/10.1177/03000605211017001.

Analisis Penggunaan Bolus Lunak terhadap Distribusi Dosis pada Penyinaran Karsinoma Sel Skuamosa Facial dengan Teknik IMRT di Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi

Evanda Kurniasari[1]
[1]*Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Jakarta II, Indonesia*

Corresponding author: Evanda Kurniasari
Email: evandakurniasari53@gmail.com

ABSTRACT

Background: Diagnostically, Facial Squamous Cell Carcinoma develops in the areas of the face that are uneven in nature on the surface of the skin. For that reason, irradiation in this area can cause any inhomogeneous dose distribution and increase the potential for the emergence of new cancer due to radiation exposure to the surrounding healthy tissue; therefore, it is necessary to use a soft bolus which is combined with IMRT radiation technique to make the dose distribution more optimal.
Methods: This research applies descriptive qualitative method with one sample taken from secondary data of the patients with Facial Squamous Cell Carcinoma cases using a soft bolus with IMRT technique. As for the research methods, they include among the other things literature study, observation, interviews, and documentation. Meanwhile, this research was conducted starting from February up to May 2024 executed at Radiotherapy Department of MRCCC Siloam Hospital Semanggi.
Results: IMRT technique is used with the use of MLC and irradiation from several angles combined with the use of a soft bolus made from plasticine to increase the surface dose and optimize the dose distribution. Apparently, the planning result suggests that the distribution of doses in the organ at risk against the tolerated dose shows that the right eye is above tolerance; however, the other organs at risk such as brainstem, chiasm, eye left, lens left, lens right, optic nerve left, and optic nerve right are below the tolerance.
Conclusions: The planning results highlight that the use of IMRT technique combined with a soft bolus increases surface dose and optimizes dose distribution in Facial Squamous Cell Carcinoma irradiation, while ensuring most organs at risk remain within tolerance levels except for the right eye.

Keyword: Radiotherapy; Facial Squamous Cell Carcinoma; Soft Bolus; IMRT; Dose Distribution.

Pendahuluan

Radioterapi adalah suatu jenis pengobatan kanker yang memanfaatkan radiasi pengion seperti sinar x-ray, sinar gamma, dan elektron berenergi tinggi untuk membunuh sel kanker (Apriantoro dan Kartika 2023)(National Health Service 2023)(Vlasov 2023). LINAC (*Linear Accelerator*) adalah salah satu modalitas radioterapi penghasil berkas foton dan elektron (Abrar et al. 2022)(Wulandari et al. 2023). Penyinaran radioterapi memiliki prinsip yaitu memberikan radiasi dengan dosis yang tepat pada volume tumor dan meminimalkan kerusakan pada jaringan sehat sekitar tumor (Abrar et al. 2022). Tujuan radioterapi terbagi menjadi kuratif, paliatif, dan profilaksis (preventif). Terapi kuratif memanfaatkan radioterapi dengan tujuan penyembuhan, terapi paliatif bertujuan untuk meningkatkan kualitas hidup, dan terapi profilaksis memiliki tujuan mencegah adanya metastasis. Radioterapi diklasifikasikan berdasarkan waktu penggunaannya, yaitu radioterapi adjuvan, radioterapi neoadjuvan, dan radiokemoterapi (Apriantoro and Kartika 2023)(Nurhayati and Mulyaningsih 2020). Radioterapi adjuvan umumnya diberikan setelah dilakukan pembedahan eksisi, seperti pada Karsinoma Sel Skuamosa (Howell and Ramsey 2023).

Karsinoma Sel Skuamosa (KSS) adalah kanker kulit non-melanoma yang berasal dari sel epitel yang ditandai dengan proliferasi ganas keratinosit epidermal (Sutedja et al. 2022)(Selting and Giuliano 2023). Karsinoma Sel Skuamosa menduduki peringkat kedua sebagai kanker kulit yang paling umum ditemukan setelah karsinoma sel basal. Karsinoma Sel Skuamosa paling sering terjadi setelah usia 50 tahun, resiko lebih tinggi pada pria dengan kulit dan mata terang. Faktor risiko utama Karsinoma Sel Skuamosa adalah paparan kumulatif kulit terhadap sinar UV (Howell and Ramsey 2023).

Karsinoma Sel Skuamosa memiliki potensi besar terjadinya metastasis melalui kelenjar getah bening regional (Beyzadeoglu, Ozyigit, and Ebruli 2010). Pertumbuhan dan metastasis Karsinoma Sel Skuamosa dapat terjadi di berbagai area, termasuk pada area tubuh yang memiliki kontur tidak rata seperti wajah. Penyinaran radioterapi pada area tersebut dapat menyebabkan distribusi dosis inhomogen dan meningkatkan potensi munculnya kanker baru akibat paparan radiasi pada jaringan sehat disekitarnya (Fitriani 2022). Metode yang digunakan dalam mengoptimalkan distribusi dosis adalah penggunaan bolus.

Bolus adalah suatu bahan lunak yang memiliki karakteristik mirip seperti jaringan tubuh manusia, diletakkan langsung pada permukaan kulit untuk meratakan kontur tubuh yang tidak rata. Bolus digunakan untuk memodifikasi dosis kedalaman dengan mengurangi jangkauan dosis dan meningkatkan dosis permukaan agar sesuai dengan *planning* yang diharapkan (Fitriani 2022)(Jaya et al. 2020), selain upaya penggunaan bolus, pemilihan teknik radioterapi juga berpengaruh terhadap distribusi dosis *organ target* dan *organ at risk*. Teknik IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) merupakan salah satu bentuk pengembangan teknik radioterapi konformal yang memberikan penyinaran dari beberapa arah dengan lapangan yang tidak seragam yang telah dioptimalisasi, untuk mencapai keefektifannya, penggunaan teknik IMRT disesuaikan dengan lokasi tumor berada dan struktur anatomi pasien (Apriantoro and Kartika 2023)(Susworo 2017). Teknik IMRT memiliki tingkat presisi tinggi yang memungkinkan dosis radiasi disesuaikan secara lebih tepat dibanding teknik 3D-CRT, dengan memodulasi atau mengendalikan intensitas sinar radiasi, sehingga meminimalkan dosis radiasi pada jaringan sehat disekitarnya (Cancer Care Institute 2024).

Pada kasus Karsinoma Sel Skuamosa facial di Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi, penyinaran pasien dengan teknik IMRT menggunakan masker termoplastik *head* sebagai imobilisasi yang kemudian ditambahkan bolus lunak berbahan plastisin sebagai *tissue compensator*. Bolus sebagai *tissue compensator* idealnya memiliki kriteria koefisien atenuasi yang mirip dengan jaringan tubuh, mudah dibuat, dan fleksibel menyesuaikan bentuk organ. Bolus plastisin memiliki tekstur yang kaku, sulit kembali ke bentuk semula jika ditekan sehingga dapat menimbulkan adanya celah udara dan gap dengan kulit. Hal ini dapat mengurangi fungsi bolus lunak dalam hal konsistensi dosis serap dan distribusi dosis (Nararta, Juliantara, and Amelia 2022). Berdasarkan pada Penelitian sebelumnya yang dibuat oleh Made Dwipa Nararta yang membahas mengenai perbandingan konsistensi dosis serap bolus plastisin dan bolus silikon menggunakan energi elektron, diketahui nilai dosis serap berubah ubah setiap harinya (Nararta et al. 2022).

Berdasarkan latar belakang di atas, maka perlu dilakukan pengkajian analisis penggunaan bolus lunak terhadap distribusi dosis pada penyinaran Karsinoma Sel Skuamosa facial dengan teknik IMRT di Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi.

Metode

Menggunakan pendekatan deskriptif kualitatif untuk menjelaskan dan menganalisis mulai dari tahap perencanaan radiasi hingga pelaksanaan radiasi kepada pasien yang disajikan berupa penjelasan penyinaran Karsinoma Sel Skuamosa facial menggunakan bolus lunak dengan teknik IMRT. Pengumpulan data diperoleh dengan studi kepustakaan, observasi, wawancara, dan dokumentasi.

Penelitian ini dilakukan di Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi pada bulan Februari sampai dengan Mei 2024. Populasi diambil dari seluruh pasien dengan kasus Karsinoma Sel Skuamosa facial yang melakukan penyinaran radioterapi dengan penggunaan bolus lunak menggunakan teknik IMRT di Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi. Sampel penelitian ini adalah data sekunder pasien dengan kasus Karsinoma Sel Skuamosa facial menggunakan bolus lunak dengan teknik IMRT.

Hasil dan Pembahasan

Pada penyinaran Karsinoma Sel Skuamosa Facial, bolus yang digunakan yaitu bolus lunak dengan bahan plastisin. Bolus lunak lebih tepat digunakan pada kasus ini dibanding bolus keras karena umumnya digunakan pada bagian ekstremitas sedangkan bolus lunak digunakan pada target yang berada disekitar permukaan kulit. Bolus jenis plastisin dipilih karena bahan pembuatan yang lebih ekonomis dan mudah dalam membuatnya. Terdapat kekurangan pada bolus plastisin untuk penerapan dan penggunaan terhadap Karsinoma Sel Skuamosa Facial yaitu mudah retak sehingga dapat menimbulkan adanya gap, namun dapat dicegah dengan pembuatan bolus yang sebaikmungkin,

melapisi bolus menggunakan *plastic wrap*, pemakaian bolus dengan hati hati dan teratur agar dapat menjaga kelenturan bolus, serta segera mengganti bolus apabila terdapat keretakan atau berkurangnya kelenturan bolus. Ketebalan bolus yang dipakai yaitu 0,5 cm karena letak target yang dijangkau tidak terlalu dekat dengan permukaan kulit, sehingga kenaikan dosis serap pada permukaan tidak dibutuhkan terlalu besar atau cukup menaikkan 0,5 cm saja, karena semakin tebal bolus yang digunakan maka semakin besar kenaikan dosis serap pada permukaan. Target seharusnya mendapatkan dosis optimal, tetapi karena letak yang cenderung mendekati permukaan kulit maka perlu adanya penambahan bolus lunak agar energi foton yang dikeluarkan LINAC terserap pada bolus dan menjadi optimal pada target.

Hasil penelitian yaitu data *planning* pasien kasus Karsinoma Sel Skuamosa Facial berupa *Dose Volume Histrogram* dan kurva distribusi dosis *(isodose)* yang dapat memperlihatkan nilai dosis dan distribusi dosis pada *organ target* dan *organ at risk*, seperti pada Tabel 1.1.

Tabel 1.1 Nilai Dosis *Organ At Risk*

OAR	Volume (cm^3)	Min Dose (cGy)	Max Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)
Brainstem	18.0	99.5	1435.5	731.4
Chiasm	0.6	876.7	1275.4	993.8
Eye Left	8.6	112.9	985.6	461.9
Eye Right	7.8	541.6	5664.4	2217.3
Lens Left	0.1	193.3	339.4	262.1
Lens Right	0.1	816.4	2210.0	1203.7
Optic Nerve Left	0.1	496.8	1231.0	986.2
Optic Nerve Right	0.2	1541.1	2329.1	1844.2

Setelah mendapat nilai dosis seperti pada Tabel 1.1, maka dapat dilihat nilai dosis *argan at risk* dengan nilai dosis tolerasi pada *organ at risk* yang sama berdasarkan QUANTEC (Department of Radiation Oncology 2013), seperti pada Tabel 1.2.

Tabel 1.2 Nilai Dosis Tolerasi

OAR	Dose (Gy)	Dosis Toleransi (Gy)	Hasil
Brainstem	14.4	<54	Dibawah toleransi
Chiasm	12.8	<55	Dibawah toleransi
Eye Left	9.9	<50	Dibawah toleransi
Eye Right	56.6	<50	Diatas toleransi
Lens Left	3.4	<50	Dibawah toleransi
Lens Right	22.1	<50	Dibawah toleransi
Optic Nerve Left	12.3	<55	Dibawah toleransi
Optic Nerve Right	23.3	<55	Dibawah toleransi

Kemudian, dalam tahap *planning* kurva distribusi dosis digunakan untuk melihat secara visual sekaligus memastikan distribusi dosis yang diterima pada PTV maupun *organ at risk* baik. Dari kurva isodose dan DVH sebagaimana ditunjukkan pada Lampiran 10, dapat diketahui persentase dosis yang diterima PTV yaitu 102.7% dengan volume 22.6 cm^3.

Berdasarkan hasil penelitian pasien Karsinoma Sel Skuamosa Facial dengan teknik penyinaran IMRT menggunakan bolus lunak plastisin, diperoleh persentase dosis yang diterima PTV yaitu sebesar 102.7%, dan nilai distribusi dosis yang diterima oleh *organ at risk* diantaranya nilai *mean dose*, *max dose*, *min dose*, dan volume pada masing-masing *organ at risk* yaitu *brainstem, chiasm, eye left, eye right, lens left, lens right, optic nerve left, optic nerve right*. Berdasarkan tabel 1.1, maka dapat diidentifikasi distribusi dosis dari masing-masing *organ at risk* sebagai berikut: distribusi dosis dosis yang diterima oleh *organ at risk* pada organ *brainstem* 1435.5 cGy, *chiasm* 1275.4 cGy, *eye left* 985.6 cGy, *eye right* 5664.4 cGy, *lens left* 339.4 cGy, *lens right* 2210.0 cGy, *optic nerve left* 1231.0 cGy, *optic nerve right* 2329.1 cGy. Dari Tabel 1.2 adalah identifikasi dosis toleransi jaringan sehat berdasarkan QUANTEC untuk *organ at risk* pada Karsinoma Sel Skuamosa Facial. Acuan dosis toleransi menggunakan Dmax untuk organ seri seperti *brainstem, chiasm, eye left, eye right, lens left, lens right, optic nerve left*, dan *optic nerve right*. Berdasarkan tabel 1.2 dapat diketahui bahwa terdapat *organ at risk* yaitu *eye right* yang melebihi batas toleransi dari QUANTEC.

