

## **Peranan Magnetic Resonance Imaging (MRI) Lumbal dalam Penegakan Diagnosis Kasus Low Back Pain: Studi Kasus di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Satya Negara Jakarta Utara**

Wahyu Setiyoningsih<sup>1</sup>, Nursama Heru Apriantoro<sup>2</sup>  
<sup>1,2)</sup> Poltekkes Kemenkes Jakarta II, Indonesia

Corresponding Author: Wahyu Setiyoningsih  
email: wahyusetiyo20@gmail.com

### **ABSTRACT**

**Background:** Magnetic resonance imaging (MRI) is considered the best imaging for chronic low back pain because of high tissue contrast and no effect of ionizing radiation. The purpose of this study was to determine the management of Lumbar MRI examination with Low Back Pain Cases.

**Methods:** The research used was a qualitative descriptive research method by collecting data by direct observation which was conducted in December 2022 at Satya Negara Hospital, North Jakarta. The research was conducted using direct observation methods, documentation and decision studies. The sample used was 1 patient.

**Results:** The image results are strengthened by the expertise of a radiologist. The results of the study were obtained from the beginning of the patient's process of coming to radiology to perform a Lumbar MRI examination in the administration section until the examination was completed. Using a GE 1.5 T MRI machine and a whole spine coil. The sequences used are 3-plane location, calibration scan lumbar, Coronal T2, Sagittal T2, Sagittal T1, Sagittal T2 + FATSAT, Axial T2, Sagittal Myelography, Coronal Myelography.

**Conclusions:** This study shows that Lumbar MRI image results and the doctor's expertise show that there is grade I spondylolithesis and L4-L5 spondyloarthrosis with disc protrusion. It's mean that MRI can provide information for making a diagnosis.

**Keywords:** MRI; Lumbar; Low Back Pain

### **Pendahuluan**

Nyeri punggung bawah (*low back pain/LBP*) kronik adalah nyeri yang dirasakan di daerah punggung bawah selama lebih dari 3 bulan. Nyeri dapat berupa nyeri lokal, nyeri radicular, ataupun keduanya. Nyeri terasa diantara lumbal atau lumbosakral dan sering menjalar ketungkai (Roudsari & Jarvik, 2010).

Data epidemiologi mengenai LBP di Indonesia memang belum ada, tetapi diperkirakan 40% penduduk berusia di atas 65 tahun pernah menderita nyeri pinggang dan prevalensi nya pada laki-laki 18,2% dan Wanita 13,6% (Theodorou et al., 2020). Melakukan pemeriksaan fisik berupa pemeriksaan neurologik meliputi pemeriksaan motorik, sensorik, refleks fisiologik dan patologik, serta

uji untuk menentukan kelainan saraf, seperti *straight leg raising* (SLR)/ *laseque test* (iritasi n. ischiadicus), *cross laseque* (HNP median), *reverse Laseque* (iritasi radiks lumbal atas), *sitting knee extension* (iritasi n. ischiadicus), *saddle anesthesia* (sindrom konus medularis) (Karmazyn et al., 2022) (Ross et al., 2012).

Beberapa uji klinis acak menunjukkan bahwa pada pasien dengan nyeri pinggang tanpa tanda bahaya (*red flags*), pencitraan tidak menunjukkan hasil bermakna (Filippi et al., 2012). *Magnetic resonance imaging* (MRI) dipertimbangkan sebagai pencitraan yang paling baik untuk LBP kronik karena kontras jaringan yang tinggi dan tidak terdapat efek radiasi pengion. Tujuan dilakukan pencitraan dalam perawatan primer adalah untuk mengeksklusi

keganasan sebagai penyebab nyeri punggung bawah (Li et al., 2020; Lakadamyali et al., 2008).

Pencitraan MRI tanpa kontras dapat dilakukan pada pasien dengan gejala nyeri punggung bawah subakut yang telah mendapat terapi medis selama 6 minggu (Filippi et al., 2012).

MRI (*Magnetic resonance imaging*) merupakan suatu alat kedokteran di bidang pemeriksaan diagnostik radiologi yang menggunakan medan magnet berkekuatan tinggi dan resonansi getaran terahap inti atom hidrogen. Kelebihan yang dimiliki MRI mengenai kemampuannya dapat memperlihatkan daerah *soft tissue* lebih detail dibandingkan modalitas radiologi lainnya walaupun tanpa menggunakan radiasi pengion (Park et al., 2014; Theodorou et al., 2020).

MRI berguna untuk melihat defek intra dan ekstra dural serta melihat jaringan lunak pada dugaan metastasis ke vertebra dan HNP servikal, torakal dan lumbal. Pada lesi medulla spinalis, MRI merupakan pemeriksaan pilihan (Kim et al., 2020; Woo et al., 2016).

## Metode

Metode penelitian yang digunakan adalah kualitatif deskriptif. Populasi penelitian adalah pasien yang melakukan pemeriksaan MRI lumbal di Rumah Sakit Satya Negara. Sampel yang digunakan dengan pengambilan jenis data sekunder sebanyak satu pasien. Metode yang dilakukan adalah observasi langsung, dokumentasi, dan studi kepustakaan. Analisis yang dilakukan menggunakan analisis deskriptif dengan mengolah data yang diperoleh dari hasil observasi dan data kemudian dievaluasi secara deskriptif dan narasi.

## Hasil dan Pembahasan

Penelitian dan kajian yang telah dilakukan oleh peneliti mendapatkan hasil sebagai berikut;

### Persiapan Alat

- Pesawat MRI GE 1.5T
- Spine Coil
- Softbag atau spons

- Headphone
- Tombol darurat atau emergency
- Selimut

### Persiapan Pasien

Pasien atau keluarga pasien menandatangani lembar *inform consent*, kemudian pasien melepas perhiasan yang berbahan logam, benda-benda logam yang menempel di tubuh dan mengganti baju pasien yang sudah disiapkan.

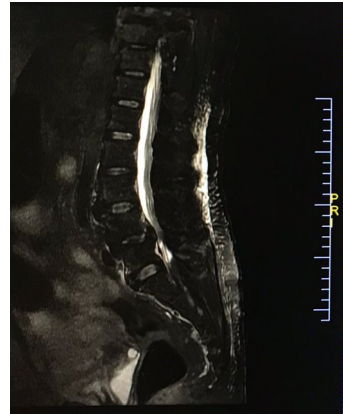
### Teknik Pemeriksaan

Pada saat pasien sudah masuk keruang MRI pasien diposisikan supine dengan kepala dekat gantry (*head first*) di atas meja pemeriksaan dengan posisi vertebra berada pada spine coil, posisi pasien diatur sehingga mid sagittal plane (MSP) tepat dan sejajar dengan lampu indikator longitudinal atau *central point* pada umbilical. Pasangkan earplung pada kedua telinga. Kedua tangan diatur lurus di samping tubuh dan difiksasi dengan sabuk khusus yang menempel pada meja pemeriksaan, kedua kaki diatur lurus. Agar tidak kedinginan pasien diberi selimut. Kemudian pasien dimasukkan ke dalam gantry.

Memasukkan data pasien seperti: No registrasi, Nama pasien, Tanggal lahir, Jenis Kelamin, Berat badan, Jenis Pemeriksaan, protocol MRI yang digunakan. Pada pemeriksaan MRI lumbal sekuen yang digunakan adalah 3-plane location, calibration scan lumbal, Coronal T2, Sagital T2, Sagital T1, Sagital T2 + FATSAT, Axial T2, Sagital Myelografi, Coronal Myelografi. Setelah semua sekuen dilakukan dan hasil citra baik. Pasien di informasikan pemeriksaan sudah selesai dan dapat dikeluarkan dari gantry. Setelah itu kondisi pasien di evaluasi apabila tidak merasa pusing, mual atau sesak nafas maka pasien dipersilahkan ganti pakaian. Berikut merupakan hasil citra pada pemeriksaan MRI Lumbal dengan klinis LBP di Rumah Sakit Satya Negara.



**Gambar 1.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Coronal dengan sekuen T2



**Gambar 4.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Sagital dengan sekuen T2 Fatsat



**Gambar 2.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Sagital dengan sekuen T2



**Gambar 5.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Axial sekuen T2



**Gambar 3.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Sagital dengan sekuen T1



**Gambar 6.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Sagital Myelografi



**Gambar 7.** Hasil Citra Pasien MRI Lumbal pada kasus LBP potongan Coronal Myelografi

Terlihat dari hasil MRI Lumbal Spondylolisthesis grade I dan spondyloarthrosis L4-L5 dengan protrusion diskus, hipertrofi facet bilateral dan ligamentum flavum yang menekan thecal sac dan radiks bilateral serta mengakibatkan stenosis berat neural foramina bilateral bulgimh diskua L2-L3, L3-L4 dengan hipertrofi facet dan bilateral dan ligamentum flavum yang mengindentifikasi thecal sac dan mengakibatkan stenosis ringan sampai sedang neural feromina bilateral.

### Simpulan

Pemeriksaan MRI Lumbal untuk mengevaluasi lumbal dengan klinis LBP di Rumah Sakit Satya Negara. Pemeriksaan MRI lumbal tersebut menggunakan sequence 3-plane location, calibration scan lumbal, Coronal T2, Sagittal T2, Sagittal T1, Sagittal T2 + FATSAT, Axial T2, Sagittal Myelografi, Coronal Myelografi, dari hasil citra MRI Lumbal dan ekspertise dokter dapat diketahui bahwa terdapat Spondylolisthesis grade I dan spondyloarthrosis L4-L5 dengan protrusion diskus. Penelitian selanjutnya dapat mengkaji informasi anatomi pemeriksaan MRI lumbal dengan sampel pasien yang lebih dari satu.

### Daftar Pustaka

Filippi, C. G., Carlson, M., Johnson, J. M., Burbank, H. N., Alsofrom, G. F., & Andrews, T. (2012). Improvements in lumbar spine MRI at 3 T using parallel transmission. *American Journal of Roentgenology*, 199(4), 861–867.

- <https://doi.org/10.2214/AJR.11.8139>
- Fritz, J., U-Thainual, P., Ungi, T., Flammang, A. J., Cho, N. B., Fichtinger, G., Iordachita, I. I., & Carrino, J. A. (2012). Augmented reality visualization with image overlay for MRI-guided intervention: Accuracy for lumbar spinal procedures with a 1.5-T MRI system. *American Journal of Roentgenology*, 198(3). <https://doi.org/10.2214/AJR.11.6918>
- Ii, A. D. G., Gottumukkala, R. V., Greer, M. L. C., & Gee, M. S. (2020). Whole-Body MRI Surveillance of Cancer Predisposition Syndromes: Current Best Practice Guidelines for Use, Performance, and Interpretation. *American Journal of Roentgenology*, 215(4), 1002–1011. <https://doi.org/10.2214/AJR.19.22399>
- Karmazyn, B., Reher, T. A., Supakul, N., Streicher, D. A., Kiros, N., Diggins, N., Jennings, S. G., Eckert, G. J., Hibbard, R. A., & Radhakrishnan, R. (2022). Whole-Spine MRI in Children With Suspected Abusive Head Trauma. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 218(6), 1074–1087. <https://doi.org/10.2214/AJR.21.26674>
- Kim, S. J., Ch, S., Hs, K., Jh, K., & Sj, K. (2020). Chong Hyun Suh 1 Ho Sung Kim 1 Jeong Hoon Kim 2 Sang Joon Kim 1. *American Journal of Roentgenology*, September, 706–712.
- Lakadamyali, H., Tarhan, N. C., Ergun, T., Cakir, B., & Agildere, A. M. (2008). STIR sequence for depiction of degenerative changes in posterior stabilizing elements in patients with lower back pain. *American Journal of Roentgenology*, 191(4), 973–979. <https://doi.org/10.2214/AJR.07.2829>
- Park, H. J., Kim, S. S., Han, C. H., Lee, S. Y., Chung, E. C., Kim, M. S., & Kwon, H. J. (2014). The clinical correlation of a new practical MRI method for grading cervical neural foraminal stenosis based on oblique sagittal images. *American Journal of Roentgenology*, 203(2), 412–417. <https://doi.org/10.2214/AJR.13.11647>
- Ross, S., Ebner, L., Flach, P., Brodhage, R., Bolliger, S. A., Christe, A., & Thali, M. J. (2012). Postmortem Whole-Body MRI in traumatic causes of death. *American Journal of Roentgenology*, 199(6), 1186–1192. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.8767>
- Roudsari, B., & Jarvik, J. G. (2010). Lumbar spine MRI for low back pain: Indications

- and yield. *American Journal of Roentgenology*, 195(3), 550–559. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.4367>
- Theodorou, D. J., Theodorou, S. J., Kakitsubata, S., Nabeshima, K., & Kakitsubata, Y. (2020). Abnormal conditions of the diskovertebral segment: MRI with anatomic-pathologic correlation. *American Journal of Roentgenology*, 214(4), 853–861. <https://doi.org/10.2214/AJR.19.22081>
- Woo, S., Kim, S. Y., Kim, S. H., & Cho, J. Y. (2016). Identification of bone metastasis with routine prostate MRI: A study of patients with newly diagnosed prostate cancer. *American Journal of Roentgenology*, 206(6), 1156–1163. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.15761>
- Filippi, C. G., Carlson, M., Johnson, J. M., Burbank, H. N., Alsofrom, G. F., & Andrews, T. (2012). Improvements in lumbar spine MRI at 3 T using parallel transmission. *American Journal of Roentgenology*, 199(4), 861–867. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.8139>
- Fritz, J., U-Thainual, P., Ungi, T., Flammang, A. J., Cho, N. B., Fichtinger, G., Iordachita, I. I., & Carrino, J. A. (2012). Augmented reality visualization with image overlay for MRI-guided intervention: Accuracy for lumbar spinal procedures with a 1.5-T MRI system. *American Journal of Roentgenology*, 198(3). <https://doi.org/10.2214/AJR.11.6918>
- Ii, A. D. G., Gottumukkala, R. V., Greer, M. L. C., & Gee, M. S. (2020). Whole-Body MRI Surveillance of Cancer Predisposition Syndromes: Current Best Practice Guidelines for Use, Performance, and Interpretation. *American Journal of Roentgenology*, 215(4), 1002–1011. <https://doi.org/10.2214/AJR.19.22399>
- Karmazyn, B., Reher, T. A., Supakul, N., Streicher, D. A., Kiros, N., Diggins, N., Jennings, S. G., Eckert, G. J., Hibbard, R. A., & Radhakrishnan, R. (2022). Whole-Spine MRI in Children With Suspected Abusive Head Trauma. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 218(6), 1074–1087. <https://doi.org/10.2214/AJR.21.26674>
- Kim, S. J., Ch, S., Hs, K., Jh, K., & Sj, K. (2020). Chong Hyun Suh 1 Ho Sung Kim 1 Jeong Hoon Kim 2 Sang Joon Kim 1. *American Journal of Roentgenology*, September, 706–712.
- Lakadamyali, H., Tarhan, N. C., Ergun, T., Cakir, B., & Agildere, A. M. (2008). STIR sequence for depiction of degenerative changes in posterior stabilizing elements in patients with lower back pain. *American Journal of Roentgenology*, 191(4), 973–979. <https://doi.org/10.2214/AJR.07.2829>
- Park, H. J., Kim, S. S., Han, C. H., Lee, S. Y., Chung, E. C., Kim, M. S., & Kwon, H. J. (2014). The clinical correlation of a new practical MRI method for grading cervical neural foraminal stenosis based on oblique sagittal images. *American Journal of Roentgenology*, 203(2), 412–417. <https://doi.org/10.2214/AJR.13.11647>
- Ross, S., Ebner, L., Flach, P., Brodhage, R., Bolliger, S. A., Christe, A., & Thali, M. J. (2012). Postmortem Whole-Body MRI in traumatic causes of death. *American Journal of Roentgenology*, 199(6), 1186–1192. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.8767>
- Roudsari, B., & Jarvik, J. G. (2010). Lumbar spine MRI for low back pain: Indications and yield. *American Journal of Roentgenology*, 195(3), 550–559. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.4367>
- Theodorou, D. J., Theodorou, S. J., Kakitsubata, S., Nabeshima, K., & Kakitsubata, Y. (2020). Abnormal conditions of the diskovertebral segment: MRI with anatomic-pathologic correlation. *American Journal of Roentgenology*, 214(4), 853–861. <https://doi.org/10.2214/AJR.19.22081>
- Woo, S., Kim, S. Y., Kim, S. H., & Cho, J. Y. (2016). Identification of bone metastasis with routine prostate MRI: A study of patients with newly diagnosed prostate cancer. *American Journal of Roentgenology*, 206(6), 1156–1163. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.15761>

## Pengaruh Penggunaan T2 Blade terhadap Kualitas Citra MRI Cervical Potongan Sagital pada Pasien *Non-Cooperative*

Sriyatun<sup>1</sup>, Eny Supriyaningsih<sup>2</sup>, Yasinta Oktavianti<sup>3</sup>  
<sup>1,2,3</sup> Poltekkes Kemenkes Jakarta II, Indonesia

Corresponding Author: Yasinta Oktavianti  
e-mail: [yasintaokt@gmail.com](mailto:yasintaokt@gmail.com)

### ABSTRACT

**Background:** Using T2 BLADE in Cervical MRI examination can improve image quality because it can reduce artifacts especially with Non-Cooperative patients. The purpose of this study was to analyze the effect of T2 BLADE use on sagittal cut image quality in Non-Cooperative patients. The benefit of using T2 BLADE is that it provides insight to the reader and as an alternative in selecting the right sequence on Cervical MRI examination with Non-Cooperative patients so as to get an optimal and informative picture.