Berdasarkan diskusi dan wawancara dengan fisikawan medis Departemen Radioterapi MRCCC Siloam *Hospital* Semanggi, penentuan dosis sudah berdasarkan keputusan dokter onkologi radiasi terkait yang dipertimbangkan dari lokasi tumor. *Organ at risk eye right* berada di atas batas toleransi dapat disebabkan karena letak tumor target yang cenderung mendekati *organ at risk*, sehingga memerlukan dosis yang lebih besar di atas batas toleransi. Pertimbangannya jika dosis pada *organ at risk* tersebut tetap diberikan dosis di bawah batas toleransi, maka dosis pada tumor target dapat tidak maksimal. Pemberian dosis pada *organ at risk* memang menjadi perhatian yang penting, tetapi dalam pelaksanaan penyinaran radioterapi pemberian dosis yang maksimal pada tumor target menjadi fokus yang utama hal tersebut bertujuan agar mematikan sel tumor dan sisa sisa sel yang mungkin masih ada disekitar target.

Simpulan

1. Bolus lunak dapat meningkatkan dosis permukaan dan mengoptimalkan distribusi dosis pada area yang tidak rata seperti *facial*. Penggunaan bolus lunak jenis plastisin berdasarkan bahan yang lebih ekonomis dan kemudahan dalam membuatnya.
2. Persentase dosis yang diterima PTV yaitu sebesar 102.7%, dosis yang diterima *organ at risk* terhadap dosis toleransi diketahui *eye right* berada di atas toleransi karena letak target yang cenderung mendekati organ *eye right*, sedangkan *organ at risk* lainnya berada dibawah toleransi.

Daftar Pustaka

Abrar, Luthfia Aqila, Dian Milvita, Heru Prasetio, and Fiqi Diyona. 2022. "Verifikasi Dosis Radiasi Berkas Foton 6 MV Pada LINAC CLINAX CX Menggunakan Detektor Bilik Ionisasi Di RSP Universitas Andalas." *Jurnal Fisika Unand* 12(1):82–87. doi: 10.25077/jfu.12.1.82-87.2023.

Apriantoro, Nursama Heru, and Yudha Kartika. 2023. "Teknik Radioterapi Kanker Payudara Post Mastektomi Dengan Teknik Intensity Modulated Radiation Therapy." *Indonesian Journal for Health Sciences* 7(1):22–28. doi: 10.24269/ijhs.v7i1.5178.

Beyzadeoglu, Murat, Gokhan Ozyigit, and Cuneyt Ebruli. 2010. *Basic Radiation Oncology*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Cancer Care Institute. 2024. "Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)." Retrieved (https://www.cancercareinstitute.com/imrt/).

Department of Radiation Oncology, Loyola University Medical Center. 2013. "Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation." 1(1).

Fitriani, Riska. 2022. "Analisis Penggunaan Bolus Berbahan Plastisin Pada Pasien Fibrosarcoma Dengan Treatment Planning System (TPS)." 3:100–109.

Howell, JY, and M. Ramsey. 2023. *Squamous Cell Skin Cancer*. StatPearls Publishing.

Jaya, Gede Wiratma, Heri Sutanto, Eko Hidayanto, and Galih Puspa Saraswati. 2020. "Studi Penggunaan Bolus Berbahan Silicone Rubber Terhadap Dosis Permukaan Pada Radioterapi Berkas Elektron." *Progressive Physics Journal* 1(1):15. doi: 10.30872/ppj.v1i1.561.

Nararta, Made Dwipa, Putu Eka Juliantara, and Cory Amelia. 2022. "Comparison of Consistency Value of Absorbent Dose of Plastisin and Silicone Bolus Using Electron With 6 Mev Energy at Sanglah Rsup Denpasar." *Journal of Social Research* 1(12):558–65. doi: 10.55324/josr.v1i12.368.

National Health Service. 2023. "Radiotherapy." Retrieved (https://www.nhs.uk/conditions/radiotherapy/).

Nurhayati, and Neng Nenden Mulyaningsih. 2020. "Penerapan Radioterapi Pada Pengobatan Kanker Payudara." *Penerapan Radioterapi Pada Pengobatan Kanker Payudara* 1(2):88–94. doi: 10.30998/sch.v1i2.3137.

Selting, Kim A., and Elizabeth A. Giuliano. 2023. "Squamous Cell Carcinoma." *Cutis* 112(2):97–98. doi: 10.12788/cutis.0820.

Susworo, R. 2017. *Dasar Dasar Radioterapi TataLaksana Radioterapi Penyakit Kanker.*

Sutedja, Eva Krishna, Renata Yuliasari, Kiki Akhmad Rizki, and Endang Sutedja. 2022. "A Large Squamous Cell Carcinoma on the Face Treated with Wide Excision and Defect Closure Using Forehead Flap Reconstruction." *Clinical, Cosmetic and Investigational Dermatology* 15(April):895–901. doi: 10.2147/CCID.S360744.

Vlasov, Artem. 2023. "What Is Radiation Therapy?" *International Atomic Energy Agency*. Retrieved (https://www.iaea.org/newscenter/news/what-is-radiation-therapy).

Wulandari, Ira, Nursama Heru Apriantoro, Sriyatun, and Moh Haris. 2023. "Penatalaksanaan Radioterapi Kanker Payudara Teknik Imrt." *JRI (Jurnal Radiografer Indonesia)* 6(1):15–21. doi: 10.55451/jri.v6i1.169.

Analisis Pengaruh Variasi Usia Pada Delay Fase Nefrogram terhadap *Enhancement* Citra Anatomi Renalis Dalam CT *Scan* Urologi

Ryvando Anggrian Damara Putra[1], Legia Prananto[2], Retno Prawestri[3]
[1,2,3] *Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Jakarta II, Indonesia*

Corresponding author: Ryvando Anggrian Damara Putra
Email: ryvandoad34@gmail.com

ABSTRACT

Background: Technically, this research perform CTScans Urology examination using contrast media undertaken at Tangerang Regional General Hospital (RSUD) using delay in 10 second nephrogram phase after conducting arterial scanning over all age variations. This matter is purposely conducted to know whether there is any different influence of renal image enhancement grade over the age variation in the use of delay of nephrogram phase in CT Scans Urology examination, whereas according to the literature, the use of delay on nephrogram phase is 90-110 seconds after the injection of contrast media.
Methods: This research applies quantitative method with analytic approach. This research was undertaken in Tangerang Regional General Hospital starting from February up to April 2024. As for the population of this research, they are all the results of CTScans Urology examination executed in Tangerang Regional Hospital conducted starting from February up to April 2024 with as many as 14 patients. Thereafter, the samples used in this research are secondary data with purposive sampling technique as many as 10 samples from the results of CT Scans Urology examination.
Results: The results, at the age of ≤ 40 years has grade point average of enhancement 91.92 HU, meanwhile at the age of ≥ 41 years has a grade point average of enhancement 83.84 HU.
Conclusions: Can be concluded that there is a different grade point average between the age of ≤ 40 years and the age of ≥ 41 years, however there is not any significant influence if it is seen from the result of T-Test test.

Keyword : CT Urology; Age; Kidney Enhancement

Pendahuluan

Computed Tomography (CT) adalah salah satu metode pencitraan diagnostik yang memanfaatkan teknologi komputer untuk memproses data sinarx yang telah melewati atenuasi dalam tubuh pasien yang diperiksa. CT Scan merupakan alat diagnostik yang mampu menampilkan gambar penampang tubuh manusia dengan menggunakan penyerapan radiasi sinar-x. Selain dapat membedakan sifat dan keberadaan lesi, CT Scan juga memiliki kemampuan untuk memanipulasi hasil gambaran guna optimasi serta mengurangi dosis radiasi.

Hasil atenuasi sinar-x dikonversi menjadi data digital yang dikenal sebagai CT *Number* dalam skala *Hounsfield Unit* (HU), kemudian ditampilkan di layar komputer dalam skala abu-abu. Dalam skala ini, udara dengan nilai CT Number -1000 divisualisasikan sebagai warna gelap, tulang dengan nilai CT *Number* +1000 divisualisasikan sebagai warna terang, dan air dengan nilai CT *Number* 0 ditampilkan di tengah - tengah skala abu-abu. Keunggulan utama CT Scan dibandingkan dengan radiografi konvensional adalah kemampuannya untuk menghilangkan struktur yang tumpang tindih, membedakan perbedaan kecil dalam kepadatan struktur dan kelainan anatomi, serta menghasilkan kualitas gambar yang optimal. Dengan kemajuan teknologi CT Scan saat ini, pemeriksaan fungsi saluran kemih dapat dilakukan menggunakan CT Scan Urologi, yang dapat menghasilkan gambar tanpa tumpang tindih sehingga memberikan detail anatomi yang optimal.

CT Scan Urologi adalah pemeriksaan diagnostik yang melibatkan protokol CT Scan tiga fase, yaitu fase kortikomeduler, fase nefrographic, dan fase ekskresi untuk akuisisi gambar. Pencitraan fase ekskretoris pada CT Scan Urologi dapat menjadi alat penting dalam mendeteksi dan mengkarakterisasi keganasan saluran kemih, kelainan papiler dan meduler ginjal, kelainan kongenital, serta kondisi peradangan kronis tertentu. Pemeriksaan CT Scan Urologi bisa dilakukan tanpa kontras menggunakan teknik tracking untuk mengidentifikasi kasus urolitiasis, yaitu adanya batu di ureter. Namun, dengan penggunaan media kontras, CT Urologi dapat

dengan jelas membedakan antara kondisi normal dan abnormal.

Cardiac output, yaitu jumlah darah yang dipompa oleh jantung per menit, juga merupakan mekanisme utama aliran darah ke seluruh tubuh, terutama untuk mengalirkan darah ke otak dan organ vital lainnya. Indeks jantung memiliki korelasi terbalik yang signifikan dengan usia di atas 20 tahun dan akan menurun secara linear seiring bertambahnya usia. Penuaan berdampak pada sistem kardiovaskular, termasuk perubahan struktur (seperti komposisi aorta yang menjadi kaku) dan fungsi (seperti peningkatan tekanan darah proksimal yang meningkatkan afterload jantung).

Enhancement adalah peningkatan nilai kepadatan jaringan organ setelah pemberian kontras ke dalam tubuh. Perbedaan tingkat *enhancement* terjadi antara jaringan normal dan abnormal akibat atenuasi sinar-x. Nilai kepadatan organ yang mengalami atenuasi dapat dihitung dengan melakukan scanning menggunakan *Region of Interest* (ROI). *Enhancement* pada CT Scan dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti tinggi badan, berat badan, *cardiac output*, dan usia. Selain itu, *enhancement* juga dipengaruhi oleh faktor-faktor terkait dengan kontras, seperti flow rate, dosis, durasi injeksi, konsentrasi, serta faktor-faktor yang terkait dengan proses scanning seperti durasi dan scanning time delay.

Rumah Sakit Umum Daerah (RSUD) Kabupaten Tangerang menyediakan layanan pemeriksaan CT Scan Urologi. Menurut literatur, fase *delay* nefrogram pada pemeriksaan CT Scan Urologi dimulai sekitar 90 hingga 110 detik setelah injeksi kontras media". Berdasarkan praktik kerja lapangan di RSUD Kabupaten Tangerang, pemeriksaan CT Scan Urologi menggunakan *delay* fase nefrogram 10 detik setelah scanning arteri. Oleh karena itu, penulis berencana untuk melakukan penelitian dengan judul "Pengaruh Variasi Usia terhadap *Delay* Fase Nefrografi terhadap Kualitas Citra Anatomi Renal dalam CT Scan Urologi".

Metode

Desain penelitian yang digunakan dalam skripsi ini adalah analitik kuantitatif menggunakan data sekunder dengan menganalisa *enhancement* citra anatomi renalis terhadap *delay* fase nefrogram pemeriksaan CT Scan Urologi dengan variasi usia. Populasi dan Sampel menggunakan 10 orang pasien dari bulan februari-mei. Teknik Analisis data: deskritif; uji prasyarat dengan uji normalitas dan homogenitas serta uji hipotesis dengan uji T-Test.

Penelitian ini dilaksanakan di RSUD Kabupaten Tangerang, Berdasarkan surat ijin, maka mulai tanggal 1 Februari 2024 sampai 30 April 2024 dilakukan pengumpulan data.

Langkah penelitian awal dengan menetapkan populasi dan sampel penelitian. Populasi diambil dari seluruh pasien dari bulan Februari sampai April, dan diambil seluruh populasi yaitu 10 orang pasien sebagai sampel penelitian dengan teknik purposive sampling. Selanjutnya melakukan ROI pada 3 titik organ dari masing masing ginjal kanan dan kiri, organ tersebut adalah Korteks ginjal, Medulla ginjal dan Pelvis ginjal, setelah itu melaksanakan uji normalitas dan homogenitas dengan cara mengitung penyebaran data menggunakan aplikasi statistik SPSS.

Hasil dan Pembahasan

Berdasarkan hasil hitungan dari pasien ≤ 40 tahun, pengukuran ROI dan rata-rata dari 6 organ pada sampel dengan usia ≤ 40 tahun dapat dilihat, hasil pengukuran menunjukkan bahwa nilai *enhancement* rata-rata tertinggi adalah pada korteks ginjal sebelah kanan, yaitu 147,6 dengan standar deviasi ± 22,3, sedangkan nilai terendah adalah pada pelvis ginjal sebelah kiri, yaitu 26,8 dengan standar deviasi ± 4,72. Rata-rata nilai *enhancement* dari 6 organ pada usia ≤ 40 tahun adalah 91,92.

Berdasarkan hasil hitungan dari pasien ≥ 41 tahun, pengukuran ROI dan rata-rata dari 6 organ pada sampel dengan usia ≤ 40 tahun dapat dilihat, hasil pengukuran ROI dan rata-rata dari 6 organ pada sampel dengan usia ≥ 41 tahun dapat dilihat. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa nilai *enhancement* rata-rata tertinggi terdapat pada korteks ginjal sebelah kanan, yaitu 132 dengan standar deviasi ± 18,05, sedangkan nilai terendah terdapat pada pelvis ginjal sebelah kanan, yaitu 23,8 dengan standar deviasi ± 14,73. Rata-rata nilai *enhancement* dari 6 organ pada usia ≥ 41 tahun adalah 83,84.

Selanjutnya untuk menguji adakah Pengaruh variasi usia terhadap nilai *enhancement* terdapat perbedaan rata-rata antara dua sampel yang tidak berpasangan, peneliti melakukan Uji Independen Sampel T-Test menggunakan aplikasi SPSS. Sebelumnya, telah dilakukan Uji Normalitas, dan hasil analisis menunjukkan bahwa data berdistribusi normal. Hasil Uji T-Test per organ.

Dari hasil statistik organ korteks kanan, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 15.6 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar

12.94. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.263). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -14.25 HU hingga 45.45 HU pada tingkat kepercayaan 95%.

Dari hasil statistik organ korteks kiri, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 9.4 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar 13.79. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.515). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -22.41 HU hingga 41.21 HU pada tingkat kepercayaan 95%.

Dari hasil statistik organ medulla kanan, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 3 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar 5.61. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.608). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -9.95 HU hingga 15.95 HU pada tingkat kepercayaan 95%.

Dari hasil statistik organ medulla kiri, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 8 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar 8.31. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.364). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -11.18 HU hingga 27.18 HU pada tingkat kepercayaan 95%

Dari hasil statistik organ pelvis ginjal kanan, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 4.4 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar 7.14. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.555). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -12.08 HU hingga 20.88 HU pada tingkat kepercayaan 95%.

Dari hasil statistik organ pelvis ginjal kiri, terlihat bahwa perbedaan rata-rata nilai *enhancement* antara usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun adalah sebesar 1.4 HU, dengan perbedaan standar deviasi sebesar 3.13. Hasil uji T-Test menunjukkan bahwa perbedaan nilai *enhancement* tersebut tidak signifikan secara statistik (Sig = 0.667). Dapat diamati bahwa rentang perbedaan rata-rata nilai *enhancement* berkisar antara -5.81 HU hingga 8.61 HU pada tingkat kepercayaan 95%.

Dari hitungan perbandingan 2 kelompok dapat dilihat perbandingan rata-rata dan standar deviasi nilai *enhancement* organ dari usia ≤ 40 tahun dan ≥ 41 tahun. Rata-rata tertinggi terdapat pada organ korteks kanan pada usia ≤ 40 tahun, dengan nilai *enhancement* sebesar 147.6 HU dan standar deviasi ± 22.63. Sedangkan rata-rata terendah terdapat pada organ pelvis ginjal kiri dan kanan pada usia ≥ 41 tahun, dengan nilai *enhancement*sebesar 23.8 HU dan standar deviasi ± 14.73

Enhancement citra anatomis renalis CT Scan Urologi dengan usia ≤ 40 tahun. Berdasarkan teori, faktor yang paling mempengaruhi nilai *enhancement* adalah berat badan. Faktor lain yang dapat mempengaruhi nilai *enhancement* adalah faktor pasien, yaitu usia, tinggi badan, *cardiac output*. Juga ada faktor dari media kontras dan faktor scanning seperti durasi penyuntikan, flow rate, volume kontras, saline flush, durasi scanning, dan scanning time delay. Pada hasil penelitian di atas, didapatkan nilai *enhancement* organ pada usia ≤ 40 tahun. Organ ginjal sebelah kanan memiliki nilai *enhancement* yang lebih besar dibandingkan sebelah kiri. Nilai *enhancement* pada korteks kanan dan kiri (147.6 HU dan 138 HU), medulla kanan dan kiri (77.8 HU dan 68 HU) serta pelvis ginjal kanan dan kiri (28.2 HU dan 26.8 HU). Jika dilihat nilai *enhancement* sesuai organ, organ korteks memiliki nilai *enhancement* yang lebih besar dibandingkan organ medulla dan organ pelvis ginjal. Nilai *enhancement* pada korteks kanan, medulla kanan dan pelvis ginjal kanan (147.6 HU, 68 HU dan 28.2 HU) serta pada korteks kiri, medulla kiri dan pelvis ginjal kiri (138 HU, 73.6 HU dan 26.8 HU). Dari data penelitian tersebut, organ kanan lebih besar nilai *enhancement* dibandingkan organ kiri, Hal tersebut dapat disebabkan karena pada sampel usia ≤ 40 tahun yang peneliti ambil, sampel memiliki indikasi nefrolitiasis pada ginjal organ sebelah kiri.

Enhancement citra anatomis renalis CT Scan Urologi dengan usia ≥ 41 tahun. Berdasarkan teori, faktor yang paling mempengaruhi nilai *enhancement* adalah berat badan. Faktor lain yang dapat mempengaruhi nilai *enhancement* adalah faktor pasien, yaitu usia, tinggi badan, *cardiac output*. Juga ada faktor dari media kontras dan faktor scanning seperti durasi penyuntikan, flow rate, volume kontras, saline flush, durasi scanning, dan scanning time delay. Pada hasil penelitian di atas, didapatkan nilai *enhancement* organ pada usia ≥ 41 tahun. Organ ginjal sebelah kanan memiliki nilai *enhancement* yang lebih besar dibandingkan

sebelah kiri. Nilai *enhancement* pada korteks kanan dan kiri (132 HU dan 128.6 HU), medulla kanan dan kiri (74.8 HU dan 60 HU), dan pelvis ginjal kanan dan kiri (23.8 HU dan 25.4 HU). Jika dilihat nilai *enhancement* sesuai organ, organ korteks memiliki nilai *enhancement* yang lebih besar dibandingkan organ medulla dan organ pelvis ginjal. Nilai *enhancement* pada korteks kanan, medulla kanan dan pelvis ginjal kanan (132 HU, 74.8 HU dan 23.8 HU) serta pada korteks kiri, medulla kiri dan pelvis ginjal kiri (128.6 HU, 60 HU dan 25.4 HU). Dari data penelitian tersebut, organ kanan lebih besar nilai *enhancement* dibandingkan organ kiri, Hal tersebut dapat disebabkan karena pada sampel usia ≥ 41 tahun yang peneliti ambil, sampel memiliki indikasi nefrolitiasis pada ginjal organ sebelah kiri.

Pengaruh usia terhadap nilai *enhancement* anatomis renalis pada penggunaan delay scan pada CT Scan Urologi. Penggunaan media kontras yang berlebihan akan mengakibatkan melebihinya kemampuan deteksi diagnostik dan karakterisasi batu ginjal yang dapat mengakibatkan sulitnya membedakan antara batu ginjal dengan kontras media. Sedangkan penggunaan media yang kurang akan mengakibatkan penurunan kualitas citra gambar dan mengurangi kemampuan deteksi diagnostik dan karakterisasi batu pada ginjal. Berdasarkan uji statistik diatas, terdapat nilai Signifikansi 6 organ > 0,05 (Sig Korteks kanan 0.263, Sig Korteks kiri 0.515, Sig medulla kanan 0.608, Sig medulla kiri 0.364, Sig Pelvis ginjal kanan 0.555, Sig Pelvis ginjal kiri 0.667) pada organ medulla kanan kiri, korteks kanan kiri dan pelvis ginjal kanan dan kiri yang berarti tidak ada pengaruh yang signifikan antara nilai *enhancement* citra anatomis renalis pada pemakaian media kontras pemeriksaan CT Scan urologi terhadap variasi usia. yang berarti ada pengaruh yang tidak signifikan antara nilai *enhancement* citra anatomis renalis pada pemakaian media kontras pemeriksaan CT Scan urologi terhadap variasi usia. Ketika *enhancement* yang optimal diinginkan, jumlah delay fase nefrogram harus di atur secara optimal. Hal ini juga dapat mempengaruhi hasil kualitas informasi citra anatomi yang dapat meningkatnya atau menurunnya kualitas citra gambar dan deteksi diagnostik. Nilai *enhancement* yang terlalu tinggi akan membuat gambaran yang terlalu putih yang dapat mengakibatkan melebihinya kemampuan deteksi diagnostik dan karakterisasi batu ginjal dan sulitnya membedakan antara batu ginjal dengan kontras media. Agar hasil gambaran yang dihasilkan optimal, sebaiknya menggunakan delay fase nefrogram yang sesuai dengan faktor faktor yang dapat mempengaruhi nilai *enhancement*. Faktor faktor yang mempengaruhi nilai *enhancement* seperti faktor pada pasien yaitu berat badan, usia, tinggi badan, anatomi patologis pasien, *cardiac output*. Juga ada faktor dari media kontras dan faktor scanning seperti durasi penyuntikan, flow rate, volume kontras, saline flush, durasi scanning, dan scanning time delay.

Simpulan

Penelitian ini menunjukkan bahwa variasi usia berpengaruh terhadap nilai *enhancement* citra anatomis renalis pada pemeriksaan CT scan urologi, namun pengaruh tersebut tidak signifikan secara statistic. Rata-rata nilai *enhancement* lebih tinggi pada kelompok usia ≤40 tahun dibandingkan dengan kelompok usia ≥41 tahun. Faktor-faktor seperti berat badan, usia, *cardiac output*, serta parameter terkait media kontras dan teknik *scanning* berkontribusi terhadap hasil *enhancement*. Optimalisasi *delay fase* nefrogram sangat penting untuk meningkatkan kualitas citra.

Daftar Pustaka

M. Irsal and G. Winarno, “Pengaruh Parameter Milliampere-Second (mAs) terhadap Kualitas Citra Dan Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan CT scan Kepala Pediatrik,” J. Fis. Flux J. Ilm. Fis. FMIPA Univ. Lambung Mangkurat, vol. 17, no. 1, p. 1, 2020, doi: 10.20527/flux.v17i1.7085.

D. Aditya and N. H. Apriantoro, “Ct-Scan Kepala Dengan Klinis Trauma Kapitis Post Kecelakaan Lalu Lintas,” KOCENIN Ser. Konf., vol. 1, no. 1, pp. 1–7, 2020.

A. Kurniawati, C. Badri, and J. Ardiyanto, “Desain Phantom Air Untuk Kalibrasi CT Number dan Keseragaman CT Number Pada Pesawat CT Scan,” J. Imejing Diagnostik, vol. 1, no. 1, pp. 23–29, 2015, doi: 10.31983/jimed.v1i1.3145.

L. E. Romans, “Computed tomography for technologists: A comprehensive text, second edition,” Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. pp. 1–440, 2018.

K. Cheng, F. Cassidy, L. Aganovic, M. Taddonio, and N. Vahdat, “CT urography: how to optimize the technique,” Abdom. Radiol., vol. 44, no. 12, pp. 3786–3799, 2019, doi: 10.1007/s00261-019-02111-2.

E. Rud, K. F. Galtung, P. M. Lauritzen, E. Baco, T. Flatabø, and G. Sandbæk, “Examining the

upper urinary tract in patients with hematuria—time to revise the CT urography protocol?," Eur. Radiol., vol. 30, no. 3, pp. 1664–1670, 2020, doi: 10.1007/s00330-019-06521-0.

A. Noorbakhsh, L. Aganovic, N. Vahdat, S. Fazeli, R. Chung, and F. Cassidy, "What a difference a delay makes! CT urogram: a pictorial essay," Abdom. Radiol., vol. 44, no. 12, pp. 3919–3934, 2019, doi: 10.1007/s00261-019-02086-0.

A. R. Utami, N. Sulaksono, and S. Wijokongko, "Teknik Split Bolus Terhadap Informasi Anatomis Pada Pemeriksaan Ct Scan Urografi," JRI (Jurnal Radiogr. Indones., vol. 5, no. 1, pp. 54–61, 2022, doi: 10.55451/jri.v5i1.109.

J. Kobe, N. Mishra, V. K. Arya, W. Al-Moustadi, W. Nates, and B. Kumar, "*Cardiac output* monitoring: Technology and choice," Ann. Card. Anaesth., vol. 22, no. 1, pp. 6–17, 2019, doi: 10.4103/aca.ACA_41_18.

S. E. Hopper et al., "Comparative Study of Human and Murine Aortic Biomechanics and Hemodynamics in Vascular Aging.," Front. Physiol., vol. 12, p. 746796, 2021, doi: 10.3389/fphys.2021.746796.

T. D'Angelo et al., "Pre-TAVI imaging: an Italian survey by the CT PRotocol optimization (CT-PRO) group.," Int. J. Cardiovasc. Imaging, Jan. 2024, doi: 10.1007/s10554-024-03052-8.

K. F. Galtung et al., "Is a Single Nephrographic Phase Computed Tomography Sufficient for Detecting Urothelial Carcinoma in Patients with Visible Haematuria? A Prospective Paired Noninferiority Comparison.," Eur. Urol. open Sci., vol. 55, pp. 1–10, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.euros.2023.06.005.

Zuliani et al., Gangguan Pada Sistem Perkemihan, no. August. 2021.

K. T. Bae, "Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: Considerations and approaches," Radiology, vol. 256, no. 1, pp. 32–61, 2010, doi: 10.1148/radiol.10090908.

Evaluasi Nilai *Diagnostic Reference Level* (DRL) pada Pemeriksaan CT *Scan* Abdomen 3 Fase di Rumah Sakit Umum Pusat Persahabatan

Fauziah Amalia[1] Shinta Gunawati Sutoro[2] Rosita Indrianti[3]
[1,2,3]*Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Jakarta II, Indonesia*

Corresponding author: Fauziah Amalia
Email: ziahziahamalia@gmail.com

ABSTRACT

Background: Diagnostic Reference Levels (DRL) are stated in CTDI and DLP hence due to an accurate parameter selection, good control practices and the use of appropriate DRL, they will significantly reduce the radiation dose to the patient by more than 50%. In addition to DRL, the value of estimated effective dose and estimated cancer risk is as additional information to assist in several aspects of justification and optimization as well as to become an educational device that increases the awareness of the risk of cancer. This research also aims to obtain DRL value for a 3-phase abdominal CT scan because Indonesia does not yet have a DRL for a 3-phase abdominal CT scan.
Methods: This research uses an observational approach with descriptive quantitative methods using secondary data. As for the data analyzed herein, they involve the patient information and the radiation dose received during a 3-phase abdominal CT scan obtained from the dose report on the CT Scan machine workstation. Meanwhile, the research population included all the patients who underwent a 3-phase abdominal CT scan undertaken at Radiology Installation of Persahabatan Central General Hospital starting from January up to March 2024 with a total population of 40 patients. The number of samples used was 30 samples. The collected data are processed and analyzed using a descriptive frequency test and then compared with DRLs from the other countries and Abdominal I-DRL, AbdoPelvis and Whole Abdomen. Furthermore, it is then calculated to obtain the estimated effective dose and cancer risk which is presented in tabular form.
Results The results of this research suggests that DRL value at CTDI Persahabatan Central General Hospital is lower than that in the other countries and below Abdominal I-DRL, AbdoPelvis and Whole Abdomen, and DLP value is much higher than that in the other countries and above Abdominal I-DRL DLP, AbdoPelvis and Whole Abdomen.