**Methods:** The research design carried out was qualitative descriptive analytic with an observation and experimental approach which was carried out from May to June 2023 at Fatmawati Hospital using a Siemens Magnetom Altea 1.5T MRI aircraft. The population of this study was samples that performed Cervical MRI examination with a total of 6 samples. The data in this study is primary data collected by observation, experiments and questionnaires. Data processing and analysis was carried out by giving questionnaires to radiologist and radiographer who made subjective assessments and processed with simple calculations using Ms. Excel to find the Mean.

**Results:** The results of this study are, the image quality of Cervical MRI examination in *Non-Cooperative* patients is more optimal using T2 BLADE sequences, the resulting images have quite informative results when compared to T2 TSE sequences. This study can be an option when conducting Cervical MRI examination on *Non-Cooperative* patients based on questionnaires, simple calculations and author analysis, so that patients get a diagnosis accurately and quickly.

**Conclusions:** It can be concluded that the image quality of Cervical MRI examination in *Non-Cooperative* patients is more optimal using T2 BLADE sequences, the resulting image has quite informative results. This study can be an option when conducting Cervical MRI examination on *Non-Cooperative* patients based on questionnaires, simple calculations and author analysis, so that patients get a diagnosis accurately and quickly.

**Keywords:** MRI Cervical; BLADE; Non-Cooperative

### Pendahuluan

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan salah satu modalitas *imaging* diagnostik yang dapat menghasilkan irisan anatomi tubuh secara multiplanar (sagital, coronal, axial) dengan resolusi yang tinggi (D, 2015). MRI memiliki kelebihan dibandingkan dengan konvensional radiografi untuk menilai jaringan lunak dan peradangan pada sendi tanpa menggunakan radiasi pengion serta bersifat non invasif (Kartawiguna, 2015)(Susilowati et al., 2020)(Susilowati et al., 2020)

Prinsip utama MRI yaitu dengan membangkitkan resonansi magnetik dari atom-atom yang ada didalam tubuh dengan pengaruh medan magnet kuat dan eksitasi radiofrekuensi yang

diberikan agar mendapatkan sinyal tertentu yang kemudian akan diproses oleh komputer dengan algoritma *Fast Fourier Transform* (FFT) sehingga menghasilkan suatu citra radiograf (Kartawiguna, 2015).

Umumnya MRI menggunakan pembobotan T1 dan T2 untuk menghasilkan citra yang dapat dinilai. T1 memberikan visual detail anatomi dan T2 menunjukkan patologi atau kelainan yang ada (Octafiani Poernama, 2019). Dalam memvisualisasikan anatomi normal MRI *Cervical*, pembobotan T2 dengan potongan sagital dinilai lebih detail secara keseluruhan (Khanna, 2014).

MRI merupakan metode yang tepat untuk pencitraan tulang belakang, karena dapat mengidentifikasi patologi yang relevan secara klinis,

termasuk *degenerative* dan inflamasi, serta lesi traumatis (Murniati et al., 2021). Salah satu pemeriksaan MRI tulang belakang yaitu pemeriksaan MRI *Cervical*.

*Cervical* merupakan *vertebrae* dengan ukuran terkecil dan dapat dibedakan dari *vertebrae thoracal* dan lumbal dari keberadaan foramen dalam setiap *processus transversus* (Masrochah et al., 2020). *Cervical* berfungsi sebagai pendukung dan penyangga tubuh dengan perantara *vertebrae intervertebralis* yang memberikan kelenturan. Tersusun dari tujuh ruas yang saling terkait melalui *discus intervertebralis* (Lukito et al., 2017).

Dalam pemeriksaan yang relatif lama pasti akan terdapat artefak, yaitu suatu struktur pada citra yang tidak seharusnya ada pada anatomi aslinya (Kartawiguna, 2015). Penyebab utama artefak adalah pergerakan objek (pergerakan jantung, sistem pernapasan, dan aliran darah) atau pergerakan pasien baik yang disengaja atau tidak disengaja, sehingga memungkinkan terjadinya *motion* artefak, terlebih pada pasien *Non-Cooperative* yang tidak dapat dikontrol pergerakannya (S, 2020).

Pemeriksaan MRI *Cervical* memiliki tantangan tersendiri, karena struktur anatomi *Cervical* yang tidak homogen serta pergerakan yang tidak diinginkan seperti pergerakan pasien atau pergerakan pada sistem pernapasan. Untuk mempercepat waktu *scanning*, dapat menggunakan sekuen *Turbo Spin Echo* (TSE) dan sekuen modifikasinya yaitu BLADE.

*Turbo Spin Echo* (TSE) merupakan pengembangan dari *Spin Echo* (SE) dengan pemberian satu pulsa eksitasi  $90^\circ$  dan diikuti beberapa kali pulsa  $180^\circ$  sehingga menghasilkan rangkaian *echo* yang akan dikumpulkan lebih dari satu baris pada *K-Space* (Rochmayanti, 2020). Pada TSE pengisian *K-Space* berpola bujur sangkar atau *Cartesian*. *Cartesian* merupakan pengisian *K-Space* yang dilakukan secara bujur sangkar yang dilakukan secara *strip by strip*. BLADE merupakan pengisian *K-Space* secara radial dengan data *parallel* yang berputar mengelilingi *K-Space* (Cazzoli et al., 2022) (Almuqbel, Mustafa M, Leeper, Gareth, 2018).

*K-Space* merupakan tempat menyimpan data digital dari *Phase Encoding* atau pengkodean spasial. Contoh pengisian *K-Space* yang sering digunakan adalah *Cartesian* dan BLADE. *Cartesian* merupakan pengisian *K-Space* yang dilakukan secara bujur sangkar yang dilakukan secara *strip by strip*. BLADE merupakan pengisian rutin yang ditambahkan dengan *sequence T2 BLADE*.

*K-Space* secara radial dengan data *parallel* yang berputar mengelilingi *K-Space* (Cazzoli et al., 2022) (Almuqbel, Mustafa M, Leeper, Gareth, 2018).

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Dwi Rochmayanti, dkk. Dengan menggunakan 7 sampel, teknik BLADE terbukti lebih unggul dalam hal resolusi spasial dan pengurangan artefak serta waktu scan yang lebih cepat. Apabila membutuhkan detail yang tinggi, teknik ini sangat cocok, namun SNR akan menurun. Teknik BLADE cocok untuk pemeriksaan dengan objek yang bergerak karena dapat mengilangkan data yang mengalami pergerakan. Selain itu Teknik ini dinilai dapat meningkatkan kualitas citra dengan mengurangi artefak dari 31% menjadi 2% (Shakeela Rasheed et al., 2022).

Dari hasil kedua penelitian tersebut, penulis tertarik untuk mengkaji lebih lanjut mengenai pengaruh T2 BLADE terhadap kualitas citra, dan juga belum ditemukan penelitian yang sama dengan menggunakan pasien *Non-Cooperative*.

Kualitas citra dianalisis berdasarkan kejelasan anatomi, artefak dan resolusi spasial menggunakan kuesioner yang diisi oleh dokter spesialis radiologi. Kemudian, data hasil kuesioner akan diolah Populasi dari penelitian ini adalah hasil pemeriksaan MRI *Cervical* Di Instalasi Radiologi RSUP Fatmawati pada bulan Mei sampai Juli 2023. Dengan jumlah sampel sebanyak 6 pasien dan pengambilan data primer. Setiap pasien akan melakukan pemeriksaan MRI *Cervical* rutin yang ditambahkan dengan *sequence T2 BLADE*. BLADE. *Cartesian* merupakan pengisian *K-Space* yang dilakukan secara bujur sangkar yang dilakukan secara *strip by strip*. BLADE merupakan pengisian *K-Space* secara radial dengan data *parallel* yang berputar mengelilingi *K-Space* (Cazzoli et al., 2022) (Almuqbel, Mustafa M, Leeper, Gareth, 2018).

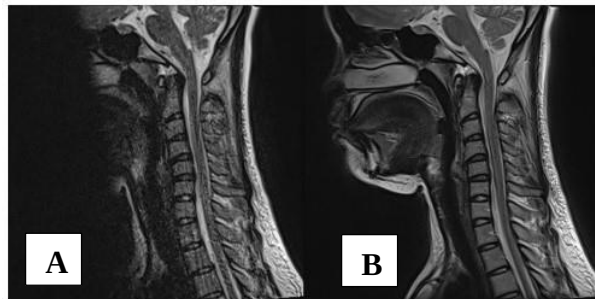
## Metode

Penelitian ini menggunakan metode kualitatif deskriptif analitik serta pendekatan eksperimen dan observasi untuk menganalisis penggunaan T2 BLADE pemeriksaan MRI *Cervical* pada pasien *Non-Cooperative* potongan sagital. Penelitian dilakukan pada pasien yang melakukan pemeriksaan MRI *Cervical* di Instalasi Radiologi RSUP Fatmawati Jakarta Selatan pada bulan Mei sampai Juni 2023 dengan jumlah sampel sebanyak 6 pasien dan pengambilan data primer. Setiap pasien akan melakukan pemeriksaan MRI *Cervical*

Alat dan bahan berupa pesawat MRI, neck coil, alat fiksasi softbag, earplug, dan meja console.

## Hasil dan Pembahasan

Berdasarkan penelitian mengenai kualitas citra MRI Cervical dengan menggunakan T2 BLADE pada pasien *Non-Cooperative*, maka diperoleh salah satu hasil citra seperti pada Gambar 1.



**Gambar 1.** Hasil Citra MRI Cervical pada pasien Non-cooperative potongan sagital (A) T2 TSE dan (B) T2 BLADE

Berikut hasil penilaian Mean pada setiap responden dari masing masing Kualitas Citra Anatomi, Resolusi dan Spatial Resolusi.

- 1) Penilaian Kualitas Citra Anatomi Cervical pada pasien *Non-Cooperative*.

**Tabel 1.** Penilaian Kualitas Citra Anatomi Cervical Anatomi Cervical pada pasien *Non-Cooperative*

| Responden   | T2 TSE      | T2 BLADE    |
|-------------|-------------|-------------|
| Responden 1 | 1,33        | 2,66        |
| Responden 2 | 2,33        | 3,33        |
| Responden 3 | 1,16        | 2,16        |
| Responden 4 | 1,33        | 2,83        |
| <b>Mean</b> | <b>1,53</b> | <b>2,74</b> |

Berdasarkan Tabel 1, menunjukkan hasil penelitian kualitas citra Anatomi pada MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* dari 6 sampel. Hasil *Mean* yang diperoleh menggunakan sekuen T2 TSE dengan nilai 1,53 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Sedangkan hasil *Mean* dengan sekuen T2 BLADE dengan nilai 2,74 dapat dikategorikan “Cukup Baik”.

- 2) Penilaian Kualitas Citra Artefak Cervical pada pasien *Non-Cooperative*

**Tabel 2.** Penilaian Kualitas Citra Artefak Cervical

| Artefak Cervical pada pasien <i>Non-Cooperative</i> |             |             |
|-----------------------------------------------------|-------------|-------------|
| Responden                                           | T2 TSE      | T2 BLADE    |
| Responden 1                                         | 1,16        | 2,66        |
| Responden 2                                         | 2,16        | 3,50        |
| Responden 3                                         | 1           | 2,83        |
| Responden 4                                         | 1,66        | 3           |
| <b>Mean</b>                                         | <b>1,49</b> | <b>2,99</b> |

Berdasarkan Tabel 2 menunjukkan hasil penelitian kualitas citra Artefak pada MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* dari 6 sampel. Hasil *Mean* yang diperoleh menggunakan sekuen T2 TSE dengan nilai 1,49 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Sedangkan hasil *Mean* dengan sekuen T2 BLADE dengan nilai 2,99 dapat dikategorikan “Baik”.

- 3) Penilaian Kualitas Citra Spatial Resolusi Cervical pada pasien *Non-Cooperative*.

**Tabel 3.** Penilaian Kualitas Citra Spatial Resolusi Cervical

| Spatial Resolusi Cervical pada pasien <i>Non-Cooperative</i> |             |             |
|--------------------------------------------------------------|-------------|-------------|
| Responden                                                    | T2 TSE      | T2 BLADE    |
| Responden 1                                                  | 1,66        | 2,66        |
| Responden 2                                                  | 1,66        | 3,66        |
| Responden 3                                                  | 1,16        | 2,66        |
| Responden 4                                                  | 1,33        | 3,16        |
| <b>Mean</b>                                                  | <b>1,45</b> | <b>3,03</b> |

Berdasarkan Tabel 3 menunjukkan hasil penelitian kualitas citra Spatial Resolusi pada MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* dari 6 sampel. Hasil *Mean* yang diperoleh menggunakan sekuen T2 TSE dengan nilai 1,45 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Sedangkan hasil *Mean* dengan sekuen T2 BLADE dengan nilai 3,03 dapat dikategorikan “Baik”.

- 4) Penilaian Kualitas Citra Secara Umum Cervical pada pasien *Non-Cooperative* potongan sagital

**Tabel 4.** Penilaian Kualitas Citra Spatial Resolusi Cervical

| <b>Kualitas Citra Cervical pada pasien Non-Cooperative Secara Umum</b> |               |                 |
|------------------------------------------------------------------------|---------------|-----------------|
| <b>Responden</b>                                                       | <b>T2 TSE</b> | <b>T2 BLADE</b> |
| Responden 1                                                            | 1,38          | 2,66            |
| Responden 2                                                            | 2,05          | 3,50            |
| Responden 3                                                            | 1,11          | 2,55            |
| Responden 4                                                            | 1,44          | 3               |
| <b>Mean</b>                                                            | <b>1,49</b>   | <b>2,92</b>     |

Berdasarkan Tabel 4 menunjukkan hasil penelitian kualitas citra Anatomi pada MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* dari 6 sampel. Hasil *Mean* yang diperoleh menggunakan sekuen T2 TSE dengan nilai 1,49 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Sedangkan hasil *Mean* dengan sekuen T2 BLADE dengan nilai 2,92 dapat dikategorikan “Baik”.

Berdasarkan penelitian dengan 6 pasien dan total 12 sampel pada pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-cooperative* menggunakan sekuen T2 TSE dan T2 BLADE potongan sagital di Instalasi Radiologi RSUP Fatmawati Jakarta Selatan, hasil citra tersebut dinilai oleh empat responden yaitu tiga dokter spesialis Radiologi dan satu Radiografer dengan menilai kualitas citra berupa Anatomi, Artefak dan Spatial Resolusi secara subjektif berdasarkan kesanggupan mata masing-masing responden.

Data yang sudah dikumpulkan, dihitung, dan dikelompokkan sehingga menghasilkan suatu nilai yang kemudian diinterpretasikan hasil perhitungannya sehingga dapat menjawab permasalahan berdasarkan pembahasan dalam penelitian ini pada penggunaan kedua sekuen tersebut untuk mendapatkan kualitas citra MRI Cervical pada pasien *Non-Cooperative* yang terbaik dengan dikategorikan berdasarkan nilai interval kelasnya, sebagai berikut.

1. Pemeriksaan MRI Cervical pada pasien *Non-Cooperative* potongan sagital dengan menggunakan sekuen T2 TSE dan T2 BLADE telah dilakukan sesuai dengan SOP di RSUP

Fatmawati. Tujuannya untuk menganalisis kualitas citra (Anatomi, Artefak dan Spatial Resolusi). Pada penelitian sebelumnya, mengenai penggunaan sekuen T2 TSE dan T2 BLADE pada pasien *cooperative* (Octafiani Poernama, 2019) dinyatakan bahwa kualitas citra MRI Cervical lebih optimal divisualisasikan dengan sekuen T2 BLADE, begitu juga dengan menggunakan pasien *Non-Cooperative*, sekuen T2 BLADE dinilai lebih optimal dibandingkan dengan sekuen T2 TSE menurut hasil rekapitulasi kuesioner yang diisi oleh empat responden dengan perhitungan sederhana menggunakan Ms.Excel.