Keyword: 3-Phase Abdominal CT Scan, Diagnostic Reference Level, Efective Dose, Cancer Risk

Pendahuluan

CT Scan secara keseluruhan menjadi kontributor utama terhadap dosis radiasi populasi secara kolektif di dunia berada pada kisaran 30%-50%. Paparan dosis radiasi yang diterima pasien dunia pada pemeriksaan CT Scan meningkat dengan cepat, berbeda dengan radiografi konvensional yang mengalami penurunan hampir 30%. Risiko pada pasien mungkin kecil karena dosis radiasi yang diterima biasanya rendah, tetapi fakta bahwa sejumlah besar orang terpapar radiasi medis setiap tahun berarti risiko individu yang kecil pun dapat menyebabkan banyak kasus kanker.

Risiko kanker yang dikaitkan dengan radiasi harus mengacu pada menjaga paparan radiasi pasien ke tingkat minimum yang diperlukan untuk mencapai tujuan diagnostik yang diperlukan. Dengan mengikuti prinsip - prinsip proteksi radiasi yaitu justifikasi, optimisasi dan limitasi, hal ini akan sangat bermanfaat dalam mengendalikan dosis kepada pasien. Oleh karena itu, perlunya suatu tindakan nyata untuk proteksi dan keselamatan radiasi, yaitu dengan menggunakan *Diagnostic Reference Level* (DRL) atau dalam bahasa Indonesia dikenal dengan Tingkat Panduan Diagnostik (TPD) dimana nilai DRL pada CT Scan dinyatakan dalam *Computed Tomography Dose*

Index Volume (CTDIvol) dan Dose Length Product (DLP).

CTDIvol adalah parameter yang paling baik mewakili dosis rata - rata yang diserap pada suatu titik didalam volume pemindaian untuk protokol pemindaian tertentu untuk phantom standar berdiameter 16 cm dan 32 cm (6). DLP merupakan dosis total selama pemeriksaan CT Scan dengan satuan mGy.cm . Selain parameter yang mempengaruhi dosis radiasi, CT Scan juga memiliki parameter tunggal untuk menjelaskan risiko dari paparan radiasi pengion yang diterima pasien yaitu dosis efektif. Dosis efektif adalah dosis yang menjelaskan risiko efek biologis yang dapat merugikan jika terkena paparan radiasi. *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) mengembangkan dosis efektif sebagai dosimetri risiko untuk proteksi terhadap efek stokastik terutama pada kanker. Penerapan dosis efektif pada dosis kumulatif dari prosedur pencitraan berulang pada kelompok pasien tertentu, dianggap sebagai informasi tambahan untuk membantu dalam beberapa aspek justifikasi dan optimisasi. ICRP juga telah menerbitkan panduan untuk menghitung estimasi risiko kanker melalui ICRP *Publication* untuk sarana edukasi yang dapat meningkatkan kepedulian terhadap risiko bahaya kanker kepada masyarakat. Salah satu cara memperkecil dampak dan risiko dari pemanfaatan radiasi adalah dengan memperhatikan referensi dosis yang ada.

DRL bukanlah batas dosis yang harus diikuti tetapi sebagai pedoman. Jika secara teratur atau sering terlampaui, perlunya melakukan koreksi atau evaluasi terhadap tindakan apa yang harus diambil (10). Dengan pemilihan parameter yang akurat, praktik kontrol yang baik, serta penggunaan DRL yang tepat akan mengurangi dosis radiasi pada pasien lebih dari 50%, tetapi ada dua hal mendasar untuk menentukan dosis pasien yaitu, menentukan dan membuktikan standar praktik yang baik dan mengevaluasi kerugian untuk tujuan justifikasi dan evaluasi risiko. DRL mencerminkan praktik yang umum dilakukan di suatu negara atau wilayah dan direkomendasikan agar DRL ditetapkan untuk pemeriksaan atau prosedur yang representatif seperti yang dilakukan di area lokal, negara atau wilayah tempat DRL tersebut ditetapkan karena adanya variasi dalam hal peralatan dan protokol prosedur di suatu negara atau wilayah, maka harus adanya penetapan DRL nasional atau regional. Indonesia memiliki DRL sendiri yang dikenal dengan Indonesian Diagnostic Reference Level. Untuk panduan dosis radiasi CT Scan yang diterima oleh pasien setiap pemeriksaan berbeda-beda. Hal ini dibedakan menjadi 3 kategori, yaitu pasien bayi (0-4 tahun), pasien anak-anak (5-14 tahun) dan pasien dewasa 15 tahun keatas.

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis nilai Diagnostic Reference Level (DRL) terhadap nilai CTDIvol dan DLP serta dosis efektif dan risiko kanker pada pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase di Rumah Sakit Umum Pusat Persahabatan.

Metode

Metode pengumpulan data menggunakan data sekunder pasien yang melakukan pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase dengan pencatatan jenis kelamin, berat badan, usia pasien dan faktor eksposi (kV dan mAs) pemeriksaan setiap pasien, serta mengumpulkan dan mengambil data nilai rata-rata CTDIvol dan DLP total dari dose report yang tersedia di workstation alat CT Scan, lalu dibuat dalam bentuk tabel kemudian rata-rata CTDIvol dan DLP total dihitung agar mendapat nilai minimum, maksimum, mean, median dan kuartil 3 (persentile 75) menggunakan uji deskriptif frekuensi kemudian dibandingkan dengan nilai I-DRL 2021 yaitu pemeriksaan CT Scan Abdomen, CT Scan AbdoPelvis, dan CT Scan Whole Abdomen yang dikeluarkan oleh BAPETEN. Lalu, dari hasil CTDIvol dan DLP akan dibandingkan dengan negara negara lain dalam bentuk tabel.

Kemudian nilai dosis efektif dan risiko kanker pasien dihitung dengan persamaan berikut.

$$E = DLP \times k \quad (1)$$

Risiko Kanker (%) = E x koefisien risiko kanker

Setelah didapatkan hasil estimasi nilai dosis efektif dan risiko kanker, kemudian data-data yang ada akan disajikan dalam bentuk tabel.

Hasil dan Pembahasan

Prosedur pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase di Instalasi Radiologi RSUP Persahabatan sebagai berikut. Persiapan khusus pasien seperti memiliki hasil uji laboratorium ureum, creatinin dan eGfr serta wajib diet serat, minum obat pencahar lalu puasa sampai pemeriksaan. Setelah mengisi inform consent, pasien dilanjutkan dengan pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase dengan posisi supine feet first dengan menggunakan protokol "Abdomen_3Phase_RSP(Adult)", lalu lakukan topogram dan atur area scanning, selanjutnya

scanning non contrast dan premonitoring dengan HU 100. Lalu, scanning dilakukan sebanyak 3 kali dengan fase arteri 20-25 detik, fase vena 45-50 detik dan fase equilibrium 78-83 detik setelah mencapai puncak enhancement. Kemudian dilakukan rekonstruksi gambar MPR untuk gambaran fase vena dengan ketebalan 5mm menjadi potongan sagital dan coronal. Untuk gambaran non contrast, fase arteri dan fase equilibrium telah otomatis terekontruksi.

Tabel 1. Hasil CTDIvol dan DLP total di berbagai tempat

DRL	CTDIvol (mGy)	DLP Total (mGy.cm)
RSUP Persahabatan	13.22	2913.50
Nigeria (2018)	20	1486
Canada (2016)	18	874
US (2014)	15	755
Switzerland (2010)	14	633
Malaysia (2013)	51.9	1180

Prosedur pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase di RSUP Persahabatan telah sesuai dengan SOP (standar operasional prosedur) yang berlaku di rumah sakit tersebut, serta citra yang dihasilkan pada pemeriksaan ini sudah baik dan optimal. Kualitas citranya tidak ada motion artefak akibat pergerakan pasien yang dapat menggangu hasil citra, tidak terpotongnya batas atas dan bawah serta gambaran informasi anatomi dan patologi yang dapat membantu dokter radiologi untuk menegakkan diagnosis.

Nilai CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase di Instalasi Radiologi RSUP Persahabatan terdiri dari 15 orang pasien laki - laki dan 15 orang pasien perempuan dengan rentang umur 16 - 68 tahun.

Tabel 2. Hasil uji statistic pada CTDIvol dan DLP

STATISTICS

		CTDIvol	DLP
N	Valid	30	30
	Missing	0	0
Mean		11.43	2416.23
Median		10.98	2148.50
Std. deviation		2.419	719.835
Minimum		8	1472
Maximum		16	4397
Percentiles	25	9.29	1896.50
	50	10.98	2148.50
	75	13.22	2913.50

Perhitungan nilai DRL didapatkan dari kuartil 3 nilai CTDIvol dan DLP, hal tersebut terlihat pada hasil statistik pada tabel diatas adalah CTDIvol sebesar 13.22 mGy dan DLP sebesar 2913.50 mGy.cm. Nilai DRL CT Scan abdomen 3 fase di RSUP Persahabatan dapat ditetapkan sebesar 13.22 mGy dan DLP sebesar 2913.50 mGy.cm.

DRL CT Scan Abdomen 3 Fase RSUP Persahabatan akan dibandingkan dengan DRL dari negara lain yaitu Nigeria, Canada, US, Switzerland dan Malaysia. DRL yang dimiliki negara tersebut adalah DRL CT Scan Abdomen dan Pelvis yang memiliki pemeriksaan 3 fase sama seperti penelitian yang dilakukan. Hasilnya sebagai berikut yang terlihat pada tabel dibawah ini. Pada perbandingan tabel dibawah dapat disimpulkan bahwa nilai CTDIvol RSUP Persahabatan lebih rendah dibanding dengan 4 negara lainnya, sedangkan nilai DLP total RSUP Persahabatan jauh lebih tinggi dibandingkan dengan nilai DLP total negara lain

Estimasi nilai dosis efektif dianggap sebagai informasi tambahan untuk membantu dalam berbagai aspek dalam justifikasi dan juga optimisasi. Dosis efektif dapat dihitung melalui perkalian antara DLP dan koefisien konversi k. Perhitungan dilakukan menggunakan persamaan berikut.

$$E = k \times DLP$$

Dengan E adalah dosis efektif dalam satuan mili Sievert dan k adalah koefisien konfersi dosis efektif. Bagian tubuh yang digunakan untuk faktor k adalah abdomen dan pelvis. Hasil perhitungannya dapat dilihat sebagai berikut.

$$E = 0.015 \times 2913.50$$
$$= 43.7025 \text{ mSv}$$

Pada perhitungan diatas, hasil dari estimasi dosis efektif adalah 43.7025 mSv.

Nilai risiko kanker diterbitkan oleh ICRP sebagai panduan untuk menghitung estimasi risiko kanker. Risiko kanker diperoleh dari 4.1% per Sievert (Sv) atau 0.0041% per mili Sievert dari dosis efektif (kategori dewasa). Oleh karena itu, risiko kanker dapat dihitung melalui perkalian antara dosis efektif dan faktor koefisien risiko kanker. Perhitungan dilakukan dengan persamaan berikut.

Risiko kanker (%) = DE x Koefisien risiko kanker

Dengan DE adalah dosis efektif dalam satuan mili Sievert. Kategori yang digunakan adalah dewasa. Hasil perhitungannya dapat dlihat sebagai berikut.

$$\text{Risiko kanker (\%)} = 43.7025 \times 0.0041\%$$
$$= 0.1791 \%$$

Pada perhitungan diatas, hasil dari estimasi risiko kanker adalah 0.1791%.

Simpulan

Prosedur pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase di Instalasi Radiologi RSUP Persahabatan pemilihan protokol dan teknik pemeriksaan telah sesuai SOP (Standar Operasional Prosedur) yang berlaku di rumah sakit dan telah memenuhi nilai diagnostik dalam pencitraan yang dihasilkan sehingga layak dalam menegakkan diagnosis. Selain itu, prosedur dan pemilihan protokol telah sesuai dengan teori yang digunakan penulis.

Nilai DRL (Diagnostic Reference Level) pada pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase Instalasi Radiologi RSUP Persahabatan yang diperoleh yaitu nilai CTDIvol sebesar 13.22 mGy dan DLP sebesar 2913.50 mGy.cm. Dikarenakan Indonesia tidak memiliki nilai I-DRL khusus untuk pemeriksaan CT Scan abdomen 3 fase, dengan adanya nilai DRL dari RSUP Persahabatan bisa sebagai acuan untuk mengadakan nilai I-DRL CT Scan abdomen 3 fase.

Estimasi nilai dosis efektif hal ini sebagai parameter tunggal untuk menjelaskan risiko dari paparan radiasi pengion yang diterima pasien dan dianggap sebagai informasi tambahan untuk membantu dalam berbagai aspek dalam justifikasi dan juga optimisasi. Selain itu, ICRP mengembangkan dosis efektif sebagai dosimetri risiko untuk proteksi terhadap efek stokastik terutama pada kanker. ICRP juga menerbitkan panduan untuk menghitung estimasi risiko kanker untuk sarana edukasi yang dapat meningkatkan kepedulian terhadap risiko bahaya kanker kepada masyarakat.

Daftar Pustaka

Dawd, J. E., Ozsahin, D. U., & Ozsahin, I. (2022). A review of diagnostic reference levels in computed tomography. Current Medical Imaging, 18(6), 623-632.

Yamashita, K., Higashino, K., Hayashi, H., Takegami, K., Hayashi, F., Tsuruo, Y., & Sairyo, K. (2021). Direct measurement of radiation exposure dose to individual organs during diagnostic computed tomography examination. Scientific reports, 11(1), 5435.

Al-Othman, A. Y., Al-Sharydah, A. M., Abuelhia, E. I., Mohtasib, R., Bin Dahmash, A., Hegazi, T. M., ... & Alghamdi, S. (2022). Radiation Dose Optimization Based on Saudi National Diagnostic Reference Levels and Effective Dose Calculation for Computed Tomography Imaging: A Unicentral Cohort Study. Applied Sciences, 12(22), 11504.

Dalah, E. Z., Al-Dhubhani, H. W., Elmehdi, H. M., Obaideen, A., Weis, M. S., & Adas, O. (2019, March). University hospital in Sharjah diagnostic reference levels for multi-detector CT examinations. In 2019 Advances in Science and Engineering Technology International Conferences (ASET) (pp. 1-5). IEEE.

Pratiwi, N. J., Diartama, A. A. A., & Ariwidiastuti, C. I. (2022). Evaluasi Nilai CTDIvol Dan DLP Pada Pemeriksaan MSCT Abdomen Non Kontras Selama Periode Maret 2022 Sampai Juni 2022 Di Rumah Sakit TK II Pelamonia Makassar. Garuda Pelamonia Jurnal Keperawatan, 4(2), 37-50.

Vano, E., Frija, G., Loose, R., Paulo, G., Efstathopoulos, E., Granata, C., ... & European Society of Radiology (ESR). (2021). Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging: a summary for medical doctors. Insights into imaging, 12, 1-9.

Ginting, V. S. B., Sutapa, G. N., Ratnawati, I. G. A. A., & Widiana, I. K. (2023). Analisis Diagnostic Reference Level (DRL) Pasien Pada Pemeriksaan Abdomen Kontras dan Nonkontras Dengan Pesawat CT Scan Di RSUD Bali Mandara. Kappa Journal, 7(1), 165-169.

Ibrahim, A. A., Abdullah, B., & Halide, H. (2018). Estimasi Dosis Efektif Pasien Bagian Abdomen dari Hasil Pemeriksaan CT-Scan Merek Siemens SOMATOM. POSITRON, 8(2), 39-42.

Ekayanti, Y., Sari, G., Irsal, M., & Kuswoyo, H. (2024). Evaluasi Nilai Diagnostic Reference Level (DRL) pada pemeriksaan CT Scan Thorax Kontras klinis tumor paru di RS X Jakarta. Jurnal Teori dan Aplikasi Fisika, 12(1), 67-74.

Rawashdeh, M., Saade, C., Zaitoun, M., Abdelrahman, M., Brennan, P., Alewaidat, H., & McEntee, M. F. (2019). Establishment of diagnostic reference levels in cardiac computed tomography. Journal of applied clinical medical physics, 20(10), 181-186.

Nkubli, F. B., Nzotta, C. C., & Zira, J. D. (2018). Diagnostic Reference Levels: Concept, Misconceptions and Current Trends-a Review. pjr, 28(1).

Bapeten. 2021. Pedoman Teknis Penerapan Tingkat Panduan Diagnostik Indonesia (Indonesian Diagnostic reference Level). Perka Nuklir : Jakarta

Prosedur Pemeriksaan MSCT *Cardiac* pada Klinis *Heart Failure* dengan Disertai Atrial Fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret

Anton Rudianta[1], Nanang Sulaksono[2], Ary Kurniawati[3]
[1]*RS Akademik Universitas Sebelas Maret, Sukoharjo, Indonesia*
[2,3]*Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia*

Corresponding Author: Anton Rudianta
Email: antonrudianta@staff.uns.ac.id

ABSTRACT

Background: Cardiac MSCT is a CT scan examination that can show the structure of the heart chamber and blood vessels. The cardiac MSCT examination procedure in clinical heart failure accompanied by atrial fibrillation at the Radiology Installation of Sebelas Maret University Hospital uses a pitch parameter setting of 0.2 and selection of the contrast scanning reconstruction phase interval based on the results of the calcium score phase interval. This study aims to describe the cardiac MSCT examination procedure and the reasons for using the pitch parameter of 0.2 and determining the contrast scanning phase interval based on the results of the calcium score phase interval in clinical heart failure accompanied by atrial fibrillation.
Method: This type of research is qualitative research with a case study approach. Data collection is carried out using observation, interview and documentation methods, then the data obtained is analyzed using an interactive data model, namely data collection, data reduction, data presentation and drawing conclusions.
Results: Cardiac MSCT examination procedure in clinical heart failure accompanied by atrial fibrillation at the Sebelas Maret University Radiology Installation, the patient was not given betablocker drugs due to arrhythmia abnormalities. The protocol for this examination is topogram, calcium scoring and contrast cardiac scanning. Topogram parameters at 100 kV, and 60mA as high as the sternal notch to the diaphragm. Calcium scoring parameters at 80-90 kV, slice thickness 3mm with prospective ECG gatting method, scanning area for calcium scoring from the aortic arch to the cardiac basal. Cardiac contrast scanning parameters at 70-90 kV, slice thickness 0.8, tube rotation 0.33 and pitch 0.2 with an area from the aortic arch to the cardiac basal. Triggering scan is placed on the descending aorta as high as the main pulmonary artery. The use of a pitch of 0.2 can provide a longer ECG RR interval range in unstable patient pulses, thereby minimizing interpolation artifacts and facilitating the selection of contrast scanning reconstruction phase intervals. The use of calcium scorring phase interval results for selecting the contrast scanning reconstruction phase interval can facilitate the determination of the appropriate phase so that no artifacts are found due to errors in selecting the reconstruction phase interval, because in patients with atrial fibrillation, wave irregularities will result in differences in location between phase intervals.
Conclusions: The use of pitch 0.2 aims to obtain a wider range of ECG RR intervals, thus minimizing the occurrence of interpolation artifacts in unstable patient heart rates. The use of calcium scorring reconstruction phase interval results as a guideline for setting the reconstruction phase interval in contrast scanning can facilitate the placement of appropriate and precise interval locations, so that no artifacts are found.

Keywords: MSCT Cardiac; heart failure; atrial fibrillation; Pitch; phase interval

Pendahuluan

Heart failure atau gagal jantung menjadi salah satu penyakit kardiovaskular yang menjadi masalah utama dan menyumbang kematian nomor satu di dunia. Tercatat ada 95 kematian dari 100.000 populasi manusia di Indonesia meninggal dikarenakan penyakit jantung dan pembuluh darah (WHO, 2019). Atrial fibrilasi adalah kelainan irama jantung yang paling umum ditemui. Pasien dengan atril fibrilasi memiliki denyut nadi yang tidak teratur, terkadang lebih cepat ataupun lebih lambat, Atrial fibrilasi dapat menyebabkan meningkatnya resiko terjadinya penyakit jantung dan pembentukan emboli yang dapat menyumbat pembuluh darah (Darma, 2022)

Multi Slice Computer Tomography (MSCT) *cardiac* adalah prosedur pemeriksaan jantung guna untuk melihat ruang dan pembuluh darah arteri jantung yang mengalami kelainan dengan

menggunakan media kontras. Agar dapat menghasilkan gambaran jantung dan pembuluh darah koroner, diperlukan solusi teknis MSCT khusus yang di sesuaikan dengan fungsi fisiologis jantung, dikarenakan jantung adalah organ yang bergerak terus, Dimana gerakannya bervariasi antara kombinasi denyut kontraksi (*sistole*) dan relaksasi (*diastole*). Perlu teknik khusus dalam melakukan pemeriksaan MSCT *cardiac* pada pasien dengan gangguan ritme jantung tersebut, dikarenakan adanya gerak jantung yang tidak dapat dikendalikan (Hindricks dkk., 2021).

Prosedur pemeriksaan MSCT *cardiac* terdiri dari pemeriksaan *calsium scoring* dan *cardiac scannning* kontras. Parameter *calcium scoring* menggunakann metode *sequential axial scanning*, 120 kV, 350-500 mA, *slice thickness* 2-3 mm, kemudian untuk parameter *cardiac scanning* kontras menggunakan metode *spiral scanning*, 80-130 kV, *slice thickness* dibawah 1 mm. Kontras media yang digunakan 80 ml (konsentrasi 300-400 mg/ml) dengan kecepatan injeksi 6-7 ml/s (Gaemperli, 2023).

Pemeriksaan MSCT *cardiac*, denyut jantung pasien sangat berpengaruh terhadap teknik pengambilan citra. Parameter pemeriksaan menggunakan faktor eksposi 120 kV, tegangan tabung 350-450 mA, *slice thickness* 3 mm, *pitch* yang digunakan 0,53 menggunakan metode *bolus tracking* Proses injeksi, kontras yang digunakan adalah 80ml kontras dengan konsentrasi 400 mg/ml dengan kecepatan injeksi 4,5 ml/s kemudian dilanjutkan degan injeksi saline sebanyak 30ml dengan kecepatan 4,5 ml/s. Proses rekonstruksi MSCT *cardiac* diambil di interval fase 80% pada grafik elektrokardiografi (EKG) (Koopmann dkk., 2018).

Pemeriksaan MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universirsitas Sebelas Maret menggunakan parameter *pitch* 0,2 dan pemilihan interval fase rekonstruksi *scanning* kontras *cardiac* berdasar hasil interval fase *calcium score* sedangkan pada literasi jurnal disebutkan penggunaan *pitch* 0,2 dan penentuan interval fase 80%, maka dari itu penulis ingin mengkaji lebih lanjut tentang pemeriksaan MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret dengan judul skripsi " Pemeriksaan MSCT *cardiac* pada *klinis heart* failure dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universirsitas Sebelas Maret".

Metode

Jenis penelitian ini adalah penelitian kualitatif dengan pendekatan studi kasus. Pengumpulan data dilakukan dengan metode observasi, wawancara dan dokumentasi kemudian data yang diperoleh dianalisa dengan model interaktif data yaitu pengumpulan data, reduksi data, penyajian data dan penarikan kesimpulan.

Hasil dan Pembahasan

Prosedur Pemeriksaan MSCT *cardiac* pada *klinis heart* failure dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universirsitas Sebelas Maret

1. Persiapan Pasien

   Pasien melakukan puasa minimal 4 jam, melakukan cek fungsu ginjal *ureun* dan *creatinine, skin test* dan mengkonsumsi obat Isosorbide Dinitrate (ISDN) dan melepas benda logam yang dapat menimbulkan artefak.
2. Persiapan Alat dan bahan

   Pesawat CT scan, *console gantry*, injektot, EKG set, media kontras, peralatan fiksasi, *stand infuse*, IV cath, saline dan selimut
3. Teknik Pemeriksaan

   Pasien tidur diatas meja pemeriksaan dengan *feet first supine* kedua tangan lurus diatas kepala. *Mid Sagital Plane* (MSP) badan tepat tengah badan,

   Setelah pasien berbaring dengan nyaman, kemudian menyiapkan kabel EKG dan elektroda, Elektroda dan kabel EKG dipasangkan pada sub clavia kanan kiri dan pada sekitar *sinus* kostrofrenikus sesuai dengan marker yang terdapat pada kabel EKG. Untuk area pemeriksaan, batas atas diatur setinggi *sternal notch* dan batas bawah pada bawah *Umbilical*.

   Perlu dipastikan untuk pasien dapat melakukan atau mengikuti instruksi tarik nafas dan tahan nafas sesuai dengan yang diperintahkan, jika dirasa perlu, latihan dapat diulang sampai pasien benar-benar paham.

   Data pasien dimasukkan pada *console gantry* seperti: nama, tanggal lahir, nomor rekam medis, jenis kelamin berat badan pasien, kemudian klik "*exam*". Protocol

scanning yang dipilih untuk pemeriksaan MSCT *cardiac* adalah "*CTA_Coronary_Bolus_Tracking*", kemudian klik "OK" lalu "*CONFIRM*".

Tabel 1. Pengaturan Parameter *Calcium Score* pada Pasien I, II, dan III

Parameter	P1	P2	P3
Kv	90	*80*	*90*
mA	42	34	44
Slice	3mm	3mm	3mm
Increment	1,5	1,5	1,5
interval	364ms	365ms	360ms

Injektor diatur dengan volume media kontras 65 ml dan Nacl 40 ml dan menggunakan *flow rate* 4,5 ml/s. Area Triggering *scan* diatur pada *aorta ascendens* setinggi *main pulmonary artery*, kemudian lanjut ke tahap proses *scanning* kontras dengan pengaturan *pitch* diatur pada angka 0,2. P*itch* 0,2 dapat didapatkan rentang interval fase R-R yang lebih banyak. Pasien pada klinis *heart failure* dengan adanya gejala penyerta yaitu atrial fibrilasi menyebabkan detak jantung pasien tidak stabil sehingga diperlukan waktu *scanning* yang lebih panjang untuk mendapatkan rentang interval fase R-R EKG yang lebih banyak sehingga memudahkan saat pemilihan fase rekonstruksi nantinya.

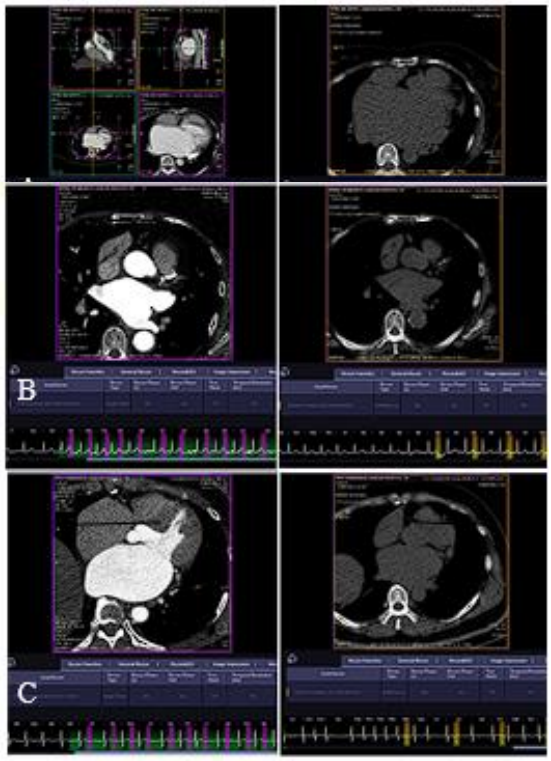
Tabel 2. Pengaturan Parameter *Scanning Cardiac* kontras pada Pasien I, II, dan III

Parameter	P1	P2	P3
Kv	106	75	108
mA	42	34	44
Pitch	0,2	0,2	0,2
Filter	*Cardio*	*Cardio*	*Cardio*
Time	11,03	10,80	10,27
Increment	0,4	0,5	0,5
Slice	0,8	0,8	0,8
interval	364ms	365ms	360ms

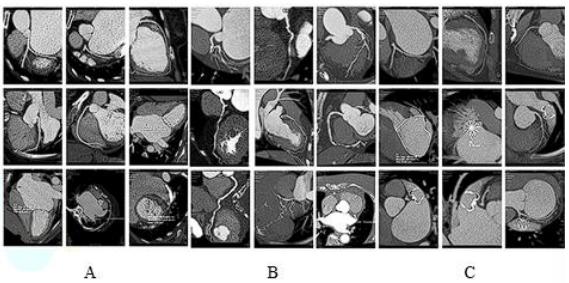
4. Proses rekonstruksi citra

Proses rekonstruksi citra pada MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi dilakukan dengan berpedoman pada hasil fase rekonstruksi dari *scanning calcium score*. Denyut jantung yang tidak beraturan menyebabkan lokasi titik lokasi dari pemilihan interval fase berbeda antar Interval R-R. *Scanning calcium score* dijadikan sebagai panduan dikarenakan, proses scanning hanya akan melakukan proses akusisi pada saat fase terbaik.