2. Berdasarkan data yang diperoleh dari 6 sampel yang dinilai oleh ketiga responden, hasil penilaian terhadap kualitas citra Cervical sebagai berikut :

- a) Hasil penilaian kualitas citra anatomi Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* potongan sagital sesuai Tabel 1 pada sekuen T2 TSE, diperoleh nilai *Mean* yaitu 1,53 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa pada penilaian kualitas citra anatomi, penggunaan sekuen T2 TSE dalam pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* tampak kurang jelas dan tidak dapat terlihat anatomi maupun patologi dari Cervical. Sedangkan, pada sekuen T2 BLADE, hasil penilaian terhadap kualitas citra Anatomi Cervical diperoleh nilai *Mean* yaitu 2,74 dapat dikategorikan “Cukup Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa pada penilaian kualitas citra anatomi, penggunaan sekuen T2 BLADE pada pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* tampak cukup jelas namun tidak dapat terlihat anatomi maupun patologi dari cervical. Anatomi yang dinilai secara subjektif yaitu *Corpus Cervical*, *Discus Intervertebralis* dan CSF.

- b) Hasil penilaian kualitas citra artefak Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* potongan sagital sesuai Tabel 2, pada sekuen T2 TSE diperoleh nilai *Mean* yaitu 1,49 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa, penilaian kualitas

citra Artefak pada penggunaan sekuen T2 TSE dalam pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* tampak sangat jelas *motion* artefak sehingga mengganggu kualitas citra. Sedangkan pada penggunaan sekuen T2 BLADE kualitas citra Artefak Cervical diperoleh nilai *Mean* yaitu 2,99 dapat dikategorikan “Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa, penilaian kualitas citra Artefak pada penggunaan sekuen T2 BLADE dalam pemeriksaan MRI Cervical pada pasien *Non-Cooperative* tampak cukup jelas *motion* artefak sehingga mengganggu kualitas citra. Pada Cervical, gerakan massal seperti *swallowing*, Gerakan relaksasi otot *oesofagus*, *Flow* peredaran darah pada CSF sangat berpengaruh terhadap munculnya artefak *motion* sehingga menyebabkan *ghosting* yang sangat kuat, terlebih pada pasien *Non-Cooperative* yang tidak dapat dikendalikan pergerakannya. Namun, pada penelitian ini, tidak hanya *motion* artefak namun terdapat artefak lainnya seperti *Flow* Artefak, *Gibs* Atau *Truncation* Artefak Dan *Aliasing* Artefak. Hal ini dapat timbul karena keadaan umum pasien yang berbeda satu sama lain, seperti arah pergerakan yang ditimbulkan berbeda serta tingkat kenyamanan yang berbeda, sehingga mengakibatkan munculnya jenis artefak lain. Penggunaan BLADE dapat mereduksi artefak yang timbul, karena BLADE tidak sensitive terhadap pergerakan massal sehingga dapat menghasilkan kualitas citra yang lebih optimal dibandingkan dengan TSE.

- c) Hasil penilaian kualitas citra spatial resolusi Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* potongan sagital sesuai Tabel 3 Penilaian Kualitas Citra Spatial Resolusi Cervical, pada sekuen T2 TSE diperoleh nilai *Mean* yaitu 1,45 dapat dikategorikan “Kurang Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa, penilaian kualitas citra Spatial Resolusi pada penggunaan sekuen T2 TSE dalam pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* tampak tidak jelas, batasan

antara *Corpus Cervical*, *Discus Intervertebralis* dan CSF tidak tegas dan terdapat *blurring*. Sedangkan pada penggunaan sekuen T2 BLADE terhadap kualitas citra Spatial Resolusi Cervical diperoleh nilai *Mean* yaitu 3,03 dapat dikategorikan “Baik”. Dalam hal ini dapat dinyatakan bahwa, penilaian kualitas citra Spatial Resolusi pada penggunaan sekuen T2 BLADE dalam pemeriksaan MRI Cervical dengan pasien *Non-Cooperative* tampak jelas, batasan antara *Corpus Cervical*, *Discus Intervertebralis* dan CSF tampak tegas dan terdapat sedikit *blurring*.

- d) Secara keseluruhan sesuai Tabel 4, kualitas citra Cervical pada pasien *Non-Cooperative* potongan sagital dari tiga kategori penilaian dari keempat responden, penggunaan sekuen T2 TSE diperoleh nilai mean 1,49 dapat dinyatakan “Kurang Baik” yang berarti citra tidak dapat memberikan informasi yang optimal dengan pasien *Non-Cooperative*. Pada penggunaan sekuen T2 BLADE diperoleh nilai mean 2,92 dapat dinyatakan “Baik” yang berarti citra dapat memberikan informasi yang optimal dengan pasien *Non-Cooperative*.
3. Waktu *scanning* pada sekuen T2 TSE lebih cepat (1,20s) jika dibandingkan dengan T2 BLADE (2,55s) karena pembobotan T2 menggunakan *long* TR dan TE yang menyebabkan *scan time* menjadi lebih panjang. BLADE memiliki waktu yang lebih panjang karena proses pengambilan data secara blok paralel yang berputar secara radial, menggunakan *self navigation* untuk memilih dan memasukan blok paralel dengan jumlah *motion* paling sedikit serta memanfaatkan *navigator echo* yang bertujuan untuk membuang data ketika terdapat *motion* yang signifikan selama akuisisi data. Petugas dapat mengubah parameter yang ada agar waktu *scanning* dapat lebih cepat, dengan resiko ketika mengubah satu parameter maka parameter yang lainnya akan mengalami perubahan.

## Simpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan yang telah dilakukan mengenai penggunaan T2 BLADE dengan pasien *Non-Cooperative* terhadap kualitas citra pada pemeriksaan MRI Cervical potongan sagital, didapatkan bahwa kualitas citra Anatomi dan Spatial Resolusi Cervical pada pasien *Non-Cooperative* potongan sagital terlihat baik dengan menggunakan sekuens T2 BLADE.

Kualitas citra Artefak Cervical pada pasien *Non-Cooperative* tampak baik dengan menggunakan sekuen T2 BLADE. Tidak hanya terdapat motion artefak pada hasil citra, namun terdapat juga *Flow Artefak*, *Gibs* Atau *Truncation Artefak* Dan *Aliasing Artefak*.

Kualitas citra pemeriksaan MRI Cervical pada pasien *Non-Cooperative* lebih optimal dengan menggunakan sekuen T2 BLADE, citra yang dihasilkan memiliki hasil yang cukup informatif. Penelitian ini dapat menjadi suatu pilihan ketika melakukan pemeriksaan MRI Cervical pada *pasien Non-Cooperative* berdasarkan kuesioner, perhitungan sederhana serta analisis penulis, agar pasien mendapatkan diagnosis dengan tepat dan cepat.

## Daftar Pustaka

- Almuqbel, Mustafa M, Leeper, Gareth, D. (2018). *Short Communication Practical implications of motion correction with motion insensitive radial k-space acquisitions in MRI*. February.
- Cazzoli, M., Pelizzari, L., & Lipari, S. (2022). BLADE: Reducing Motion Artifacts in Uncooperative Patients with Acquired Brain Injury. *MAGNETOM Flash*, 82, 2–5. siemens-healthineers.com/magnetom-world
- D, K. (2015). *Tomografi Resonansi Magnetik Inti : teori dasar, pembentukan gambar dan instrumentasi perangkat kerasnya*. Graha Ilmu.
- Kartawiguna, D. (2015). *Tomografi Resonansi Magnetik Inti : teori dasar, pembentukan gambar dan instrumentasi perangkat kerasnya*. GRAHA ILMU.
- Khanna, J. (2014). *MRI Essentials for the Spine Specialist* (1st ed.). Thieme Medical Publishers, Inc.,
- Lukito, S. A., Darmini, D., & Murniati, E. (2017). Analisis Informasi Citra Antara Sekuens T2 FRFSE dengan T2 Propeller pada pemeriksaan MRI Cervikal Potongan Axial dengan Pesawat MRI GE Signa 1,5 T. *Jurnal Imejing Diagnostik (JImeD)*, 3(2), 266–270. <https://doi.org/10.31983/jimed.v3i2.3197>
- Masrochah, S., Fatimah, F., & Yunitaningrum, N. (2020). Analisa Informasi Citra MRI Cervical Potongan Sagital Pada Variasi Nilai Time Repetition (TR) Dengan Sekuens Short Tau Inversion Recovery (STIR). *Jurnal Imejing Diagnostik (JImeD)*, 6(2), 79–85. <https://doi.org/10.31983/jimed.v6i2.5822>
- Murniati, E., Rochmayanti, D., & Purnomo, T. (2021). Comparative in anatomical information and artifacts between T2W TSE Cartesian sequences and T2W TSE BLADE sequences on axial cervical MRI examinations. *Journal of Physics: Conference Series*, 1943(1), 0–9. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1943/1/012051>
- Octafiani Poernama, N. (2019). *Analisis Perbandingan Sequence T2 TSE Dan T2 Blade Terhadap Kualitas MRI Cervical Potongan Sagital Dengan Menggunakan MRI 1,5 Tesla DI RSUP Fatmawati*. Poltekkes Kemenkes Jakarta II.
- Rochmayanti, D. dkk. (2020). Kualitas Citra Sekuen T2W TSE Cartesian Versus T2W TSE BLADE: Analisis Kuantitatif pada MRI Cervical Potongan Axial. *Jurnal Imejing Diagnostik*, 6, 86–90.
- S, G. (2020). *Artifacts in MRI: Identification, Explanation, Solution*. MRI Princ Appl.
- Shakeela Rasheed, Muhammad Zakir, Javed Tauqir, Zunaira Rasheed, & Tauqir Ahmad. (2022). Role of radial k-space sampling technique in non-cooperative patients for the compensation of motion artifact in magnetic resonance imaging (MRI). *The Professional Medical Journal*, 29(12), 1872–1879. <https://doi.org/10.29309/tpmj/2022.29.12.6884>
- Susilowati, P., Nurmayanti, W., & Semarang, P. K. (2020). Prosedur Pemeriksaan MRI Leher Pada Kasus Karsinoma Nasofaring Di Instalasi Radiologi Rs Ken Saras Kabupaten Semarang. *Jurnal Imejing Diagnostik*, 6, 86–90.

## MRI Otak Demensia: Protokol RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta

Dedi Hardianto<sup>1</sup>, Fatimah<sup>2</sup>, Marichatul Jannah<sup>3</sup>

<sup>1)</sup> Rumah Sakit Umum Daerah Muntilan, Indonesia

<sup>2,3)</sup> Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

Corresponding Author: Dedi Hardianto

e-mail: [dedihardianto281288@gmail.com](mailto:dedihardianto281288@gmail.com)

### ABSTRACT

**Background:** The procedure for examining brain magnetic resonance imaging (MRI) in clinical dementia at the Radiology Installation of RSUP dr. Sardjito Yogyakarta used T2W, 3D FLAIR, 3D FFE ADNI, diffusion-weighted imaging (DWI), and susceptibility-weighted imaging (SWI) sequences. The selection of this sequence was in accordance with the existing references but was added to the SWI sequence. This study aims to determine the MRI brain examination in clinical dementia and to find out the reason for the addition of the SWI sequence.

**Methods:** This type of research is qualitative research with a case study approach. Data was collected by observation, in-depth interviews, and documentation. Data analysis was carried out with the stages of data transcription, data reduction, data presentation, and carried out discussions and drawing conclusions.

**Results:** The results of the study stated that the measurement of brain volume was carried out by entering the raw data of the T1 FFE ADNI sequence image into the freesurfer software which was useful for assessing Alzheimer's dementia.

**Conclusions:** The diagnosis is made by looking for bleeding and microbleeding using the SWI sequence in assessing vascular dementia. SWI sequences are useful in differentiating between calcification and microbleeding causing vascular dementia.

**Keywords:** brain MRI; Dementia; Susceptibility weighted image (SWI)

### Pendahuluan

Anatomi otak adalah susunan atau bagian-bagian dari otak yang berkaitan satu sama lain. Anatomi otak terdiri dari saraf-saraf yang kompleks untuk menerima sinyal dari organ – organ sensorik tubuh dan informasi ke otot-otot. Otak merupakan organ manusia yang mempunyai fungsi sangat vital (Akil dan Nurjanah, 2021).

Salah satu patologi yang ada pada otak adalah Demensia. Penyakit demensia muncul sebagai gejala perubahan perilaku, kognisi, dan perubahan aktifitas kehidupan sehari-hari sehingga anggota keluarga dan orang terdekat yang mengenali perubahan tersebut (Untari, Dewi Noviyanti dan Sugihartiningsih, 2019).

Demensia adalah gejala melumpuhkan yang di karenakan oleh dua faktor yaitu Alzheimer dan penyakit cerebro vaskuler, yang berkontribusi pada hilangnya sel-sel otak dan atrofi otak sebelum gejala demensia ini terdeteksi. Penyakit demensia adalah penyakit neurodegenerative progresif. Patogenesis didominasi oleh toksisitas protein amyloid pada

neuron di hipokampus dan kortek entorhinal yang menyebar sampai ke neocortex. Secara patologis akumulasi lipatan protein amyloid yang membentuk pikun plak (Tariq dan Barber, 2018). Salah satu pemeriksaan yang digunakan untuk mendeteksi dini penyakit demensia adalah pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI) karena dapat memperlihatkan struktur otak dengan sensitivitas yang tinggi. Gambaran yang dihasilkan oleh MRI dapat digunakan untuk membedakan kelainan pada otak.

Pemeriksaan MRI Brain pada pasien dengan diagnosis demensia menurut Westbrook (2014) yaitu dengan menggunakan beberapa sekuen yaitu Sagital Spin Echo T1, sagittal spin echo T2, 3D incoherent gradient echo T1, 3D inversion recovery (IR) Fast spin echo T2. Pemeriksaan MRI brain pada pasien dengan diagnosis demensia menurut Krismer dkk (2019) menggunakan beberapa sekuen yaitu T1 Weighted, fluid attenuated inversion recovery (FLAIR), T2 Weighted, Diffusion Tensor Imaging (DTI), 3D T1 weighted Gradient Echo.

Pemeriksaan MRI brain pada pasien dengan diagnosis demensia menurut Den Heijer dkk., (2012) menggunakan sekuen fast gradient inversion recovery dan sekuen diffusion tensor imaging (DTI).

Berdasarkan observasi awal yang dilakukan penulis, pemeriksaan MRI brain di Instalasi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta menggunakan beberapa sekuen di antara nya adalah T2 Weighted, DWI, 3D T1 FFE ADNI, 3D FLAIR, DTI, SWI. Sekuen ini merupakan protocol yang selalu digunakan untuk pemeriksaan MRI brain dengan klinis demensia. dibandingkan dengan literatur di atas ada sekuen yang hanya di gunakan di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta yaitu sekuen susceptibility weighted imaging (SWI).

SWI merupakan sekuen gradient echo yang menggunakan 3D high spatial resolution yaitu Teknik yang memanfaatkan perbedaan kepekaan magnetic dari berbagai jaringan, seperti produksi darah, besi dan kalsifikasi untuk menghasilkan kontras pada citra MRI (Wang dkk., 2016). Parameter yang digunakan pada sekuen SWI menurut Halefoglu dan Yousem (2018) menggunakan echo time Panjang yaitu 50 ms, flip angle yang pendek 150, FOV 230 mm, slice thickness 5mm, TR 35 ms, matrix size 256x512. Ada beberapa penggunaan SWI dalam pemeriksaan MRI diantaranya adalah untuk mendeteksi lesi, lebih sensitif dalam mendeteksi perdarahan pada infark akut dan SWI juga digunakan untuk membedakan perdarahan dari vena tumoral jika SWI digunakan sebelum dan sesudah pemberian zat kontras (Sood dkk., 2014).

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui pemeriksaan magnetic resonance imaging (MRI) brain pada klinis demensia di Instalasi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta serta untuk mengetahui alasan mengapa menggunakan sekuen Susceptibility Weighted Imaging (SWI) pada pemeriksaan MRI brain pada klinis demensia di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta

## Metode

Jenis penelitian yang digunakan dalam penulisan karya tulis ilmiah ini adalah kualitatif dengan pendekatan studi kasus. Waktu pengambilan data untuk penelitian ini dilakukan pada bulan Februari 2022 sampai dengan bulan Juni 2022, dan tempat pengambilan data dilakukan di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta. Subjek penelitian adalah pasien MRI brain dengan klinis demesia di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta. Penelitian ini dilakukan pada tiga

pasien yang berbeda yang melakukan MRI brain dengan klinis demensia. Metode pengambilan data dilakukan dengan cara Observasi, wawancara mendalam dan dokumentasi. Analisis data dilakukan dengan tahapan transkrip data, reduksi data, penyajian data yang kemudian dilakukan pembahasan untuk menarik kesimpulan.