Citra radiografi dibuat rekonstruksi secara *maximum intensity projection* (MIP). Rekonstruksi dimulai dengan mengukur ukuran volume dari *left atrium, left ventricle* dan *appendage* apakah terdapat gambaran pelebaran masing-masing ruang tersebut ataupun adanya gambaran thrombus pada ruang jantung, kemudian dilanjutkan dengan mengevaluasi dan menampilkan adanya stenosis yang terdapat pada pembuluh koroner jantung.



Gambar 1. Proses editing interval fase (a) Pasien 1, (b) Pasien 2, (c) Pasien 1
Di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret 2024



Gambar 2. Proses Rekonstruksi MIP (a) Pasien 1, (b) Pasien 2, (c) Pasien 1
Di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret 2024

1. Prosedur Pemeriksaan MSCT *Cardiac* dengan Klinis *Heart failure* Dengan disertai Atrial Fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret

   a. Persiapan Pasien

      Persiapan pasien MSCT cardiac di Instalasi Radiologi Universitas Sebelas Maret yaitu dengan pasien melakukan cek lab fungsi ginjal dan puasa minimal 4 jam. Pasien dilakukan pengecekan uji skin testr untuk melihat apakah ada alergi terhadap media kontras. Pasien MSCT cardiac dengan gejala atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas maret tidak diberikan obat betablocker guna menurunkan denyut jantung pasien.

      Menurut Manish (2023), persiapan pasien yang harus sebelum pemeriksaan dilakukan adalah melakukan puasa 3-4 jam sebeum pemeriksaan, tidak diperbolehkan mengkonsumsi kafein setidaknya 12 jam sebelum dilakukan pemeriksaan, melakukan pengecekan fungsi ginjal dan pengukuran tekanan darah dan pasien. Menurut Motwani (2023), persiapan pemberian obat untuk pasien yang akan melakukan pemeriksaan MSCT *cardiac* yaitu dengan diberikan obat sejenis *betablocker* pada malam hari sebelum pemeriksaan dengan tujuan agar denyut pasien dapat terkontrol.

      Menurut pendapat penulis ada perbedaan dari hal pemberian obat yaitu tidak diberikannya obat *betablocker* pada pasien MSCT *cardiac* dengan gejala atrial fibrilasi, dikarenakan dengan pemberian obat *betablocker* tersebut tidak akan memberikan pengaruh dalam menurunkan ataupun menstabilkan denyut jantung pasien. Pasien bisa diajak komunikasi dengan penjelasan tentang bagaimana jalannya pemeriksaan dan prosedur pemeriksaan MSCT cardiac sehingga pemeriksaan dapat dimaksimalkan.

   b. Persiapan Alat dan Bahan

      Persiapan alat dan bahan pada pemeriksaan MSCT c*ardiac* dengan klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret meliputi: pesawat MSCT Somatom *Go Top*, *injector*, EKG set, media kontras iodine, alat fiksasi dan *infuse set*.

      Menurut Manish, (2023) alat dan bahan yang dipersiapkan untuk digunakan dalam pemeriksaan MSCT *Cardiac* antara lain: Pesawat CT-Scan, Injektor, EKG monitor, media kontras iodine, Nacl, *infuse set.*

   c. Posisi Objek

      Pengaturan posisi objek yaitu, pasien tidur terlentang dengan tangan keatas kepala dan posisi kaki mendekati *gantry* / *feet first*, *mid sagital plane* di tengah dada pasien dengan batas atas pada *sternal notch* dan batas bawah di bawah diafraghma.

      Pasien diposisikan tidur terlentang diatas meja pemeriksaan dengan posisi tubuh berada ditengah *gantry*, kedua lengan lurus diatas kepala dan kaki terlebih dulu mendekati gantry Pelberg (2015).

      Menurut pendapat penulis, pengaturan posisi pada pemeriksaan MSCT c*ardiac* dengan klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret sudah sesuai dengan teori yaitu pasien tidur telentang dengan posisi tangan berada lurus diatas kepala.

   d. Protokol *scanning*

      Pengaturan protokol pada pemeriksaan MSCT c*ardiac* dengan klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi menggunakan protokol *CTA_Coronary_Bolus_Tracking(Adult)*, dengan pengaturan *heart rate variability* pada pilihan "*arrhythmia"* agar satuan interval fase rekonstruksi dalam satuan *milisecond*. Pembagian tahap scanning yaitu, *topogram, calcium score monitoring bolus tracking* dan *scanning* kontras.

      Topogram yang digunakan pada ketiga pasien adalah *scan planning* AP dengan kondisi penyinaran 100kV, 60mA. *Scanning calcium scor*e diatur dengan *scan range* dari *arcus aorta* sampai dengan *cardiac basalis* dengan metode scanning *prospective* EKG *gatting* pada interval fase untuk pasien pertama 364ms, pasien kedua 365ms dan pasien ketiga 360ms dengan slice thickness ketiga pasien 3,0mm.

      Pengaturan parameter *scanning* kontras menggunakan pengaturan

parameter 120 kV, *slice thickness* 0,8 dan *pitch* 0,2, untuk pengaturan injeksi diatur dengan volume media kontras sebanyak 65 ml dan saline 40 ml pada kecepatan 4,5 ml/s. Triggering *scanning* diatur pada aorta descendens setinggi *main pulmonary artery* pada 80 HU.

Teknik pemeriksaan MSCT *cardiac* menurut Pelberg (2015) yaitu meliputi *scanning calcium score* dengan tegangan tabung 120kV dengan metode *prospective* EKG *gatting* dengan *slice thickness* 3mm. *triggering scan* diatur pada *aorta ascendens* dengan nilai HU 100-150. *Scanning cardiac* kontras diatur pada 120kV dengan tegangan tabung 70mAs. Pengaturan media kontras diatur antara 50-80 ml dan *saline* sebanyak 50 ml dengan kecepatan injeksi 4-5 ml/s.

Teknik pemeriksaan *scanning cardiac* kontras dengan gejala penyerta atrial fibrilasi menurut Koopman (2018), menggunakan faktor eksposi 120 kV, *slice thickness* 3 mm, *pitch* yang digunakan 0,53 dengan *triggering scan bolus tracking.* Parameter injeksi, kontras yang digunakan adalah 80ml kontras dengan konsentrasi 400 mg/ml dengan kecepatan injeksi 4,5 ml/s kemudian dilanjutkan degan injeksi saline sebanyak 30ml dengan kecepatan 4,5 ml/s.

Menurut pendapat peneliti urutan protokol pemeriksaan MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi RS Universitas Sebelas maret sesuai dengan teori yaitu *topogram, calcium score* dan *scanning* kontras *cardiac*. Penggunaan *volume* media kontras dan kecepatan injeksi sudah sesuai dengan teori. Perbedaan penempatan titik *triggering* pada pemeriksaan MSCT *cardiac* di RS universitas sebelas maret yaitu diatur pada *aorta descendens* dengan tujuan untuk meminimalkan adanya bias kontras yang melewati *superior vena cava* saat *triggering scan* sehingga dapat mengganggu saat timing scanning kontras.

2. Alasan penggunaan *pitch* 0,2 pada pemeriksaan MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret

Penggunaan parameter *pitch* 0,2 pada pemeriksaan MSCT *cardiac* di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas merupakan parameter yang diatur apabila terdapat penyerta aritmia seperti atrial fibrilasi. Penggunaan parameter tersebut untuk memperpanjang waktu *scanning* kontras sehingga didapatkan rentang grafik EKG yang lebih banyak. Pengaturan pitch 0,2 akan menyebabkan mengurangi *gap* antar *slice* sehingga akusisi data akan saling tumpang tindih, sehingga saat proses pemilihan fase rekonstruksi menjadi lebih mudah dan artefak dapat diminimalkan.

Pada pemeriksaan MSCT cardiac denyut jantung pasien sangat berpengaruh terhadap hasil citra yang dihasilkan. Denyut jantung pasien yang tidak beraturan akan menimbulkan terjadinya rentang interval fase yang tidak beraturan. Interval fase yang tidak beraturan apabila tidak dilakukan penyesuaian dengan pengaturan pitch yang sesuai akan menyebabkan artefak interpolasi yang dikarenakan pada pemeriksaan MSCT cardiac setiap interval fase hanya diambil satu segmen rekonstruksi. untuk menekan terjadinya *artefak* tersebut diperlukan cara khusus untuk mendapatkan data akusisi yang beragam, guna meminimalkan artefak tersebut, salah satunya dengan pengaturan *pitch*, dikarenakan pengaturan *pitch* dapat berpengaruh terhadap lama dari waktu penyinaran dan gap antar slice yang diperoleh, semakin lama waktu penyinaran juga akan berpengaruh terhadap jumlah interval fase yang akan diambil saat pemeriksaan.

Kekurangan dari penggunaan pitch 0,2 akan meningkatkan laju dosis paparan radiasi yang diterima oleh pasien, dikarenakan penggunaan *pitch* rendah menyebabkan waktu penyinaran menjadi lebih panjang. Panjangnya waktu penyinaran juga akan berpengaruh terhadap panjang pendeknya tahan nafas pasien, apabila pasien tidak dapat menahan nafas dengan sempurna sesuai aba-aba, akan menyebabkan *misalignment* artefak, oleh karena itu persiapan pasien khususnya tentang tahan nafas harus diperhatikan terutama untuk meminimalisir kemungkinan munculnya artefak ini.

Menurut Pelberg (2015), pada pasien dengan gelombang EKG yang tidak

beraturan atau irama jantung yang tidak dapat diprediksi dapat menggunakan pengaturan *pitch* rendah, pengaturan *pitch* rendah dapat meminimalkan jarak antar *slice* sehingga interval R-R yang dihasilkan lebih banyak. Rentang interval R-R yang lebih banyak akan mempermudah dalam pemilihan interval fase dan editing EKG saat proses rekonstruksi sehingga artefak *misalighment* akibat kesalahan pengambilan fase dan artefak interpolasi karena lebarnya *gap* antar *slice* dapat diminimalkan.

Menurut pendapat peneliti, penggunaan *pitch* 0,2 pada pemeriksaan MSCT cardiac pada klinis heart failure dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret dapat meminimalkan terjadinya artefak interpolasi akibat dari *slice gap* yang disebabkan jarak interval EKG yang tidak beraturan. Apabila waktu scanning tidak disesuaikan maka perolehan interval rentrang R_R akan lebih sedikit didapatkan sehingga muncul artefak interpolasi dan dapat mempengaruhi terhadap tegaknya diagnosa pada ruang dan pembuluh darah yang akan diperiksa. Penggunaan *pitch* 0,2 akan menyebabkan naiknya waktu scanning, maka perlu diperhatikan dalam pengaturan luas area penyinaran agar paparan dosis radiasi yang diterima pasien dapat diminimalkan.

3. Alasan digunakannya hasil fase rekonstruksi *calcium score* sebagai pedoman dalam penentuan fase rekonstruksi *scanning* kontras pada pemeriksaan MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret.

Proses pemilihan fase rekonstruksi *scanning* kontras untuk ketiga pasien MSCT *cardiac* pada klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret dipilih berdasar hasil interval fase dari calcium score yang telah didapatkan sebelumnya. Alasan dipilihnya interval fase calcium score sebagai panduan dalam penentuan interval fase scanning kontras dikarenakan pada saat *scanning calcium score*, akusisi citra hanya dilakukan saat posisi jantung dalam kondisi pengisian sehingga jantung dalam kondisi rileks dan dapat menghasilkasn citra yang maksimal.

Menurut Pelberg (2015), ada perbedaan dalam pemilihan fase rekontruksi antara pasien dengan irama jantung normal dan tidak normal. Pemilihan fase yang tidak sesuai pada tahap ini juga akan menyebabkan terjadinya *misalignment* artefak dikarenakan adanya perbedaan penentuan lokasi saat penentuan interval fase rekonstruksi berdasar EKG yang diperoleh saat pemeriksaan. Penentuan interval fase rekonstruksi dalam penelitian Timoh (2014), pada pemeriksaan MSCT *cardiac* dengan penyerta atrial fibrilasi diatur pada inteval fase 70% diastolik dari yang didapatkan saat EKG *gatting* proses rekonstruksi.

Menurut pendapat penulis, penggunaan interval fase dari *calcium score* sebagai pedoman pada saat penentuan interval fase *scanning* kontras sangat berpengaruh terhadap hasil citra yang dihasilkan. Sebagian besar interval fase yang dipilih oleh alat secara otomatis tidak dapat memberikan hasil secara maksimal dan masih terdapat artefak. Penentuan interval fase *calcium score* sangat membantu dalam penentuan angka interval fase yang pasti saat rekonstruksi citra angiografi dan ruang jantung, sehingga artefak dapat dihilangkan dan dapat menegakkan informasi diagnostik dari pasien yang diperiksa. Penggunaan inteval fase rekonstruksi *calcium score* dalam satuan *millisecond* sebagai pedoman dikarenakan dapat memperlihatkan interval fase terkecil dari grafik EKG, kemudian saat *scanning calcium score* menggunakan mode *prospective reconstruction*, dimana *scanning* dan pengambilan citra dilakukan hanya pada saat kondisi jantung saat fase yang paling rileks.