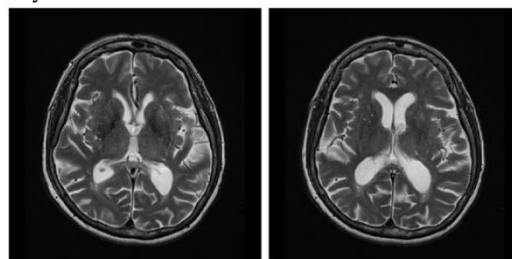
## Hasil dan Pembahasan

Pemeriksaan MRI brain pada klinis demensia di instalasi radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta menggunakan beberapa sekuen antara lain T2WI, 3D Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR), Diffusion Weighted Images (DWI), Susceptibility Weighted Imaging (SWI) dan 3D T1 FFE ADNI.

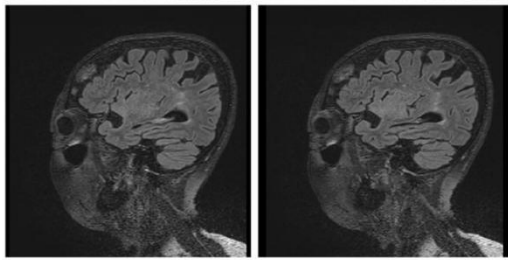
Citra T2 weighted digunakan untuk gambar patologi karena sebagian besar patologi memiliki kandungan air yang tinggi dan oleh karena itu relatif hiperintens. Untuk pembobotan T2, TE harus panjang dan TR juga harus Panjang (Westbrook dan Talbot, 2019). Tiga gambar di bawah adalah hasil citra sekuen T2WI MRI brain pada tiga pasien yang berbeda dengan klinis yang sama yaitu demensia.

Sekuen FLAIR merupakan kepanjangan dari Fluid Attenuated Inversion Recovery. FLAIR digunakan dalam pencitraan otak dan tulang belakang untuk melihat lesi periventrikular dan tali pusat dengan lebih jelas. Sekuen ini sangat berguna untuk lesi white matter seperti leukomalacia periventrikular dan untuk kelainan white matter atau grey matter (Westbrook dan Talbot, 2019). Tiga gambar di bawah adalah hasil citra sekuen FLAIR MRI brain pada tiga pasien yang berbeda dengan klinis yang sama yaitu demensia.

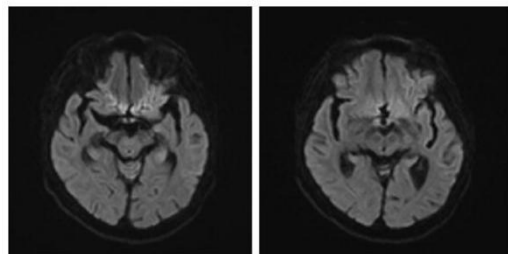
*Diffusion Weighted Images* adalah istilah yang digunakan untuk menggambarkan pergerakan molekul di ruang ekstraseluler karena gerakan termal acak. DWI digunakan untuk melihat lesi atau tumor pada otak, infark dan perdarahan (Westbrook dan Talbot, 2019). Tiga gambar di bawah adalah hasil citra sekuen DWI MRI brain pada tiga pasien yang berbeda dengan klinis yang sama yaitu demensia.



**Gambar 1.** Citra Sekuen T2W terlihat lesi di ganglia basalis bilateral (kanan dan kiri)

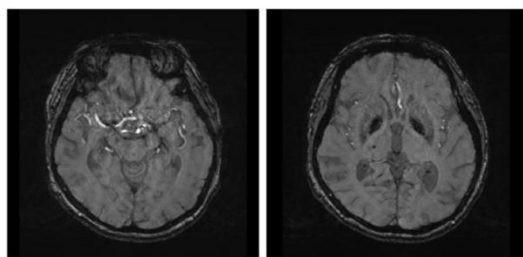


**Gambar 2.** Citra Sekuen 3D FLAIR terlihat lesi hiperintens pada os frontal

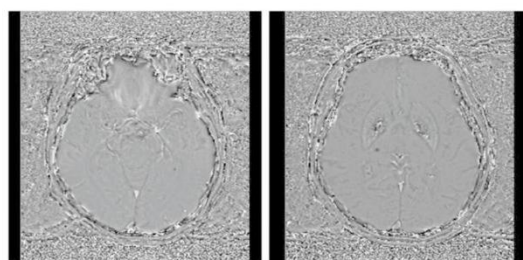


**Gambar 3.** Citra Sekuen DWI

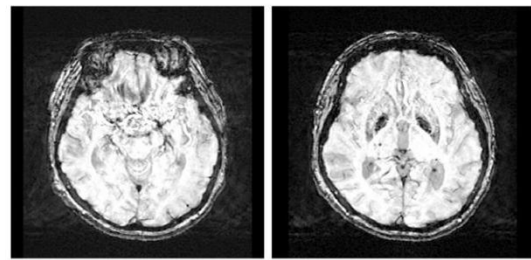
SWI menggunakan perbedaan kerentanan magnetik antara jaringan untuk menghasilkan kontras gambar. Konsep dasar dari Teknik ini adalah dengan mempertahankan informasi fase menjadi citra akhir, dengan membuang artefak fase dan hanya menyimpan fase local yang menarik. Dengan demikian ini menggunakan informasi fase dan kehilangan sinyal untuk mengungkapkan perbedaan kerentanan antara berbagai jaringan atau zat seperti produk darah, zat besi (Vishwanath dkk., 2016). Sekuen SWI menghasilkan tiga citra yaitu citra phase image, magnitudo image dan SWI akhir.



**Gambar 4.** Citra magnitude image sekuen SWI menunjukkan gambaran microbleeding

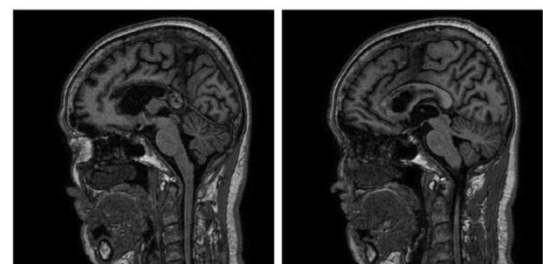


**Gambar 5.** Citra phase image sekuen SWI menunjukkan gambaran microbleeding



**Gambar 6.** Citra akhir sekuen SWI menunjukkan gambaran microbleeding

Sekuen 3D T1 FFE ADNI ini merupakan sekuen khusus yang hanya dilakukan untuk pasien dengan kasus demensia saja. Sekuen ini pada dasarnya adalah sekuen gradient echo. Parameter pada sekuen ini akan menghasilkan gambaran seperti gambar T1W namun dengan irisan yang lebih tipis serta dibuat 3D isotropik dan dibuat dengan menggunakan Flip Angle 9°. Dengan di buat 3D dan Flip angle yang kecil akan menghasilkan gambaran yang banyak dalam waktu yang relatif lebih singkat dan mampu menghasilkan gambaran anatomi otak lebih detail terutama pada daerah sulkus, girus, Grey matter dan White Matter dibandingkan apabila menggunakan sekuen T1 biasa. Pada patologi demensia perbedaan kontras antara white matter dan grey matter juga menjadi hal yang sangat penting, karena dengan kontras yang berbeda nantinya akan bisa diukur apabila otak mengalami pengecilan ukuran/ atrofi (Westbrook dan Talbot, 2019).



**Gambar 7.** Citra Sekuen T1 FFE ADNI menunjukkan adanya Lesi patologis di Genu Corpus Collosum

Pengukuran volume otak di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta dilakukan langsung oleh dokter spesialis radiologi menggunakan aplikasi free surfer. Aplikasi ini bekerja dengan otomatis setelah raw data dari hasil citra sekuen 3D T1 FFE ADNI dimasukkan. Aplikasi freesurfer akan menghasilkan beberapa data volume dari jaringan di otak. Table berikut adalah hasil dari pengukuran volume otak menggunakan aplikasi freesurfer di Instalasi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta.

**Tabel 1.** Hasil Pengukuran Volume Otak Pasien

|                               | Hasil volume (cc)                                           |                                                        |                                                        |
|-------------------------------|-------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
|                               | Pasien 1                                                    | Pasien 2                                               | Pasien 3                                               |
| Whole brain                   | 988,13 (volume normal 1444-1465)                            | 831 (volume normal 1444-1465)                          | 836 (volume normal 1444-1465)                          |
| Intrakranial hipokampus       | 1345,80 rasio = 73,42 %<br>3,44 (volume normal 16,1 – 21,8) | 1166 rasio = 71,2 %<br>6,8 (volume normal 16,1 – 21,8) | 1503 rasio = 55,6 %<br>6,1 (volume normal 16,1 – 21,8) |
| Ventrikel lateralis           | 43,66                                                       | 37,72                                                  | 90,9                                                   |
| Right cerebellum white matter | 10,03                                                       | 10,3                                                   | 9,7                                                    |
| Left cerebellum white matter  | 9,64                                                        | 10,6                                                   | 9,8                                                    |
| Brainstem                     | 19,57                                                       | 16,5                                                   | -                                                      |
| Cerebral cortex               | 531,18                                                      | 330,5                                                  | 355,6                                                  |
| Grey matter                   | 620,11                                                      | 466,2                                                  | 491,7                                                  |
| Thalamus                      | 9,63 (volume normal 9,1 (pria) dan 8,1 (wanita))            | 5,8 (volume normal 9,1 (pria) dan 8,1 (wanita))        | 11,1 (volume normal 9,1 (pria) dan 8,1 (wanita))       |
| Nucleus caudatus              | 7,56 (volume normal 7,23 (pria) dan 6,23 (wanita))          | 3,2 (volume normal 7,23 (pria) dan 6,23 (wanita))      | 4,7 (volume normal 7,23 (pria) dan 6,23 (wanita))      |
| Globus palidus                | 2,49                                                        | 1,6                                                    | 3,2                                                    |
| Amygdala                      | 1,22                                                        | 1,4                                                    | 2,9                                                    |
| Nucleus accumbens             | 0,48                                                        | 0,3                                                    | 0,4                                                    |

Alasan penggunaan sekuen SWI pada pemeriksaan MRI Brain pada klinis demensia di Instalasi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta adalah sebagai berikut:

1. Citra SWI bisa memperlihatkan gambaran *microbleeding*. Gambaran *microbleeding* hanya bisa terlihat pada sekuen SWI dan tidak bisa terlihat pada sekuen lainnya.
2. Sekuen SWI digunakan untuk membedakan antara *microbleeding* dengan kalsifikasi. Pada SWI dihasilkan dua citra utama yaitu *magnitude image* dan *phase image*.
3. Citra SWI dapat dipastikan tidak ada gambaran *microbleeding* yang terlewatkan, hal ini dikarenakan sekuen SWI dibuat dengan irisan yang tipis dari *vertex* sampai *medulla oblongata/ craniocervical junction* hal ini mengakibatkan tidak ada slice gap yang terjadi.

Prosedur pemeriksaan MRI Brain pada klinis Demensia menggunakan pemilihan sekuen T2W, 3D FLAIR, DWI, SWI dan 3D T1 FFE ADNI. Sekuen yang digunakan untuk MRI brain pada klinis demensia menurut

Westbrook (2014) yaitu dengan menggunakan beberapa sekuen, antara lain Sagittal Spin Echo T1, Sagittal spin echo T2, 3D incoherent gradient echo T1, 3D inversion recovery (IR) Fast spin echo T2. Pemilihan sekuen tersebut akan menghasilkan gambaran otak dengan kontras tinggi antara white matter dengan grey matter, dan pemilihan sekuen fast spin echo akan menghasilkan gambaran dengan resolusi yang tinggi di daerah hipokampus. Gambaran kontras yang tinggi dan resolusi yang tinggi pada daerah hipokampus sangat berguna dalam memperlihatkan penurunan volume otak/ atrofi yang terjadi pada pasien dengan klinis demensia.

Sekuen yang digunakan untuk MRI Brain pada Klinis Demensia menurut (Krismer dkk., 2019) yaitu T1 Weighted, Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR), T2 Weighted, Diffusion Tensor Imaging (DTI), 3D T1 weighted Gradient Echo. Jurnal tersebut menjelaskan bahwa segmentasi daerah sub kortikal dari hasil citra 3D T1 Weighted gradient echo dan estimasi volume struktur otak dilakukan menggunakan software freesurfer. Software ini bekerja secara

otomatis mensegmentasikan dan memberi label pada struktur otak. Pencitraan dari sekuen 3D T1 weighted gradient echo termasuk untuk perbaikan motion artefak, penghilangan jaringan nonbrain, segmentasi dari white matter dan grey matter hal ini berguna dalam menentukan ketepatan segmentasi struktur otak yang akan di ukur menggunakan aplikasi freesurfer dalam penegakkan klinis demensia.

Sekuen yang digunakan untuk MRI Brain pada Klinis Demensia menurut (den Heijer dkk., 2012) yaitu menggunakan sekuen fast gradient inversion recovery dan Diffusion Tensor Imaging (DTI). Jurnal tersebut menjelaskan bahwa hipokampus merupakan struktur di lobus temporal medial yang terlibat dalam fungsi memori episodic. Menurunnya fungsi memori penuaan dan kinerja memori yang rendah merupakan indikasi pertama penyakit demensia. Pada pasien demensia, volume hipokampus yang lebih kecil berkorelasi dengan fungsi memori yang lebih buruk. Sekuen fast gradient inversion recovery dan Diffusion Tensor Imaging (DTI) digunakan untuk mensegmentasikan daerah hipokampus dengan lebih baik, dengan segmentasi yang baik akan menghasilkan ukuran volume otak yang lebih tepat.

Menurut pendapat penulis prosedur pemeriksaan Magnetic Resonance Imaging (MRI) brain pada klinis Demensia di Instalasi Radiologi RSUP dr. Sardjito Yogyakarta secara keseluruhan telah sesuai dengan teori, tetapi ada beberapa perbedaan pemberian nama sekuen dan ada perbedaan penggunaan dan penambahan sekuen. Perbedaan nama sekuen diantaranya untuk sekuen 3D incoherent gradient echo menjadi 3D T1 FFE ADNI, untuk sekuen 3D inversion recovery (IR) Fast spin echo menjadi 3D FLAIR. Sekuen yang tidak digunakan di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta yaitu sekuen Diffusion Tensor Imaging (DTI) dan T1W. Alasan sekuen DTI tidak digunakan oleh petugas karena sekuen ini merupakan sekuen tambahan yang hanya digunakan sesuai dengan permintaan dari dokter bedah syaraf, dan digunakan pada pasien dengan diagnosa tumor syaraf dan pasien dengan tindakan bedah syaraf, sedangkan alasan petugas tidak menggunakan sekuen T1W karena penggunaan sekuen ini digantikan dengan sekuen 3D T1 FFE ADNI. penambahan

sekuen juga dilakukan oleh petugas di RSUP dr. Sardjito yaitu sekuen Diffusion Weighted Imaging (DWI) dan sekuen Susceptibility Weighted Imaging (SWI). Sekuen DWI digunakan untuk melihat tumor, perdarahan dan infark, sedangkan sekuen SWI digunakan untuk melihat perdarahan yang kecil atau microbleeding.

Menurut Shams dkk. (2015) dikarenakan adanya peningkatan permintaan deteksi microbleeding, maka penggunaan sekuen SWI sangat dianjurkan. Pada citra SWI dapat menunjukkan gambaran microbleeding yang optimal. Hubungan antara microbleeding dengan kondisi klinis pasien sangat berhubungan erat pada kasus pasien demensia. Menurut pendapat penulis, pemilihan sekuen SWI yang dilakukan di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta sudah sesuai dengan apa yang ada di jurnal. Penulis setuju dengan penambahan sekuen SWI ini karena akan membantu dalam penegakkan diagnose demensia. ada dua penyebab demensia yaitu demensia karena Alzheimer dimana akan terlihat gambaran atrofi otak atau ukuran volume otak mengecil, dan demensia karena adanya perdarahan lama post stroke dan adanya microbleeding.

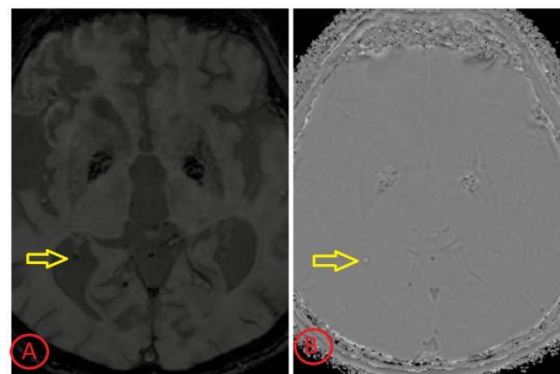
Ada dua penyebab demensia yaitu demensia karena *Alzheimer* dimana akan terlihat gambaran atrofi otak atau ukuran volume otak mengecil, dan demensia karena adanya perdarahan lama post stroke dan adanya microbleeding. Penegakkan demensia yang dikarenakan oleh Alzheimer dilakukan dengan pengukuran volume otak menggunakan software tambahan yaitu free surfer. software free surfer ini ada di komputer workstation Dokter Spesialis Radiologi dan merupakan software tambahan diluar dari perangkat MRI. Pengukuran volume otak dilakukan dengan memasukkan raw data dari citra sekuen T1W FFE ADNI ke dalam software tersebut. Freesurfer akan bekerja secara otomatis selama delapan jam setelah raw data citra MRI dimasukkan, dan akan menghasilkan beberapa data volume dari jaringan di otak, antara lain Volume whole brain (normal range = 1444ml – 1655ml), Volume hipokampus total (normal range = 8,1ml – 10,9ml), Volume ventrikel lateralis (normal range = 9ml – 47ml), volume ventrikel tertius, volume ventrikel quartus, Volume Cerebellum, Volume Brainstem, Volume Left Cerebral, volume Right Cerebral,

Volume total Grey Matter, volume Nucleus Caudatus, volume Putamen, volume Thalamus, Volume Globus Palidus, volume Amygdala, dan volume Nucleus Accumbens.

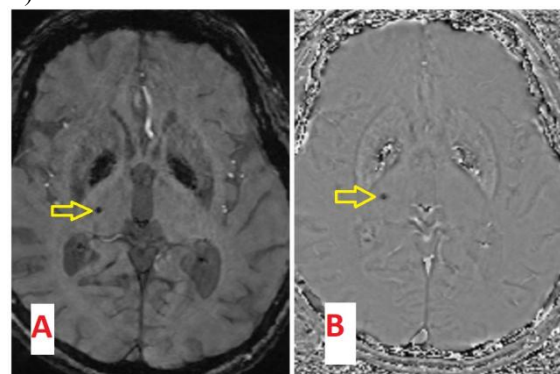
Data volume tersebut akan di tulis di ekspertise hasil bacaan radiologi. Volume serebri dan hipokampus mempunyai peranan penting dalam hubungan nya dengan fungsi memori manusia. Penumpukan protein beta amyloid pada hipokampus dan serebri akan menyebabkan otak mengalami atrofi atau penyusutan volume otak. Dalam temuan fisik yang paling signifikan dalam sel-sel otak yang terkena penyakit Alzheimer adalah plak neuritik dan kusut neurofibrillary. Plak neuritik ditemukan di otak orang tua, dimana jumlah plak neuritik berlebihan di korteks serebral. Faktor lain yang signifikan dalam penyakit Alzheimer adalah berkurangnya asetikolin di korteks serebral. Berkurangnya asetikolin ini yang menyebabkan otak mengalami atrofi, dimana asetikolin diperlukan untuk fungsi kognitif dan memori otak. Terjadinya atrofi otak ini akan sangat berhubungan dengan berkurang nya memori juga (Akil dan Nurjanah, 2021). Selain pemeriksaan MRI, dokter spesialis syaraf juga menggunakan pemeriksaan penunjang lain seperti brain mapping dan pemeriksaan electro encephalo graphy (EEG) untuk menegaskan diagnose demensia.

Penegakkan demensia vaskuler yang disebabkan karena adanya perdarahan dan microbleeding akan terlihat pada citra sekuen SWI, dan untuk gambaran microbleeding hanya bisa dilihat pada sekuen SWI saja. Sekuen SWI akan menghasilkan dua citra utama yaitu magnitude image dan phase image. Pesawat merk Philips 1,5 Tesla di RSUP dr. Sardjito Gambaran microbleeding terlihat hipointens atau gelap pada phase image dan magnitude image, Sedangkan untuk kalsifikasi terlihat hipointens atau gelap pada magnitude image dan hiperintens atau lebih terang phase image. Oleh karena itu apabila terdapat kecurigaan adanya microbleeding, gambaran microbleeding tersebut akan terlihat hiperintens atau gelap pada citra phase image maupun magnitudo image. Oleh karena itu, sekuen SWI sangat diperlukan untuk penegakkan diagnose demensia vaskuler yang disebabkan oleh microbleeding, karena bisa membedakan

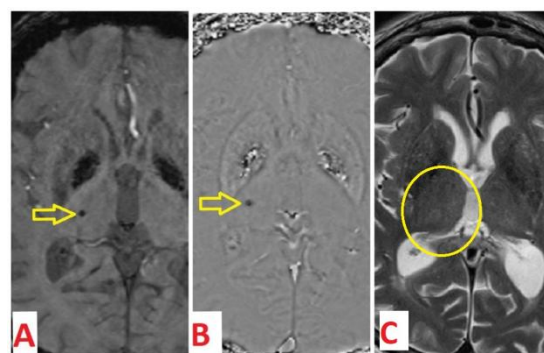
gambaran microbleeding dengan kalsifikasi dengan optimal.



**Gambar 8.** Tampak gambaran kalsifikasi pada citra sekuen SWI potongan Axial. gambaran Kalsifikasi akan tampak hipointens pada citra magnitude image SWI (gambar A) dan tampak hiperintens pada citra phase image SWI (gambar B)



**Gambar 9.** Tampak gambaran Microbleeding pada citra sekuen SWI potongan Axial. Gambaran Microbleeding akan tampak hipointens pada citra magnitude image SWI (gambar A) maupun pada citra phase image SWI (gambar B)



**Gambar 10.** Pada Slice yang sama tampak gambaran Microbleeding yang ditunjukkan panah kuning pada citra magnitude image SWI (gambar A) dan pada citra phase image SWI (Gambar B), sedangkan pada citra T2W (gambar C) tidak bisa memperlihatkan gambaran microbleeding

## Simpulan

Hasil penelitian menyatakan bahwa pengukuran volume brain dilakukan dengan cara memasukkan raw data citra sekuen T1 FFE ADNI kedalam software freesurfer yang berguna untuk menilai demensia Alzheimer. Penegakkan diagnosis dilakukan dengan mencari perdarahan dan microbleeding menggunakan sekuen SWI dalam menilai demensia vaskuler. Sekuen SWI berguna dalam membedakan antara kalsifikasi dengan microbleeding penyebab demensia vaskuler.

Untuk mengurangi waktu pemeriksaan MRI, penggunaan sekuen DWI bisa dihilangkan karena sekuen DWI dan SWI sama-sama untuk melihat adanya perdarahan. Untuk pasien stroke awal Dokter Spesialis Radiologi lebih menggunakan sekuen DWI untuk mendeteksi adanya perdarahan, sedangkan untuk pasien demensia Dokter Spesialis Radiologi lebih menggunakan sekuen SWI untuk mendeteksi perdarahan dan microbleeding.

## Daftar Pustaka

- Akil, M. dan Nurjanah (2021) "Neurosains - Menjiwai Sistem Saraf dan Otak." 1st edition, Prenada Media Group. Jakarta.
- Den Heijer, T. dkk. (2012) "Structural And Diffusion MRI Measures Of The Hippocampus And Memory Performance," *NeuroImage*, 63(4), hal. 1782–1789. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.08.067.
- Halefoglul, A. M. dan Yousem, D. M. (2018) "Susceptibility Weighted Imaging: Clinical Applications And Future Directions," *World Journal of Radiology*, 10(4), hal. 30–45. doi: 10.4329/wjr.v10.i4.30.
- Krismer, F. dkk. (2019) "Morphometric Mri Profiles Of Multiple System Atrophy Variants And Implications For Differential Diagnosis," *Movement Disorders*, 34(7), hal. 1041–1048. doi: 10.1002/mds.27669.
- Shams, S. dkk. (2015) "SWI or T2\*: Which MRI sequence to use in the detection of cerebral microbleeds? The Karolinska Imaging Dementia Study," *American Journal of Neuroradiology*, 36(6), hal. 1089–1095. doi: 10.3174/ajnr.A4248.
- Sood, S. dkk. (2014) "Susceptibility Weighted Imaging : Physics And Clinical Applications In Neuroimaging At 3 Tesla," *European Society of Radiology*. hal. 1–48. <https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2014/C-1472>. doi: 10.1594/ecr2014/C-1472.
- Tariq, S. dan Barber, P. A. (2018) "Dementia Risk And Prevention By Targeting Modifiable Vascular Risk Factors," *Journal of Neurochemistry*, 144(5), hal. 565–581. doi: 10.1111/JNC.14132.
- Untari, I., Dewi Noviyanti, R. dan Sugihartiningsih (2019) "Buku Pegangan Kader (Peduli Demensia Pada Lansia)". CV. Jasmine. Sukoharjo.
- Vishwanath, R. S. dkk. (2016) "Susceptibility Weighted Imaging - Pearls And Pitfalls," *European society of radiology*, C–1773. doi: 10.1594/ECR2016/C-1773.
- Wang, C. dkk. (2016) "A Comparison Study Of Single-Echo Susceptibility Weighted Imaging And Combined Multi-Echo Susceptibility Weighted Imaging In Visualizing Asymmetric Medullary Veins In Stroke Patients," *PLoS ONE*, 11(8), hal. 1–11. doi: 10.1371/journal.pone.0159251.
- Westbrook, C. (2014) "Handbook Of MRI Technique." 4th edition. Department Of Allied Health And Medicine Faculty Of Health, Social Care And Education, Anglia Ruskin University. Cambridge, UK.
- Westbrook, C. dan Talbot, J. (2019) "Handbokk of MRI." Fifth Edition, Journal of Materials Processing Technology. India

## Studi Kasus Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan Klinis Tumor Ginjal

Ratna Tri Rahayu<sup>1</sup>, Nanang Sulaksono<sup>2</sup>, Andrey Nino Kurniawan<sup>3</sup>

<sup>1)</sup> Rumah Sakit Umum Daerah Banyumas, Indonesia

<sup>2,3)</sup> Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

Corresponding Author: Ratna Tri Rahayu

e-mail: arfanhashif31@gmail.com

### ABSTRACT

**Background:** The procedure for examining multi-slice computed tomography (MSCT) multiphase urography with clinical kidney tumors in the Radiology Installation of the Banyumas General Hospital differs from the literature in the use of scans in the corticomedullary phase and the post-contrast scanning phase. This study aims to determine the procedure for MSCT Urography Multiphase examination with clinical kidney tumors, to find out the reasons for using a scan of the corticomedullary phase area from the diaphragm to the pubic symphysis, and to find out the reasons for using four phases of post-contrast scanning.

**Methods:** This type of research is qualitative research with a case study approach. Data was collected at the radiology installation at the Banyumas Hospital from January to May 2023, the study respondents consisted of three radiographers, one radiologist, one sending doctor, and one radiology nurse. Methods of data collection by observation, in-depth interviews, and documentation. Data analysis was carried out through the stages of data collection, data reduction, data presentation, and drawing conclusions.

**Results:** MSCT Urography Multiphase examination procedure with clinical kidney tumors in the radiology installation of Banyumas Hospital includes, the patient's supine feet first position, scanning the area from the diaphragm to the symphysis pubis, using 50 ml of contrast media with 40 ml of saline flush. Scanning technique by taking the pre-contrast phase, corticomedullary phase, nephrography phase, equilibrium phase, and delay phase. Scan the area of the corticomedullary phase from the diaphragm to the symphysis pubis to simplify the scanning process because the tool protocol has already made full abdominal scan area settings and to evaluate the pattern of abdominal organ enhancement if there is a metastatic urothelial lesion other than the kidney. The use of four phases of post-contrast scanning is because the goals and functions of each scanning phase are different so that the maximum diagnostic information is obtained.

**Conclusions:** The MSCT Urography Multiphase examination procedure with clinical kidney tumors in the radiology installation of Banyumas can provide optimal diagnostic information.

**Keywords:** MSCT Urography; kidney tumors; phase scanning

### Pendahuluan

Ginjal merupakan organ bagian dari saluran kemih berjumlah satu pasang yang terletak di ruang retroperitoneal pada dinding abdomen posterior antara prosesus transversus vertebra thorakal XII sampai vertebra lumbal III. Fungsi utama dari ginjal mengeluarkan kelebihan air, garam, dan zat-zat yang tidak diperlukan dalam bentuk urin. Salah satu kelainan pada ginjal berupa tumor, yang merupakan pertumbuhan sel atau jaringan abnormal ginjal secara tidak terkendali baik berupa tumor jinak ataupun tumor ganas (Lestari, dkk, 2021).

Terdapat beberapa pemeriksaan dalam menegakkan kelainan pada ginjal diantaranya, *Intra*

*Vena Pyelography (IVP)*, *Ultrasonography (USG)* dan *Multislice Computed Tomography (MSCT)* yang merupakan modalitas pencitraan untuk melakukan *screening* tumor ginjal (Seeram, 2016). MSCT Urografi multiphase menjadi pilihan utama dalam pencitraan ginjal, karena mampu mengevaluasi tumor ginjal lebih lanjut dengan memvisualisasikan karakteristik dan stadium tumor ginjal. MSCT Urografi Multiphase juga memberikan informasi tentang fungsi dan morfologi ginjal contralateral, tumor primer, keterlibatan vena, pembesaran limfonodi lokoregional dan kondisi glandula adrenal (Lestari dkk, 2021).

Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase menurut Webb (2020), dimulai dari persiapan pasien berupa pemasangan intra vena line atau abocath untuk pemasukan media kontras. Pasien diposisikan *feet first*, dilakukan *scanning pre contrast*, kemudian media kontras positif 300 mgI/ml dimasukkan secara intravena, dengan *flowrate* 2,5-3 mL/s menggunakan teknik bolus tracking peletakkan *Region of Interest* (ROI) pada aorta abdominalis sebanyak 100-150 ml. Parameter MSCT Urografi Multiphase meliputi *rotation time* 0,5; *pitch* 0,5; *tube voltage* 120 kV (peak) dan mAs 245.

*Scan area pre contrast* dan fase ekskretori dimulai dari diaphragma sampai *symphysis pubis*, untuk *fase corticomedullary* hanya mencakup area ginjal (Webb, 2020). Hal ini diperkuat oleh Demaio (2018), yang menyatakan bahwa *scan area fase corticomedullary* dibatasi hanya area kedua ginjal saja, serta Jinzaki (2016) untuk *scanning* fase awal setelah pemasukan media kontras terbatas pada area ginjal.

*Scanning post contrast* menurut Webb (2020) dimulai dari *fase corticomedullary* 30 detik, fase nephrografi 80-90 detik, fase ekskretori 3-5 menit post injeksi kontras. Penggunaan fase *scanning post contrast* menurut Cheng (2019), terdiri dari *fase corticomedullary* 30-40 detik, fase nephrografi 80-120 detik, fase ekskretori 10 menit.

Prosedur pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di Instalasi radiologi RSUD Banyumas yang penulis amati, dimulai dari persiapan pasien puasa 5 jam sebelum pemeriksaan. Pasien diposisikan *supine feet first*, dilakukan *scanning* pre kontras. Teknik pemasukan media kontras sebanyak 50 ml konsentrasi 370 mgI/ml diikuti *saline flush* 40 ml menggunakan injektor otomatis *flowrate* 3 ml/s dengan *bolus tracking* ROI pada aorta abdominalis. *Scan area* tiap fase dimulai dari batas superior berupa diaphragma serta batas inferior berupa *symphysis pubis*. Pengambilan *scanning post contrast*, dimulai dari *fase corticomedullary* 30 detik, fase nephrografi 80 detik, fase equilibrium 3 menit dan fase delay 10-15 menit post injeksi kontras.

Hal ini terdapat perbedaan menurut Webb (2020), Demaio (2018) serta Cheng (2019) tentang penggunaan *scan area* dan penggunaan fase *scanning*, sehingga penelitian bertujuan untuk mengetahui pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase, alasan digunakannya *scan area fase corticomedullary* dari diaphragma sampai *symphysis pubis* dan alasan penggunaan empat fase *scanning* post kontras pada pemeriksaan MSCT

Urografi Multiphase dengan klinis Tumor Ginjal di Instalasi Radiologi RSUD Banyumas.