Simpulan

Prosedur pemeriksaan MSCT *cardiac* dengan klinis *heart failure* dengan disertai atrial fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret, pasien melakukan puasa minimal 4 jam sebelum dilakukan pemeriksaan, hasil kreatinin dalam batas normal dan tidak ditemukan kontra indikasi terhadap media kontras. Pasien diberikan obat Isosorbide Dinitrate (ISDN) untuk melebarkan pembuluh darah. Radiografer memposisikan pasien dengan posisi *supine feet first* dengan batas atas sternal notch sampai bawah diafraghma. *Scanning* pertama adalah topogram kemudian

calcium score lalu dilanjutkan dengan *scanning* kontras 65ml dan saline 40ml dengan kecepatan injeksi 4,5ml/s. parameter *scanning* kontras yang diatur adalah tegangan tabung 120kVp; *slice thickness* 0,8mm; Akusisi 64x0,6mm; *pitch* 0,2 rotasi tabung 0,33; arus tabung 160mAs dengan rekonstruksi MIP.

Alasan penggunaan *pitch* pada pasien dengan klinis *Heart failure* dengan disertai Atrial Fibrilasi di Instalasi Radiologi RS Universitas Sebelas Maret karena dengan adanya penyerta aritmia yaitu atrial fibrilasi diperlukan jumlah akusisi citra yang lebih banyak dibandingkan dengan pasien tanpa penyerta tersebut. Denyut jantung yang tidak stabil juga menjadi alasan dipakainya *pitch* 0,2 untuk meminimalisir adanya artefak karena leluasa saat EKG *editing* atau penentuan interval fase yang sesuai saat proses rekonstruksi.

Alasan digunakannya hasil interval fase rekonstruksi *calcium Score* sebagai panduan saat pemilihan interval fase rekonstruksi *scanning* kontras dikarenakan, saat *calcium score*, pengambilan interval fase rekonstruksi dilakukan secara *prospective* saat kondisi jantung rileks sehingga akusisi citra maksimal dan minim pergerakan, sehingga hasil tersebut bisa digunakan pada proses pemilihan interval fase rekonstruksi *scanning* kontras.

Daftar Pustaka

Darma, A. (2022). *Atrial Fibrillation: A Common Cardiac Rhythm Disorder*. Jurnal Kardiologi Indonesia, 10(2), 45-50.

Dr Manish Motwani FEACVI, F. (2023). CCTA : Preparation , Contrast & Safety. *European Association of Cardiovascular Imaging*, *April*, 29.

Gaemperli, O. (2023). *Advances in Multi-Slice Computed Tomography for Cardiac Imaging*. European Heart Journal - Cardiovascular Pharmacotherapy, 9(1), 12-20.

Hindricks, G., et al. (2021). *Management of Atrial Fibrillation: Current Guidelines and Future Directions*. Heart Rhythm, 18(3), 500-511.

Kementrian Kesehatan Republik Indonesia. (2018). Pedoman Pengendalian Penyakit Jantung dan Pembuluh Darah. In Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI.

Koopmann, M., Hinrichs, L., Olligs, J., Lichtenberg, M., Eckardt, L., Böse, D., Möhlenkamp, S., Waltenberger, J., & Breuckmann, F. (2018). European Journal of Medical Research, 23(1), 1–11. https://doi.org/10.1186/s40001-018-0303-3

Motwani, M. (2023). The Role of Beta-Blockers in Cardiac Imaging: A Review. Cardiovascular Imaging Journal, 15(4), 250-258.

Pelberg, R., Mazur, W., & Kim, E. E. (2015). Cardiac CT Angiography Manual. In Journal of Nuclear Medicine (Vol. 49, Issue 5). https://doi.org/10.2967/jnumed.107.049643

Timoh, T., Zaheeruddin, S., Krishnan, P., & Srichai, M. B. (2014). Coronary CT Angiography in Patients with Atrial Fibrillation. Current Cardiovascular Imaging Reports, 7(7), 1–10. https://doi.org/10.1007/s12410-014-9274-0

WHO. (2019). Global health estimates: Leading causes of death.

Yusuf, S. W., & Noara, Y. (2021). Chronic congestive heart failure. Nippon Rinsho. Japanese Journal of Clinical Medicine, 28 Suppl, 107. https://doi.org/10.1080/00325481.1981.11715715

Zhang, Y., & Wang, L. (2020). Impact of Heart Rate Variability on Cardiac Imaging Outcomes. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, 51(3), 234-240.

Pengaruh Jumlah Segmen, Total Monitor Unit, Volume Tumor dan Jumlah Arah Penyinaran terhadap *Delivery Time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) Kanker Otak: Studi Observasi di RS Ken Saras

Rika Sumala[1], Andrey Nino Kurniawan[2], Elia Aditya Bani Kuntjoro[3], Rini Indrati[4], Dwi Rochmayanti[5]

[1,3]*Ken Saras Hospital, Semarang, Indonesia*

[2,4,5] *Department of Radiodiagnostic and Radiotherapy Techniques, Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia*

Corresponding author: Rika Sumala
Email: rikasumala90@gmail.com

ABSTRACT

Background: Intensity Modulated Radiation Therapy allows for more precise treatment but has challenges, namely, long delivery times. Delivery time in IMRT is influenced by parameters such as the number of segments, total monitor units, tumor volume, and the number of beam angle; in the radiotherapy installation of Ken Saras Hospital in making IMRT planning focuses on planning quality. IMRT planning parameters that affect delivery time have never been studied before. The purpose of this study is to determine the effect of the number of segments, total monitor units, tumor volume, and number of beam angle on IMRT delivery time in brain cancer.
Methods: this study is analytical observational, sample patient data from January 2022 to December 2023, data samples totaled 30 brain cancer patients, data analysis using statistics tests.
Results: The results of the study show that the independent variables affect the dependent variable in brain cancer. First significant parameter is the number of beam angle with coefficients value of (+) 11.403, which means that the addition of 1 number of beam angle will increase the delivery time value by 11.403. Second parameter is the number of segments with coefficients value of (+) 4.406, this means that the addition of 1 number of segments will increase the delivery time value by 4.406. Third parameter is tumour volume with coefficients value of 0.121.
Conclusions: The results showed that the parameters significantly affect the delivery time of IMRT in brain cancer are number of segments, tumor volume and number of beam angle.

Keywords: Delivery Time; IMRT; Brain Cancer

Pendahuluan

Kanker merupakan penyebab kematian nomor tiga di Indonesia setelah penyakit jantung dan stroke. Indonesia melaporkan kasus kanker baru sebesar 396.914 dengan angka kematian 234.511. Istilah "tumor otak" merujuk pada berbagai grup neoplasma yang berasal dari jaringan intrakranial, termasuk meningen (contoh: meningioma). Berdasarkan data terhitung ada 300 pasien setiap tahunnya terdiagnosis tumor otak. Berbagai metode telah dikembangkan untuk mengobati kanker, salah satunya menggunakan radioterapi. Radioterapi merupakan salah satu pilihan utama pengobatan kanker, sekitar 50% sampai 60% pasien membutuhkan terapi radiasi pada tahap tertentu.

Intensity Modulation Radiation Therapy (IMRT) adalah perkembangan teknik radiasi 3-dimensi yang merupakan suatu teknik radioterapi untuk menyinari tumor dengan dosis tinggi tanpa menimbulkan kerusakan yang berarti pada jaringan normal yang berada di sekitar. IMRT menggunakan *Multileaf Collimator*, sehingga lapangan radiasi akan berubah sesuai dengan bentuk tumor dari arah penyinaran. Pada kasus tumor otak dengan perencanaan IMRT menghasilkan kesesuain dosis yang lebih baik pada target dan *Organ at Risk* (OAR) mendapatkan dosis yang lebih rendah, akan tetapi penggunaan IMRT memiliki kekurangan, yaitu membutuhkan sesi radiasi yang lebih lama dibandingkan radioterapi teknik 2-dimensi. Waktu pemberian radiasi pada penggunaan IMRT berkaitan dengan *delivery time*. *Delivery time* adalah waktu pada satu sesi radiasi yang dihitung mulai dari radiasi dimulai (*beam on*) hingga radiasi selesai (*beam off*).

Delivery time merupakan salah satu pertimbangan penting dalam perencanaan IMRT, *delivery time* dipengaruhi oleh beberapa parameter seperti jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah radah penyinaran. Segmen merupakan lapangan penyinaran yang di bentuk

oleh *Multi leaf Collimator* (MLC), monitor unit merupakan jumlah radiasi yang keluar dari alat *treatment*, volume tumor didefinisikan sebagai *planning target volume* (PTV) yang di radiasi dan arah lapangan penyinaran adalah sudut gantri yang di gunakan untuk perencanan radiasi yang optimal. Radioterapi dengan menggunakan IMRT memungkinkan pengobatan yang lebih presisi, akan tetapi, radioterapi dengan IMRT memiliki tantangan, yaitu *delivery time* yang lama.

Pada literatur sebelumnya pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time* belum pernah diteliti secara bersamaan, berkaitan dengan hal penulis ingin mengkaji apa saja dan mana saja parameter yang memiliki pengaruh signifikan terhadap *delivery time* pada kanker otak di radioterapi RS Ken Saras. Parameter-parameter digunakan untuk merumuskan formula dalam memprediksi *delivery time*, sehingga dapat digunakan sebagai masukan pada saat perencanaan IMRT untuk memprediksi *delivery time*. Maka dari itu, peneliti tertarik untuk melakukan penelitian yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran terhadap *Delivery Time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) kanker otak.

Metode

Jenis dan desain penelitian ini adalah peneltian observasional analitik dengan pendekatan kuantitatif, yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT). Waktu pengambilan data penelitian ini adalah pada bulan Maret-Juni 2024. Lokasi penelitian Unit Radioterapi Instalasi Radiologi Rumah Sakit Ken Saras Kabupaten Semarang.

Populasi dalam penelitian ini yaitu Pasien yang telah menjalani radioterapi di RS Ken Saras, Pasien yang telah dilakukan CT Simulasi, *counturing*, *planning* dan penyinaran pada bulan januari 2022 hingga desember 2023. Serta pasien pada kanker otak yang menggukanan teknik penyinaran *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT). Sampel diambil dari total kanker otak yang menggukanan teknik penyinaran *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) dengan metode pengambilan sampel yang digunakan adalah metode *purposive sampling*. Sampel penelitian ini diambil data dari perencanaan pada *Treatment Planning System* (TPS) di radioterapi

Rumah Sakit Ken Saras dengan kriteria inklusi dan ekslusi. Kriteria Inklusi meliputi : pasien yang telah dilakukan IMRT, data pasien kanker otak di RS Ken Saras, dan pasien yang dilakukan IMRT dengan rentang dosis 1,7 Gy – 2,2 Gy per fraksi. Kriteria Ekslusi penilitian ini adalah pasien IMRT menggunakan 2 isocenter. Dan jumlah sampel dalam penelitian ini adalah 30 data pasien kanker otak.

Hipotesis penelitian ini adalah sebagai berikut :

H01 : Tidak Ada Pengaruh Jumlah Segmen Terhadap *Delivery Time* dengan *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) Pada Kanker Otak.

Ha1 : Ada Pengaruh Jumlah Segmen Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

H02 : Tidak Ada Pengaruh Total Monitor Unit Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

Ha2 : Ada Pengaruh Total Monitor Unit Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

H03 : Tidak Ada Pengaruh Volume Tumor Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

Ha3 : Ada Pengaruh Volume Tumor Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

H04 : Tidak Ada Jumlah Arah Penyinaran Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

Ha4 : Ada Pengaruh Jumlah Arah Penyinaran Terhadap Delivery Time dengan Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Pada Kanker Otak.

Hasil dan Pembahasan

Dilakukan pengambilan data primer jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak, di dokumentasi berupa tabel.

Berdasarkan hasil penelitian didapatkan data dari uji regresi linier berganda tersaji pada tabel 2.

Tabel 2 menunjukkan nilai signifikansi uji sebesar 0,001 yang dapat diartikan bahwa nilai α lebih kecil dari 0.05. Hasil ini menunjukkan Ho ditolak dan Ha diterima. Hal ini berarti bahwa jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran secara simultan berpengaruh terhadap *delivery time* pada pasien kanker otak.

Tabel 3 menunjukkan angka R *square* = 0,950 menunjukkan angka determinasinya (R^2) yang artinya variansi dalam jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak sebesar 95,5%, sisanya 4,5% berasal dari variabel lain di luar jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran.

Pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, dan jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time* IMRT pada kanker otak secara simultan belum pernah dilakukan penelitian sebelumnya. Berdasarkan data diatas jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran berpengaruh secara simultan terhadap *delivery time Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak.

Jumlah segmen semakin banyak dan semakin kompleks pada perencanaan radioterapi, maka *delivery time* lebih lama. Total monitor unit semakin banyak yang digunakan perfraksi maka membutuhkan *delivery time* yang lama. Volume tumor yang lebih besar membutuhkan membutuhkan *delivery time* yang lebih lama karena target area yang lebih luas untuk diradiasi. Jumlah arah penyinaran semakin banyak, maka membutuhkan waktu *delivery time* yang lama. Parameter-parameter ini penting untuk di pertimbangkan dalam perencanaan IMRT radioterapi.

Nilai *R square* sebesar 0,950 ini menunjukkan variansi dalam jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak sebesar 95,5%. Nilai R-square mendekati angka 1 atau dapat dikatakan mempunyai pengaruh kuat secara-bersama-sama terhadap *delivery time*.

Parameter yang Signifikan Terhadap *Delivery Time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada Kanker Otak

Parameter yang signifikan terhadap *delivery time* pada kanker otak di uji dengan uji regresi linier berganda secara individual. Pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time pada Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak di uji dengan uji regresi linier berganda dengan tujuan untuk menguji signifikansi pengaruh satu variabel independen secara individu terhadap variabel dependen.

Tabel 4 menunjukkan parameter pertama yang berpengaruh adalah jumlah arah penyinaran dengan nilai p-value 0,044. Jika di bandingkan dengan nilai probabilitas 5 % (0,05), nilai p-value lebih kecil dari probabilitas yaitu 0.044 < 0,05, yang artinya bahwa ada pengaruh jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time*, arah hubungan pasitif menunjukkan dengan meningkatnya jumlah arah penyinaran maka nilai *delivery time* juga meningkat. Jumlah arah penyinaran memiliki nilai koefisien regresi sebesar 11,403 ini berarti penambahan 1 jumlah arah penyinaran akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 11,403, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama. Nilai koefisien regresi pada jumlah arah penyinaran paling besar dan menjadi urutan pertama yang berpengaruh terhadap *delivery time* jika dibandingkan dengan jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor.