## Metode

Jenis penelitian ini yaitu penelitian kualitatif dengan pendekatan studi kasus. Pengambilan data dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD Banyumas dari bulan Januari-Mei 2023, responden penelitian yaitu tiga radiografer, satu dokter spesialis radiologi, satu dokter pengirim, satu perawat radiologi. Metode pengumpulan data dengan observasi, wawancara mendalam, dokumentasi. Analisis data dilakukan melalui tahap pengumpulan data, reduksi data, penyajian data. Data dianalisa dengan membandingkan data tersebut dengan teori untuk dapat ditarik kesimpulan.

## Hasil dan Pembahasan

Peneliti mengambil 3 sampel kasus, identitas pasien MSCT Urografi Multiphase Klinis Tumor Ginjal ditunjukkan pada tabel 1.

**Tabel 1.** Paparan kasus identitas pasien

| Data/<br>Pasien       | Pasien 1                                  | Pasien 2                                  | Pasien 3                                  |
|-----------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------------|
| Nama                  | Tn R                                      | Tn MS                                     | Ny M                                      |
| Umur                  | 62 th                                     | 48 th                                     | 39 th                                     |
| Jenis Kelamin         | Laki-laki                                 | Laki-laki                                 | Perempuan                                 |
| No register           | 230509xxx                                 | 2303201xxx                                | 230103xxx                                 |
| Tanggal Pemeriksaan   | 9 Mei 2023                                | 21 Maret 2023                             | 3 Januari 2023                            |
| Diagnosis klinis      | Tumor Ginjal                              | Susp. Tumor Ginjal                        | Tumor Ginjal                              |
| Pemeriksaan Radiologi | MSCT Urografi Multiphase                  | MSCT Urografi Multiphase                  | MSCT Urografi Multiphase                  |
| Hasil ureum-kreatinin | Ureum: 18,0 mg/dl<br>Kreatinin: 0,83mg/dl | Ureum: 19,0 mg/dl<br>Kreatinin: 1,7 mg/dl | Ureum: 17,0 mg/dl<br>Kreatinin: 1,5 mg/dl |

Persiapan pasien pada pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di Instalasi Radiologi RSUD Banyumas meliputi, pasien melampirkan hasil pemeriksaan laboratorium ureum kreatinin, puasa 5 jam sebelum pemeriksaan, *inform consent* serta *screening* riwayat alergi pada *assesment* awal.

Persiapan alat & bahan pada pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase di RSUD Banyumas sebagai berikut:

- 1) Pesawat MSCT
- 2) *Operator Console*
- 3) Injektor Otomatis

- 4) Media kontras iodium *non ionic* 50 ml
- 5) NaCl 40 ml
- 6) *Abocath* no 18
- 7) *Dexamethason*
- 8) Selimut

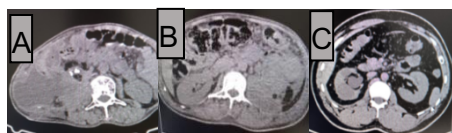
Teknik Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan Klinis Tumor Ginjal di RSUD Banyumas adalah sebagai berikut. Pasien diposisikan supine dengan orientasi *feet first*, kedua tangan berada disamping kepala. Posisi pasien diatur agar *mid sagittal plane* (MSP) berada di pertengahan meja pemeriksaan sejajar lampu indikator longitudinal dan *mid coronal plane* (MCP) diatur pada lampu indikator horizontal. Batas atas pemeriksaan diatur setinggi diaphragma.

Parameter pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase ditunjukkan pada tabel 2.

**Tabel 2.** Parameter pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase di Instalasi Radiologi RSUD Banyumas.

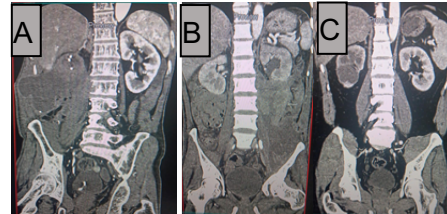
| Parameter       | Keterangan       |
|-----------------|------------------|
| kV              | 120              |
| mA              | Care Modulation  |
| Rotation Time   | 0.5              |
| Pitch           | 1.2              |
| Acquisition     | 64 rows x 0,6 mm |
| Slice Thickness | 1 mm             |
| Kernel          | BR36             |
| Window          | Abdomen          |

*Scanning* pre kontras meliputi seluruh area abdomen bertujuan untuk *screening* atau pelacakan awal kelainan pada rongga abdomen. Teknik pemasukan media kontras pada pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase di Instalasi Radiologi RSUD Banyumas dengan klinis tumor ginjal menggunakan injektor otomatis *double syringe*. Media kontras yang digunakan sebanyak 50 ml dan NaCl 40 ml sebagai *flushing*, dimasukkan secara *single bolus* dengan teknik *bolus tracking* dan *Regio Of Interest* (ROI) pada aorta abdominalis. *Flowrate* yang digunakan 3 ml/detik. Tes patensi dilakukan dengan 10 ml NaCl untuk memastikan *threeway* terpasang sempurna dan aliran kontras bisa masuk dengan lancar. *Scanning* post kontras dilakukan setelah injeksi media kontras, dengan mengambil beberapa fase *scanning*.



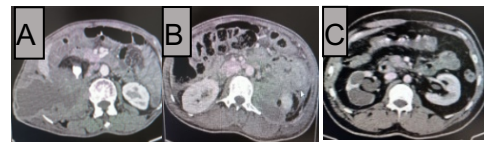
**Gambar 1.** Hasil *scanning* pre kontras (A)Pasien 1 (B) Pasien 2 (C)Pasien 3

*Fase corticomedullary* dilakukan pada 30 detik setelah injeksi media kontras, scan area dari batas superior berupa diaphragma sampai dengan batas inferior berupa *symphysis pubis*. Fase ini untuk mengevaluasi vaskularisasi ginjal. Penggunaan scan area *fase corticomedullary* ditunjukkan pada gambar 2.



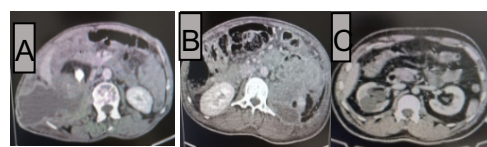
**Gambar 2.** Hasil citra *fase corticomedullary* (A)Pasien 1 (B)Pasien 2 (C)Pasien 3

*Fase nephrografi* dilakukan pada 80 detik setelah injeksi media kontras dengan scan area mencakup seluruh abdomen. Parenkim ginjal tervisualisasi pada fase ini, sehingga bila ada lesi khususnya tumor ginjal dapat dilakukan penegakkan diagnosa. Hasil citra fase nephrografi ditunjukkan pada gambar 3.



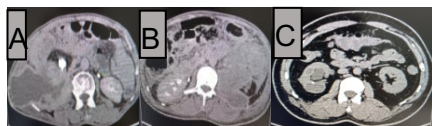
**Gambar 3.** Hasil citra fase nephrografi (A)Pasien 1 (B)Pasien 2 (C) Pasien 3

*Fase equilibrium* dilakukan dengan *time scan delay* 3 menit setelah injeksi media kontras, scan area mencakup seluruh abdomen. Ekskresi ginjal dapat dievaluasi pada fase ini berupa masuknya media kontras ke dalam ureter. Hasil citra fase equilibrium ditunjukkan pada gambar 4.



**Gambar 4.** Hasil citra fase equilibrium (A)Pasien 1 (B)Pasien 2 (C)Pasien 3

*Fase delay* dilakukan pada 10-15 menit, setelah injeksi media kontras dengan scan area mencakup seluruh abdomen dari *diaphragma* sampai setinggi *symphysis pubis*. Media kontras mengisi ureter dan vesika urinaria pada fase ini. Hasil citra fase delay ditunjukkan pada gambar 5.



**Gambar 5.** Hasil citra fase *delay* (A)Pasien 1  
(B)Pasien 2 (C)Pasien 3

Hasil *scanning* berupa data irisan 1 mm tiap fase dikirim ke *workstation* dokter spesialis radiologi. Data yang dikirimkan ke PACS merupakan data yang siap cetak pada film berupa potongan axial 5 mm fase pre kontras, fase *corticomedullary*, reformat 5 mm fase nephrografi potongan axial, sagital dan coronal. Data fase *delay* dibuat *tracking CT urogram* berupa tampilan *Maximum Intensity Projection* (MIP) maupun 3D jika dibutuhkan.

Informasi anatomi dan Informasi diagnostik yang diharapkan pada hasil pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di RSUD Banyumas berupa anatomi keseluruhan dari traktus urinarius. Informasi diagnostik yang diharapkan ada meliputi fisiologis traktus urinarius untuk mengevaluasi kelancaran fungsi ekskresi ataupun *delay* perjalanan media kontras, kemudian adanya *enhancement* karena tumor atau defect yang lain. Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis ginjal di RSUD Banyumas sudah cukup optimal dalam penegakan diagnosis tumor ginjal.

Menurut penulis, penggunaan *scan area fase corticomedullary* pada pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di RSUD Banyumas berbeda dengan teori Webb, dkk (2020) maupun Jinzaki, dkk (2016). Fase *scanning* post kontras meliputi fase *corticomedullary* 30 detik, fase nephrografi 80-90 detik fase *equilibrium* 3 menit dan fase *delay* 10-15 menit setelah media kontras diinjeksikan.

Penggunaan fase *scanning* post kontras menurut Webb, dkk (2020) dimulai dari fase *corticomedullary* 30 detik, fase nephrogram 80-90 detik, fase *pyelogram* 3-5 menit post injeksi kontras. Fase *scanning* post kontras menurut Cheng, dkk (2019) terdiri dari fase *corticomedullary* 30-40 detik, fase nephrografi 80-120 detik, fase ekskretori 10 menit.

Menurut penulis, penggunaan fase *scanning* post kontras pada pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di RSUD Banyumas, dimana ada penambahan fase *equilibrium* berbeda dengan teori Webb, dkk (2020) maupun Cheng, dkk (2019).

Penggunaan *scan area* pada fase *corticomedullary* dari batas superior diaphragma

sampai dengan batas inferior *symphysis pubis* bertujuan untuk mempermudah proses *scanning* karena pada alat sudah dilakukan pengaturan *scan area* meliputi seluruh abdomen, serta mengevaluasi pola *enhancement* organ abdomen jika ada metastase lesi urothelial selain pada ginjal. Penggunaan *scan area* yang luas berpengaruh pada dosis radiasi yang diterima pasien.

Webb (2020) menyatakan bahwa *scan area pre contrast* dan fase *pyelogram* dimulai dari diaphragma sampai *symphysis pubis*, untuk fase *corticomedullary* hanya mencakup area ginjal. Menurut Jinzaki dkk (2016) untuk *scanning* fase awal setelah pemasukan media kontras terbatas pada area ginjal saja. Fase *corticomedullary* memberikan informasi vaskularisasi ginjal dan deteksi karakterisasi massa kortikal ginjal. Fase nephrografi meningkatkan sensitivitas karsinoma urothelial dan tumor kandung kemih menunjukkan peningkatan paling banyak selama fase nephrografi. Oleh karena itu, sebagian besar institusi memasukkan seluruh abdomen dan pelvis pada akuisisi fase nefrografik untuk mengoptimalkan evaluasi lesi urothelial. MSCT melibatkan penggunaan radiasi pengion, tujuan sekunder dalam optimalisasi protokol MSCT Urografi Multiphase adalah mengurangi dosis yang diperlukan untuk mencapai citra diagnostik (Cheng, dkk 2019).

Menurut penulis karena fase *corticomedullary* hanya memberikan informasi mengenai karakter massa kortikal ginjal dan arteri ginjal, maka penulis setuju dengan Webb (2020) serta Jinzaki, dkk (2016), bahwa *scan area* untuk fase *corticomedullary* hanya mencakup area ginjal untuk meminimalkan dosis radiasi yang diterima pasien. Hal tersebut didukung oleh pernyataan Cheng, dkk (2019) bahwa tujuan sekunder dan optimalisasi MSCT Urografi Multiphase untuk mengurangi dosis radiasi yang diperlukan dalam mencapai citra diagnostik.

Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase dengan klinis tumor ginjal di RSUD Banyumas menggunakan empat fase *scanning* post kontras, karena setiap fase *scanning* memiliki tujuan dan karakteristik *enhancement* yang berbeda. Fase *corticomedullary* untuk mengevaluasi arteri ginjal dan kemungkinan metastase dari organ lain, fase nephrografi untuk memvisualisasikan parenkim ginjal, fase *equilibrium* sebagai fase tambahan untuk melihat fungsi ekskresi ginjal dengan menilai kontras yang mengisi ureter dan fase *delay* untuk mengevaluasi kemampuan fisiologis system urinaria dengan melihat apakah kontras sudah masuk atau mengisi sampai vesica urinaria.

Menurut Webb, dkk (2020), *scanning* post kontras dimulai dari *fase corticomedullary* 30 detik, fase nephrografi 80-90 detik, fase pyelogram 3-5 menit post injeksi kontras. Cheng, dkk (2019) menyatakan bahwa fase *scanning* post kontras terdiri dari *fase corticomedullary* 30-40 detik, fase nephrografi 80-120 detik, fase ekskretori 10 menit.

Menurut Martingano, dkk (2020), *fase corticomedullary* dilakukan antara 30 dan 40 detik setelah injeksi media kontras untuk mengevaluasi dugaan kelainan vaskular atau peningkatan arteri ginjal, sementara fase nephrografi diperoleh 90-110 detik setelah pemberian media kontras, sangat baik untuk deteksi dan karakterisasi lesi ginjal. Fase ekskresi, diperoleh 8-12 menit setelah pemberian agen kontras, menilai kelainan urothelium dengan distensi serta opasifikasi pada ureter dan kandung kemih.

Menurut penulis tujuan penggunaan fase equilibrium pada pelaksanaan di rumah sakit hampir sama dengan tujuan dari fase *delay* atau ekskresi seperti yang disebutkan oleh Martingano, dkk (2020). Fase equilibrium sebagai fase ekskresi ginjal dapat dievaluasi juga pada fase *delay*. Penulis sependapat dengan Webb, dkk (2020) dan Martingano, dkk (2020) dan Cheng, dkk (2019) bahwa penggunaan fase *scanning* post kontras cukup menggunakan 3 fase *scanning* post kontras, yaitu fase corticomedullary, fase nephrografi dan fase ekskretori atau *delay* tanpa adanya penambahan fase equilibrium. Hal tersebut dapat meminimalkan dosis radiasi yang diterima pasien tanpa mengurangi informasi diagnostik yang dibutuhkan. Penggunaan fase *scanning* pada pemeriksaan MSCT multiphase yang semakin banyak akan berpengaruh pada semakin meningkatnya dosis radiasi yang diterima pasien.

## Simpulan

Pemeriksaan MSCT Urografi Multiphase di RSUD Banyumas melibatkan persiapan pasien (puasa 5 jam, hasil ureum kreatinin, dan inform consent), alat dan bahan (MSCT 128 slice, abocath no. 18, syringe, dexamethasone, NaCL 40 ml, media kontras 370 mgI/ml 50 ml), dan parameter pemeriksaan (rotation time 0.50, pitc 1.20, KV 120, acquisition 64 rows x 0.6 mm, mAs dengan care dose). Pasien diposisikan supine dengan *scanning* dimulai dari atas diaphragma sampai symphysis pubis. Media kontras 50 ml diinjeksikan diikuti oleh saline flush 40 ml dengan teknik bolus tracking ROI pada aorta abdominalis. Ada empat fase *scanning* post kontras: corticomedullary (30 detik),

nephrografi (80 detik), equilibrium (3 menit), dan *delay* (10-15 menit). Ini untuk mengevaluasi arteri ginjal, parenkim ginjal, fungsi ekskresi ginjal, dan sistem urinaria. Scan area fase corticomedullary adalah seluruh abdomen untuk mempermudah proses *scanning* dan mengevaluasi organ abdomen lainnya. Namun, tiga fase *scanning* (corticomedullary, nephrogram, dan *delay*) sudah cukup untuk informasi diagnostik yang optimal.

## Daftar Pustaka

- Cheng, K., Cassidy, F., Aganovic, L., Taddonio, M., & Vahdat, N. (2019). CT urography: how to optimize the technique. *Abdominal Radiology*, 44(12), 3786–3799.
- Demaio, D. N. (2018). *Mosby's Exam Review for Computed Tomography Third Edition*.
- Jinzaki, M., Kikuchi, E., Akita, H., Sugiura, H., Shinmoto, H., & Oya, M. (2016). Role of computed tomography urography in the clinical evaluation of upper tract urothelial carcinoma. *International Journal of Urology*.
- Lawrence, E. P. W. (2019). *Snell's Clinical Anatomy by Region (10th ed.)*. Philadelphia: Wolter Kluwer.
- Lestari, A. S., Harun, H., & Suarsana, I. Wayan. (2021). Pemeriksaan Penunjang Dalam Mendiagnosis Tumor Ginjal. *Jurnal Medical Profession (MedPro)*. Retrieved from <https://jurnal.fk.untad.ac.id/index.php/medpro/issue/view/25>
- Martingano, P., Cavallaro, M. F. M., Bozzato, A. M., Baratella, E., & Cova, M. A. (2020). Ct urography findings of upper urinary tract carcinoma and its mimickers: A pictorial review. *Medicina (Lithuania)*, 56(12), 1–15.
- Quatrehomme, A., Millet, I., Hoa, D., Subsol, G., & Puech, W. (2013). LNCS 7723 - Assessing the Classification of Liver Focal Lesions by Using Multi-phase Computer Tomography Scans. *Montpellier*.
- Seeram. (2016). *Computed Tomography Physical Principle, Clinical Applications & Quality Control*. Missouri. Retrieved from <http://evolve.elsevier.com/Seeram>
- Webb, W. R., Brant, W. E., & Major, N. M. (2020). *Fundamentals of Body CT (Fifth Edition)*. Missouri.
- Wijokongko, S., Ardiyanto, J., Fatimah, & Utami, A. (2018). *Protokol Radiologi CT Scan dan MRI (Penerbit Inti Media Pustaka Jilid 2)*.

## Efektifitas Variasi *Window Width* terhadap Informasi Anatomi *CT Scan* Sinus Paranasal Citra Jaringan Lunak pada Kasus Sinusitis

Tezar Ridho Ramadhani<sup>1</sup>, Siti Masrochah<sup>2</sup>, Ary Kurniawati<sup>3</sup>

1) RSUD dr. H. Moch. Ansari Saleh, Indonesia

2,3) Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

Corresponding Author: Tezar Ridho Ramadhani

e-mail: [tezaridho@gmail.com](mailto:tezaridho@gmail.com)

### ABSTRACT

**Background:** Selection window width (WW) and window level (WL) must be precise to produce an optimal overview of anatomical information on CT scan paranasal sinuses soft tissue window in case of sinusitis. WW affects controlling contrast resolution. A wide window width will appear the less contrast of the image. The aim of the study is to know the difference in anatomical information with variation WW and to know the most optimal WW value for CT scan paranasal sinuses soft tissue window in case of sinusitis.

**Methods:** The research design is a quantitative experimental study, using WW variations (90, 120, 200, 350, 400). Anatomical assessment of osteomeatal unit, agger nasi cell, ethmoid roof, onodi cells, sphenoid sinus, optic nerve, middle turbinate, uncinate process, Haller cells, And ethmoidal bulla. The Friedman test is used to know a significant difference and the highest value of mean rank to know the most optimal WW value.

**Results:** There is a difference in information on each anatomical object with a significance value of  $< 0.05$  and there is a difference in the total information on each anatomical object with a significance value of  $0.000 < 0.05$ . WW 120 is most optimal to display osteomeatal unit, agger nasi cell, ethmoid roof, onodi cells, middle turbinate, uncinate process, and ethmoidal bulla. WW 90 is most optimal to display sphenoid sinus, optic nerve, and Haller cells.

**Conclusions:** WW 120 is most optimal to display total anatomical information on CT scan paranasal sinuses soft tissue window in case of sinusitis.

**Keywords:** CT scan Paranasal sinuses; Sinusitis; Soft Tissue Window; Window Width

### Pendahuluan

Sinus paranasal adalah ruang yang mengandung udara di tengkorak. Fungsi sinus paranasal adalah meringankan tengkorak, melembabkan udara dan memberikan resonansi pada suara. Sinus paranasal terdiri dari sinus maksilaris, sinus etmoidalis, sinus frontalis, dan sinus sphenoidalis (Devareddy & Devakar, 2019).

*CT scan* sinus paranasal merupakan pemeriksaan untuk mengkarakterisasi penyakit sinus paranasal beserta perluasannya, dapat menggambarkan keterlibatan tulang dari penyakit ini dan juga memungkinkan ahli bedah untuk memvisualisasikan jalur *drainase*, gambaran anatomi dan jenis keparahan pada sinus (Long, dkk,

2016). *CT scan* sinus paranasal memainkan peran diagnostik penting pada pasien dengan penyakit sinusitis dan menentukan pengobatan. Sinusitis adalah suatu kondisi yang melibatkan peradangan pada mukosa sinus paranasal yang disebabkan oleh alergi, bakteri atau virus (Gaikwad, 2017). Gambar *CT scan* dengan jelas menunjukkan struktur halus dari anatomi tulang, menentukan berbagai variasi anatomi, luasnya penyakit dan karakterisasi berbagai penyakit sinonasal inflamasi, jinak dan ganas.

*CT scan image* dapat dicitrakan pada layar monitor sebagai suatu bentuk yang dapat dikenali yaitu *gray scale image*. Proses ini didapat melalui konversi tiap digital *CT scan number* pada *matriks* yang sebanding dengan energi yang digunakan.

Nilai kecerahan dari citra *gray scale*, sesuai dengan *pixel* dan *CT scan number* pada data digital yang mewakilinya, karena di dalam data *CT scan image* merupakan data asli, manipulasi citra dilakukan untuk menampilkan citra tambahan, dimana proses tersebut disebut dengan pengaturan *window* (*window width* (WW) dan *window level* (WL)) (Long, dkk, 2016).

*Window width* adalah suatu rentang nilai *CT scan number* yang digunakan untuk memberikan nuansa keabu-abuan pada layar. *Window Level* dapat dikatakan sebagai titik tengah dari rentang keabuan yang ditampilkan pada monitor, yang digunakan untuk mengatur pusat dari *CT scan number* rentang *gray scale* yang ditampilkan pada layar monitor. *Window level* digunakan untuk menampilkan lebih jelas jaringan/organ yang dimaksud, sedangkan *window width* digunakan untuk memperjelas kontras citra tiap organ (Long, dkk, 2016).

Banyak literatur yang menerangkan tentang penggunaan nilai *window width* pada citra jaringan lunak *CT scan* sinus paranasal. Pengaturan WW dan WL untuk citra jaringan lunak *CT scan* sinus paranasal agar gambaran yang ditampilkan maksimal yaitu 400 (WW) dan 40 (WL) (Demaio, 2018). Citra jaringan lunak menggunakan parameter 120 (WW) dan 400 (WL) bertujuan untuk mempelajari anatomi sinus paranasal pada pasien dengan sinusitis klinis dan untuk mempelajari korelasi antara sinusitis klinis dan variasi anatomi sinus paranasal (Pawar & Bansal, 2018). Menurut Cebula, dkk (2017) parameter *CT scan* sinus paranasal yang dipakai untuk *window width* dan *window level* pada citra jaringan lunak 400 (WW) dan 40 (WL). Parameter *CT scan* sinus paranasal untuk menunjukkan struktural halus dari anatomi tulang sehingga menentukan berbagai variasi anatomi, luasnya penyakit dan karakterisasi berbagai penyakit sinonasal inflamasi, jinak dan ganas menggunakan 200 (WW) dan 50 (WL) pada citra jaringan lunak (Kandukuri & Phatak, 2016). Menurut Romans (2018) untuk pemeriksaan sinus paranasal citra jaringan lunak menggunakan 350 (WW) dan 50 (WL).

Penggunaan *window width* yang tepat sangatlah penting pada citra jaringan lunak *CT scan* sinus paranasal. Menurut Mafee, dkk (2014) penggunaan citra jaringan lunak memungkinkan evaluasi cairan, jaringan mukosa yang menebal dan kering, dan daerah kalsifikasi kecil-kecil pada jaringan dengan gambaran yang lebih baik. Operator *CT scan* harus untuk lebih cermat dalam penggunaan nilai *window*

*width* dan *window level* yang tepat pada *CT scan* sinus paranasal citra jaringan lunak. Menurut Cebula, dkk (2017) pilihan parameter *window CT scan* yang tepat merupakan variabel yang harus dipertimbangkan sebagai kemungkinan sumber kesalahan penilaian. Meningkatnya jumlah kasus sinusitis paranasal, deskripsi lesi yang akurat di daerah ini penting untuk membuat diagnosis dan merencanakan pengobatan. Salah satu penyebab utama evaluasi yang tidak akurat dari perubahan patologi pada sinus paranasal karena pemilihan parameter *CT scan window width* dan *window level* yang tidak sesuai.

Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui perbedaan informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal pada kasus sinusitis dengan variasi pengaturan *window width* pada citra jaringan lunak dan untuk mengetahui nilai variasi pengaturan *window width* pada citra jaringan lunak yang paling optimal dalam menampilkan informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal pada kasus sinusitis.

Banyaknya literatur tentang penggunaan nilai *window width CT scan* sinus paranasal pada kasus sinusitis citra jaringan lunak yang bermacam-macam, serta pentingnya penggunaan nilai *window width* yang tepat karena berpengaruh dalam diagnosis dan merencanakan pengobatan seperti penggunaan potongan *coronal CT scan* sinus paranasal untuk petunjuk operasi sinus endoskopik, maka peneliti tertarik untuk melakukan penelitian eksperimen.

## Metode

Desain penelitian ini adalah penelitian kuantitatif dengan pendekatan eksperimental. Subjek penelitian ini yaitu 3 orang dokter spesialis radiologi sebagai responden dengan kriteria berkompeten dalam membaca citra *CT scan* sinus paranasal. Kerangka konsep terdiri dari variabel bebas yaitu variasi WW 90 HU, WW 120 HU, WW 200 HU, WW 350 HU, dan WW 400 HU. Variabel terkontrol yaitu posisi pasien *supine*, *gantry* tidak dimiringkan, FOV mencakup area empat sinus, faktor eksposi 130 Kv 30 mA, *slice thickness* 1,5 mm, algoritma *soft tissue*, WL 40 HU, dan potongan *coronal*. Variabel terikat yaitu informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal kasus sinusitis.

Sampel dari penelitian ini adalah pasien *CT scan* sinus paranasal dengan kasus sinusitis sebanyak 10 orang. Peneliti mengambil data retrospektif dari bulan Desember 2022 - Maret 2023 menggunakan Pesawat *MSCT Scan* Merk Siemens Somatom Go Now model MRC-880d. Citra anatomi yang dinilai

adalah osteomeatal unit (sinus maksilaris, *ostium, ethmoid infundibulum, anterior ethmoid air cells, dan frontal recess*), *aggr nasi cell, ethmoid roof, onodi cells, sinus sphenoidalis, optic nerve, middle turbinate, uncinate process, haller cells, bulla ethmoidalis.*

Data hasil penelitian ini akan dianalisa menggunakan *Statistical Program For Social Science (SPSS)*.

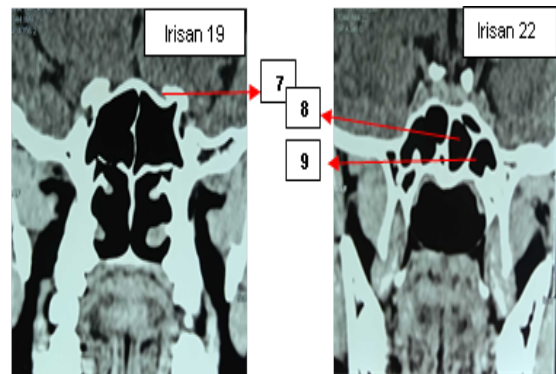
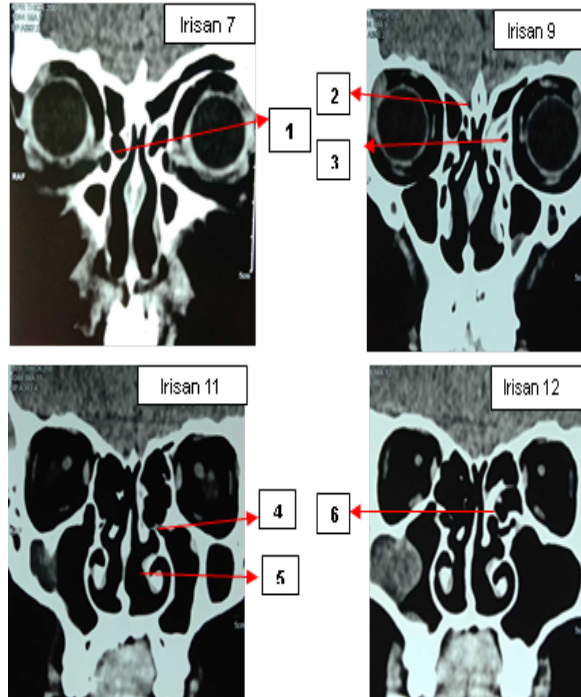
## Hasil dan Pembahasan

Jumlah sampel sebanyak 10 orang dengan kriteria pasien *CT scan* sinus paranasal dengan kasus sinusitis. Berikut adalah tabel karakteristik sampel.

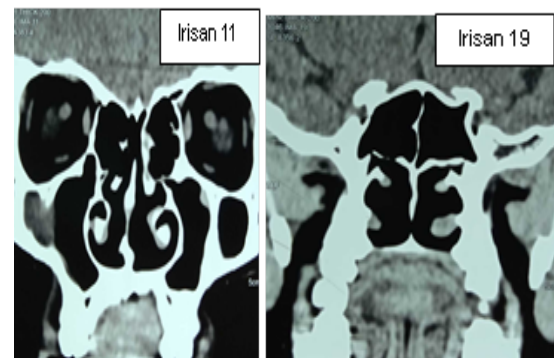
**Tabel 1.** Sampel berdasarkan jenis kelamin

| Jenis Kelamin | Jumlah | Persentase (%) |
|---------------|--------|----------------|
| Laki-laki     | 6      | 60%            |
| Perempuan     | 4      | 40%            |
| Total         | 10     | 100%           |

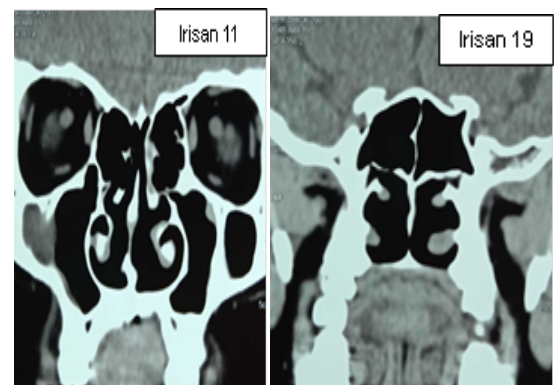
Sampel ke-1 citra *CT scan* sinus paranasal di bawah ini adalah lima variasi WW pada irisan 7, 9, 11, 12, 19, 22 hasil validasi dokter radiologi.



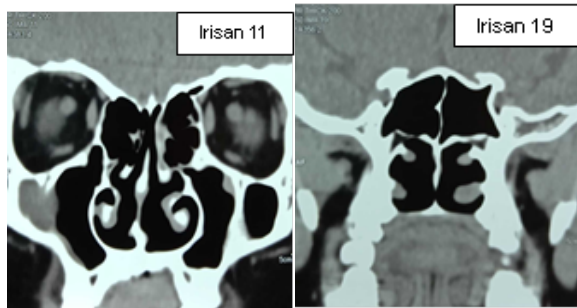
**Gambar 1.** Citra *CT scan* sinus paranasal potongan coronal variasi window width 90 HU *aggr nasi cell* (1), *ethmoid roof* (2), *haller cells* (3), *uncinate process* (4), *middle turbinate* (5), *bulla ethmoidalis* (6), *optic nerve* (7), *sinus sphenoidalis* (8), *onodi cells* (9).



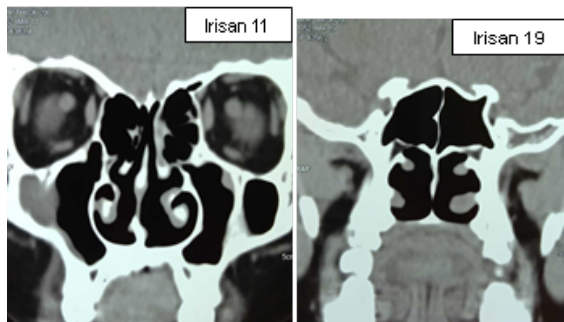
**Gambar 2.** Citra *CT scan* sinus paranasal potongan coronal variasi window width 120 HU.



**Gambar 3.** Citra *CT scan* sinus paranasal potongan coronal variasi window width 200 HU.



**Gambar 4.** Citra CT scan sinus paranasal potongan coronal variasi window width 350 HU



**Gambar 5.** Citra CT scan sinus paranasal potongan coronal variasi window width 400 HU.

Hasil jawaban dari tiga orang responden pada kuisioner diuji validitas.