Dalam praktek klinis, arah lapangan penyinaran sering kali di pilih berdasarkan pengalaman *planner* dan disesuaikan melalui suatu proses untuk membentuk konfigurasi yang optimal (14). Pada prinsipnya jumlah arah penyinaran yang banyak akan memberikan pengaruh pada tercapainya distribusi dosis yang diinginkan, namun pada perencanaan IMRT dengan posisi gantri tetap, di perlukan improvisasi dengan mengurangi jumlah posisi gantri yang digunakan untuk mengurangi waktu penyinaran (11). Meningkatnya jumlah arah penyinaran pada perencanaan IMRT juga dapat memperpanjang *delivery time* (13). Selain itu, durasi *delivery time* yang singkat dapat mengurangi pergerakan organ pada saat radiasi berlangsung (15).

Parameter kedua yang signifikan yaitu jumlah segmen, dengan nilai p-value 0,001. Jika di bandingkan dengan nilai probabilitas 5 % (0,05), nilai p-value lebih kecil dari probabilitas yaitu p-value < 0,05, maka Ha diterima, yang artinya bahwa jumlah segmen berpengaruh terhadap *delivery time*, arah hubungan pasitif menunjukkan dengan meningkatnya jumlah segmen maka nilai *delivery time* juga meningkat. Jumlah segmen memiliki nilai koefisien regresi sebesar 4,406, ini berarti penambahan 1 jumlah segmen akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 4,406, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama. Besar nilai koefisien regresi pada jumlah segmen menunjukkan

urutan kedua yang berpengaruh terhadap *delivery time*.

Tabel 1. Data Jumlah Segmen, Total Monitor Unit, Volume Tumor, Jumlah Arah, Delivery *Time* Kanker Otak

No	Nama	Jumlah Segmen	Total Monitor Unit	Volume Tumor	Jumlah Arah Penyinaran	*Delivery Time*
1	PO1	26	407,8	108,7	7	242,8
2	PO2	36	308,4	56,0	7	236,6
3	PO3	68	598,9	337,9	9	431,7
4	PO4	62	528,8	334,2	7	378,5
5	PO5	69	515,0	374,8	7	452,8
6	PO6	50	358,5	306,3	7	348,6
7	PO7	70	604,2	215,9	7	409,3
8	PO8	69	543,5	446,4	7	439,1
9	PO9	53	657,7	223,2	7	326,0
10	PO10	61	481,7	440,0	9	441,4
11	PO11	39	404,4	714,7	7	340,9
12	PO12	35	367,8	439,3	7	299,4
13	PO13	44	399,3	365.2	7	343.4
14	PO14	54	451,7	158,6	7	334,6
15	PO15	63	559,7	447,4	7	403,3
16	PO16	32	568,0	711,0	7	314,7
17	PO17	49	397,6	250,2	7	319,9
18	PO18	29	339,3	331,5	7	268,0
19	PO19	48	455,0	231,0	7	330,0
20	PO20	46	369,4	400,4	7	376,7
21	PO21	46	469,2	531,1	7	330,4
22	PO22	45	487,7	695,8	7	359,6
23	PO23	39	315,0	180,9	7	274,1
24	PO24	43	415,5	519,1	7	335,7
25	PO25	47	419,4	417,4	7	322,2
26	PO26	36	337,2	363,8	7	293,3
27	PO27	63	566,2	556,2	9	437,1
28	PO28	69	543,5	531,2	7	439,1
29	PO29	76	578,2	472,1	7	498,1
30	PO30	73	676,8	338,3	8	468,2

Tabel 2. Hasil Regresi Linier Berganda Secara Simultan Pengaruh Jumlah Segmen, Total Monitor Unit, Volume Tumor dan Jumlah Arah Penyinaran terhadap *Delivery Time* pada Kanker Otak

	p-value	Keterangan
pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran terhadap delivery time pada kanker otak	0,001	Berpengaruh

Tabel 3. Koefisien Determinasi Pengaruh Jumlah Segmen, Total Monitor Unit, Volume Tumor dan Jumlah Arah Penyinaran terhadap *Delivery Time* IMRT Kanker Otak

	R	*R square*
pengaruh jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor dan jumlah arah penyinaran terhadap *delivery time* IMRT kanker otak	0,975	0,950

Berdasarkan hasil statistik diatas kesimpulan statistik yang menunjukkan bahwa jumlah segmen berpengaruh positif terhadap *delivery time* pada pasien kanker otak. Hal ini sesuai dengan pernyatan bahwa semakin banyak segmen yang digunakan dalam teknik *step and shoot* IMRT, semakin tidak efisien waktu penyinaran (11), sehingga. inefisiensi ini terjadi karena radiasi on pada saat segmen telah terbentuk, sehingga semakin banyak segmen, *delivery time* semakin meningkat.

Tabel 4. Hasil Uji Regresi Linier Berganda Secara Parsial Jumlah Segmen, Total Monitor Unit, Volume Tumor Dan Jumlah Arah Penyinaran Terhadap *Delivery Time* pada kanker Otak

	B	Arah Hubungan	p-value	Keterangan
Konstanta	25,358			
Jumlah Segmen	4,406	positif (+)	0,001	Berpengaruh
Total Monitor Unit	-0,044	negatif (-)	0,358	Tidak Berpengaruh
Volume Tumor	0,121	positif (+)	0,001	Berpengaruh
Jumlah Arah Penyinaran	11,403	positif (+)	0,044	Berpengaruh

Parameter ketiga yang berpengaruh adalah volume tumor dengan nilai p-value 0,001. Jika di bandingkan dengan nilai probabilitas 5 % (0,05), nilai p-value lebih besar dari probabilitas yaitu p-value < 0,05, maka Ha diterima, yang artinya bahwa volume tumor berpengaruh terhadap *delivery time*, arah hubungan pasitif menunjukkan dengan besarnya volume tumor maka nilai *delivery time* juga meningkat. Volume tumor memiliki nilai koefisien regresi sebesar 0,121 ini berarti penambahan 1 volume tumor akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 0,121, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama. Besar nilai koefisien regresi pada volume tumor menunjukkan urutan kedua yang berpengaruh terhadap *delivery time*.

Kompleksitas distribusi dalam IMRT bergantung pada beberapa faktor klinis seperti bentuk, volume, lokasi tumor, *organ at risk* sekitar tumor, dosis yang dibutuhkan dan lainnya. Pada kasus kepala dan leher sering kali lebih komplek daripada kasus prostat, penggunaan MLC sangat kompleks, sehingga segmen yang di gunakan cencerung kecil maka *delivery time* lebih panjang. Volume tumor dapat berpengaruh terhadap *delivery time*, sebagai akibat dari kontribusi radiasi yang di transmisikan melalui MLC (segmen) yang di bentuk pada saat pengiriman. Volume tumor yang besar meningkatkan kompleksitas distribusi dosis dalam IMRT. Kompleksitas distribusi dosis ini memerlukan lebih banyak segmen untuk dihasilkan distribusi dosis optimal. Peningkatan jumlah segmen ini menyebabkan *delivery time* menjadi lebih lama.

Berdasarkan data diatas parameter yang signifikan terhadap *delivery time* pada *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) pada kanker otak adalah jumlah segmen, volume tumor dan jumlah arah penyinaran. Penelitian lebih lanjut untuk menganalisa secara bersama perencanaan radioterapi yang optimal untuk menyeimbangkan kualitas perencanaan radioterapi dengan *delivery time* pada pasien kanker otak.

Perumusan model uji estimasi *delivery time* radioterapi kanker otak Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) dengan mengunakan regresi linier berganda

$$Y = 25{,}358 + 4{,}406X1 + 0{,}121X3 + 11{,}403X4 \quad \ldots\ldots(1)$$

Keterangan:
Y = prediksi *delivery time*
X1 = jumlah segmen
X3 = volume tumor
X4 = jumlah arah penyinaran

Dari persamaan tersebut dihitung lalu dimasukkan ke dalam tabel, lalu di dapatkan perkiraan *delivery time*. Rentang nilai jumlah segmen antara 40 hingga 110 dengan interval 10, dengan nilai volume tumor sebesar 383.29 yang merupakan hasil perhitungan dari rata-rata volume pasien kanker otak. Nilai jumlah arah penyinaran dari 6 hingga 11.

Simpulan

Berdasarkan hasil penelitian pengaruh berbagai parameter terhadap *delivery time* pada pasien kanker otak, ditemukan bahwa jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, dan jumlah arah

penyinaran secara simultan berpengaruh signifikan terhadap *delivery time* dengan nilai signifikansi 0,001 (p-value < 0,05).

Nilai R-square sebesar 0,950 mendekati angka 1 menunjukkan variansi dalam jumlah segmen, total monitor unit, volume tumor, jumlah arah penyinaran IMRT pada kanker otak dikatakan mempunyai pengaruh kuat secara-bersama-sama terhadap *delivery time*. Ada tiga parameter yang signifikan pada kanker otak yang pertama yaitu jumlah arah penyinaran nilai. Koefisien regresi sebesar (+) 11,403 ini berarti penambahan 1 jumlah arah penyinaran akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 11,403, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama. Parameter kedua yaitu jumlah segmen dengan nilai koefisien regresi sebesar (+) 4,406, ini berarti penambahan 1 jumlah segmen akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 4,406, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama. Parameter ketiga yaitu volume tumor dengan nilai koefisien regresi sebesar 0,121 ini berarti penambahan 1 volume tumor akan meningkatkan nilai *delivery time* sebesar 0,121, dengan asumsi variabel lainnya tetap atau sama.

Tabel 5. Penentuan *Delivery Time* perfraksi dari Jumlah Segmen dan Monitor Unit Pada Kanker otak dalam Menit

Jumlah Arah Penyinaran	Jumlah Segmen							
	40	**50**	**60**	**70**	**80**	**90**	**100**	**110**
6	5.27	6.01	6.74	7.48	8.21	8.94	9.68	10.41
7	5.46	6.20	6.93	7.67	8.40	9.13	9.87	10.60
8	5.65	6.39	7.12	7.86	8.59	9.33	10.06	10.79
9	5.84	6.58	7.31	8.05	8.78	9.52	10.25	10.98
10	6.03	6.77	7.50	8.24	8.97	9.71	10.44	11.17
11	6.22	6.96	7.69	8.43	9.16	9.90	10.63	11.36

Daftar Pustaka

Santoso H, Djazuly Chalidyanto, Agung Dwi Laksono. The prevalence of cancer in Indonesia: An ecological analysis. Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology. 2021 May 17;

MENKES. Keputusan menteri kesehatan republik indonesia nomor HK.01.07/MENKES/397/2020 tentang pedoman nasional pelayanan kedokteran tata laksana tumor otak [Internet]. Jakarta; 2020. Available from: https://yankes.kemkes.go.id/view_unduhan/45/kmk-no-hk0107menkes3972020

Andre R, Wahyu B, Purbaningtyas R. Klasifikasi tumor otak menggunakan convolutional neural network dengan arsitektur efficientnet-B3 [Internet]. Vol. 11. 2021. Available from: https://jurnal.umj.ac.id/index.php/just-it/index

Fitriatuzzakiyyah N, Sinuraya RK, Puspitasari IM. Cancer therapy with radiation: the basic concept of radiotherapy and it is development in Indonesia. Indonesian Journal of Clinical Pharmacy [Internet]. 2017 Dec 1;6(4):311–20. Available from: http://jurnal.unpad.ac.id/ijcp/article/view/16009

Hiswara E. Status terkini dan perfektif masa depan radioterapi di indonesia. 2017 Nov 27; Available from: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/49/084/49084065.pdf

Firmansyah AF, Sunaryati I, Rajagukguk N, Wurdiyanto G, Keselamatan PT, Radiasi - Batan M. Perkembangan teknologi pada pesawat teleterapi di indonesia dan aspek keselamatannya. 2017 [cited 2024 Jan 7]; Available from: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/51/070/51070170.pdf

Kuo CY, Liu WH, Chou YC, Li MH, Tsai JT, Huang DYC, et al. To optimize radiotherapeutic plans for superior tumor coverage predicts malignant glioma prognosis and normal tissue complication probability. J Clin Med. 2022 May 1;11(9).

El-Maraghy K, Attalla EM, Attia WM, El-Maraghy KA, Attiah WM, Author CC. Influence of monitor units in the intermediate-risk group for prostate cancer using sliding window and step-and-shoot

intensity modulated radiation therapy techniques. Article in IOSR Journal of Applied Physics [Internet]. 2019;11(2):22–32. Available from: www.iosrjournals.org

Das IJ, Nicholas J Sanfilippo, Antonella Fogliata, Luca Cozzi. Intensity modulated radiation therapy a clinical overview. Frank Verhaegen, Carmel Caruana, Penelope Allisy-Robert, Rory Cooper, editors. Philadelphia: IOP Publishing Ltd; 2020.

Susworo, Kodrat Hendry. Dasar dasar radioterapi tata laksana radioterapi penyakit kanker. Edisi II. Jakarta: UI Press; 2017.

Halperin E. Perez and brady's principles and practice of radiation oncology. Seventh Edition. Wazer DE, Perez C, editors. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2019.

Shen Y, X. Li. Fewer beams and segments result in a shorter delivery time and a better quality intensity modulated radiotherapy plan in gastric cancer. International Journal of Radiation Research. 2017;

Hasan SQ, Tahir EM, Aloosi SN. Effect of field number on intensity modulated radiation therapy plan quality in head and neck cancer. Int J Health Sci (Qassim). 2022 Sep 3;2152–61.

Yuan L, Zhu W, Ge Y, Jiang Y, Sheng Y, Yin FF, et al. Lung IMRT planning with automatic determination of beam angle configurations. Phys Med Biol. 2018 Jul 6;63(13).

Erkal EY, Karabey A, Sahin MC, Karayel A, Tirpanci B, Erkal H. Intensity modulated radiotherapy planning for prostate cancer: The evaluation of interobserver variability and treatment delivery efficiency. International Journal of Radiation Research. 2022 Jan 1;20(1):49–53.