**Tabel 2.** Hasil uji validitas

| Anatomi                  | Nilai R Hitung |        |        |        |        |
|--------------------------|----------------|--------|--------|--------|--------|
|                          | WW 90          | WW 120 | WW 200 | WW 350 | WW 400 |
| <i>Osteomeatal Unit</i>  | 0,521          | 0,971  | 0,807  | 0,936  | 0,605  |
| <i>Agger nasi cell</i>   | 0,869          | 0,942  | 0,959  | 0,500  | 0,917  |
| <i>Ethmoid roof</i>      | 0,521          | 0,957  | 0,959  | 0,660  | 0,861  |
| <i>Onodi cells</i>       | 0,521          | 0,942  | 0,959  | 0,421  | 0,917  |
| <i>Sphenoid sinus</i>    | 0,790          | 0,933  | 0,959  | 0,500  | 0,861  |
| <i>Optic nerve</i>       | 0,877          | 0,971  | 0,899  | 0,818  | 0,917  |
| <i>Middle turbinate</i>  | 0,886          | 0,899  | 0,959  | 0,500  | 0,876  |
| <i>Uncinate process</i>  | 0,790          | 0,971  | 0,764  | 0,644  | 0,605  |
| <i>Haller cells</i>      | 0,860          | 0,883  | 0,574  | 0,919  | 0,861  |
| <i>Bulla ethmoidalis</i> | 0,698          | 0,855  | 0,959  | 0,919  | 0,861  |

Nilai R hitung pada tabel tersebut menunjukkan hasil yang valid, karena masing-masing nilai R hitung > nilai R Tabel.

**Tabel 3.** Hasil uji reliabilitas

| Variasi WW | Nilai cronbach's alpha | Nilai rujukan reliabilitas | Makna            |
|------------|------------------------|----------------------------|------------------|
| WW 90      | 0,907                  | >0,6                       | Dapat diandalkan |
| WW 120     | 0,983                  | >0,6                       | Dapat diandalkan |
| WW 200     | 0,946                  | >0,6                       | Dapat diandalkan |
| WW 350     | 0,873                  | >0,6                       | Dapat diandalkan |
| WW 400     | 0,936                  | >0,6                       | Dapat diandalkan |

Nilai *cronbach's alpha* dari semua variasi *window width* pada tabel tersebut menunjukkan hasil yang reliabilitas, karena masing-masing nilai *cronbach's alpha* > 0,6 (Nilai Rujukan Reliabilitas). Maknanya adalah hasil kuisioner dari tiga orang responden tersebut dapat dipercaya atau dapat diandalkan dalam menilai anatomi CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak dengan variasi *window width*.

Langkah selanjutnya adalah uji konsistensi menggunakan uji cohen's kappa untuk mengetahui tingkat persamaan persepsi, kesepakatan dan kesetaraan dari tiga responden terhadap isi kuisioner penelitian.

Hasil Uji *Cohen's Kappa* antara tiga orang responden menunjukkan bahwa kesesuaian atau kesepakatan persepsi yang kuat terjadi antara responden I dan responden III dalam menilai variasi *window width* terhadap informasi anatomi CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak pada kasus sinusitis, jadi responden yang terlibat dalam penelitian ini hanya satu responden saja yaitu responden I dengan pengalaman kerja yang lebih lama.

Jumlah sampel data kurang dari 50 sampel (N lebih kecil (<) 50) sehingga uji normalitas menggunakan kolom *shapiro wilk*. Data penelitian dikatakan berdistribusi normal apabila nilai signifikansi lebih dari 0.05 (sig. >0,05). Data berdistribusi normal maka memakai uji *two way anova*. Data tidak berdistribusi normal maka memakai uji *friedman*

**Tabel 4.** Uji Normalitas

| Uji Normalitas | Shapiro-Wilk | Keterangan   |
|----------------|--------------|--------------|
| Total WW 90    | 0,193        | Normal       |
| Total WW 120   | 0,115        | Normal       |
| Total WW 200   | 0,000        | Tidak Normal |
| Total WW 350   | 0,000        | Tidak Normal |
| Total WW 400   | 0,006        | Tidak Normal |

Kesimpulan dari uji normalitas tersebut adalah penelitian ini menggunakan hipotesis uji *friedman*.

**Tabel 5.** Uji statistik *friedman* setiap anatomi *CT scan* sinus paranasal

| Anatomi                  | Asymp. Sig | Chi-Square | Makna         |
|--------------------------|------------|------------|---------------|
| <i>Osteomeatal Unit</i>  | 0,001      | 18,727     | Ada perbedaan |
| <i>Agger nasi cell</i>   | 0,000      | 35,729     | Ada perbedaan |
| <i>Ethmoid roof</i>      | 0,000      | 20,000     | Ada perbedaan |
| <i>Onodi cells</i>       | 0,000      | 38,415     | Ada perbedaan |
| <i>Sinus spenoidalis</i> | 0,000      | 27,636     | Ada perbedaan |
| <i>Optic nerve</i>       | 0,000      | 37,891     | Ada perbedaan |
| <i>Middle turbinate</i>  | 0,000      | 23,000     | Ada perbedaan |
| <i>Uncinate process</i>  | 0,000      | 29,324     | Ada perbedaan |
| <i>Haller cells</i>      | 0,001      | 19,429     | Ada perbedaan |
| <i>Bulla ethmoidalis</i> | 0,000      | 32,000     | Ada perbedaan |

Berdasarkan tabel 5 hasil uji statistik *friedman* setiap anatomi *CT scan* sinus paranasal dengan variasi WW 90, WW 120, WW 200, WW 350, dan WW 400 diperoleh semua nilai signifikansi (*p-value*) < 0,05, begitu juga dari nilai *chi-square* hitung > *chi-square* tabel, maka ada perbedaan informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal pada kasus sinusitis dengan variasi pengaturan *window width* pada citra jaringan lunak.

**Tabel 6.** Uji statistika *friedman* seluruh anatomi *CT scan* sinus paranasal

|                   |               |
|-------------------|---------------|
| N                 | 10            |
| <i>Chi-square</i> | 38,653        |
| Df                | 4             |
| <i>Asym.Sig.</i>  | 0,000         |
| Makna             | Ada perbedaan |

Tabel 6 menunjukkan nilai signifikansi (*p-value*) = 0.000 < 0,05 dan nilai *chi-square* hitung =

38,653 > 9,488 (df ; 5% (4 ; 0,05), maka ada perbedaan informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal pada kasus sinusitis dengan variasi pengaturan *window width* pada citra jaringan lunak.

Tabel 7 di bawah ini menunjukkan nilai mean rank uji *friedman* untuk setiap anatomi dengan variasi *window width*.

**Tabel 7.** Mean rank setiap anatomi *CT scan* sinus paranasal

| Anatomi                 | WW  | Mean Rank |
|-------------------------|-----|-----------|
| <i>Osteometal unit</i>  | 90  | 3,00      |
|                         | 120 | 3,90      |
|                         | 200 | 3,20      |
|                         | 350 | 3,00      |
|                         | 400 | 1,90      |
| <i>Agger nasi cell</i>  | 90  | 3,35      |
|                         | 120 | 3,95      |
|                         | 200 | 3,35      |
|                         | 350 | 3,35      |
|                         | 400 | 1,00      |
| <i>Ethmoid roof</i>     | 90  | 2,75      |
|                         | 120 | 4,00      |
|                         | 200 | 2,75      |
|                         | 350 | 2,75      |
|                         | 400 | 2,75      |
| <i>Haller cells</i>     | 90  | 4,10      |
|                         | 120 | 3,10      |
|                         | 200 | 2,60      |
|                         | 350 | 2,60      |
|                         | 400 | 2,60      |
| <i>Uncinate process</i> | 90  | 3,80      |
|                         | 120 | 4,40      |
|                         | 200 | 1,50      |
|                         | 350 | 2,65      |
|                         | 400 | 2,65      |
| <i>Middle turbinate</i> | 90  | 3,05      |
|                         | 120 | 4,30      |
|                         | 200 | 2,55      |
|                         | 350 | 2,55      |
|                         | 400 | 2,55      |
| <i>Bulla ethmoidali</i> | 90  | 2,60      |
|                         | 120 | 4,60      |
|                         | 200 | 2,60      |
|                         | 350 | 2,60      |
|                         | 400 | 2,60      |
| <i>Optic nerve</i>      | 90  | 4,30      |
|                         | 120 | 4,15      |
|                         | 200 | 1,50      |
|                         | 350 | 3,55      |
|                         | 400 | 1,50      |
| Sinus spenoidalis       | 90  | 4,30      |
|                         | 120 | 3,80      |
|                         | 200 | 2,30      |
|                         | 350 | 2,30      |
|                         | 400 | 2,30      |
| <i>Onodi cells</i>      | 90  | 3,85      |
|                         | 120 | 4,30      |
|                         | 200 | 3,85      |
|                         | 350 | 1,50      |
|                         | 400 | 1,50      |

Citra anatomi osteomeatal unit menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 3,90. Citra anatomi agger

nasi cell menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 3,95. Citra anatomi ethmoid roof menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,00. Citra anatomi Onodi cells menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,30. Citra anatomi sinus spenoidalis menunjukkan variasi WW 90 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,30. Citra anatomi optic nerve menunjukkan variasi WW 90 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,30. Citra anatomi middle turbinate menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,30. Citra anatomi uncinat process menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,40. Citra anatomi haller cells menunjukkan variasi WW 90 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,10. Citra anatomi bulla ethmoidalis menunjukkan variasi WW 120 mendapatkan nilai mean rank tertinggi yaitu sebesar 4,60.

**Tabel 8.** Mean rank total variasi window width

| Total Variasi Window Width (WW) | Mean Rank |
|---------------------------------|-----------|
| Total WW 90                     | 4,15      |
| Total WW 120                    | 4,85      |
| Total WW 200                    | 2,30      |
| Total WW 350                    | 2,70      |
| Total WW 400                    | 1,00      |

Tabel output mean rank variasi window width di atas menunjukkan nilai rata-rata tertinggi sampai nilai terendah yaitu WW 120, WW 90, WW 350 WW 200, dan WW 400.

Berdasarkan hasil penjelasan di atas, baik secara deskriptif maupun uji statistik *friedman* dapat diketahui bahwa ada perbedaan informasi anatomi CT scan sinus paranasal pada kasus sinusitis dengan variasi pengaturan window width pada citra jaringan lunak.

Dampak variasi nilai window width pada penelitian ini telah mempengaruhi informasi anatomi karena menghasilkan kontras resolusi yang beragam sesuai dengan window width yang digunakan. Informasi anatomi yang dihasilkan seperti struktur anatomi yang digambarkan pada kontras citra CT scan sebagai warna abu-abu yang bervariasi, tergantung pada pola penyerapan atau pelemahan karakteristik yang ditunjukkan setiap jaringan saat dilalui oleh radiasi pengion.

Yang, Nathaniel W (2020) Kerapatan udara didefinisikan sebagai -1000 HU, kerapatan tulang

didefinisikan pada +1000 HU. Semakin padat jaringan semakin positif nilainya pada nuansa Hounsfield dan semakin cerah tampilannya pada layar monitor CT scan, sebaliknya semakin tidak padat jaringannya semakin negatif nilainya dan semakin gelap tampilannya pada layar monitor CT scan. Kontras resolusi pada citra CT scan dapat dioptimalkan dalam menghasilkan informasi anatomi dengan mengubah window width berdasarkan CT number jaringan agar sesuai dengan kebutuhan pengamat.

#### **Kualitas Gambaran CT Scan Sinus Paranasal Cita Jaringan Lunak dengan menggunakan window width 90 HU.**

Rumus rentang nuansa abu-abu untuk batas atas adalah  $WL+WW/2$  dan untuk batas bawah adalah  $WL-WW/2$  (Seeram, 2016). Batas atas WW 90 adalah 85, jaringan dengan CT number di atas 85 maka akan ditampilkan putih. Batas bawah adalah -5, jaringan dengan CT number di bawah -5 akan ditampilkan hitam. Jaringan dengan CT number antara rentang 85 sampai dengan -5 maka ditampilkan dengan nuansa abu-abu. Pada anatomi sinus spenoidalis, optic nerve, dan haller cells telah menghasilkan citra dengan kontras resolusi yang baik dengan menggunakan WW 90, karena nuansa abu-abu menghasilkan densitas yang baik dengan batas yang tegas pada jaringan yang berisi udara, jaringan lunak, serta tulang yang sangat tipis.

#### **Kualitas Gambaran CT Scan Sinus Paranasal Cita Jaringan Lunak dengan menggunakan Window Width 120 HU**

Batas atas untuk WW 120 adalah 100, batas bawah adalah -20. Peneliti berpendapat bahwa tingkat kontras resolusi dengan WW 120 mampu memperlihatkan gambaran anatomi tersebut di atas dengan lebih optimal, gambaran patologi sinusitis para area sinus paranasal mempunyai batas, ukuran dan bentuk yang tegas dan semakin detail, dibandingkan dengan penggunaan variasi WW yang lain. Penggunaan WW 120 untuk seluruh gambaran anatomi CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak menampilkan nuansa abu-abu yang optimal sehingga kontras resolusi yang dihasilkan tinggi atau lebih bagus, dibandingkan dengan WW yang lebih lebar karena menghasilkan nuansa abu-abu yang lebih banyak mengakibatkan resolusi kontras yang dihasilkan menjadi berkurang.

### **Kualitas Gambaran CT Scan Sinus Paranasal Cita Jaringan Lunak dengan menggunakan Window Width 200 HU.**

Batas atas untuk WW 200 adalah 140, batas bawah adalah -60. Penggunaan WW 200 HU atau lebih besar telah menurunkan kontras resolusi. Perbedaan nilai tersebut diindikasikan dengan menurunnya ketajaman pada objek karena nuansa abu-abu lebih tinggi sehingga berpengaruh terhadap ketajaman detail objek, seperti anatomi dengan tulang tipis pada *optic nerve* dan *uncinate process* dengan hasil *mean rank* 1,50.

### **Kualitas Gambaran CT Scan Sinus Paranasal Cita Jaringan Lunak dengan menggunakan Window Width 350 HU.**

Batas atas untuk WW 350 adalah 215, batas bawah adalah -135. Penggunaan WW 350 HU telah menurunkan kontras resolusi. Perbedaan nilai tersebut diindikasikan dengan menurunnya ketajaman pada objek karena nuansa abu-abu meningkat atau lebih banyak sehingga berpengaruh terhadap kontras resolusi pada detail objek, seperti anatomi dengan ruang yang berisi udara pada *onodi cells* dengan hasil *mean rank* 1,50.

### **Kualitas Gambaran CT Scan Sinus Paranasal Cita Jaringan Lunak dengan menggunakan Window Width 400 HU.**

Batas atas untuk WW 400 adalah 240, batas bawah adalah -160. Penggunaan WW 400 telah menghasilkan citra dengan lebih banyak nuansa abu-abu pada gambaran CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak, karena makin lebar WW yang digunakan maka semakin banyak nuansa abu-abu yang dihasilkan pada gambaran tersebut. Akibatnya mempengaruhi kontras resolusi yang tampak homogen serta menghasilkan detail yang rendah terutama dalam memperlihatkan klinis.

Kontras resolusi pada setiap variasi WW 90, WW 120, WW 200, WW 350, dan WW 400 telah menghasilkan kontras resolusi yang berbeda-beda, hasilnya menunjukkan bahwa semakin naik atau lebar nilai WW maka menampilkan gambaran dengan kontras resolusi buruk, berpengaruh secara signifikan pada hasil citra. Perubahan yang terjadi adalah densitas pada setiap objek anatomi CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak menjadi samar dan homogen, karena nuansa abu-abu yang semakin meningkat pada setiap kenaikan nilai *window width*. *Window width* akan berpengaruh terhadap

kontras citra, semakin lebar rentang nuansa abu-abu *window width* yang digunakan maka kontras resolusi citra akan terlihat semakin berkurang (Long, dkk, 2016).

Jaringan lunak dengan menggunakan WW dengan rentang nuansa abu-abu yang sempit (*narrow window*) maka akan menampilkan kontras resolusi yang baik. Semakin lebar WW (*wide window*) yang digunakan, maka resolusi kontras jaringan lunak tersebut akan semakin berkurang. WW lebar (*wide window*) menghasilkan nuansa abu-abu lebih banyak, sehingga mengurangi densitas pada citra yang akan ditampilkan.

Pada penelitian ini, *window level* tetap atau tidak diubah oleh peneliti tetapi hanya memvariasikan nilai *window width*. *Window level* 40 HU pada penelitian ini merupakan titik tengah citra jaringan lunak dengan tampilan abu-abu. Nilai WL 40 telah sesuai dengan CT number jaringan lunak menyesuaikan dengan WW 90, WW 120, WW 200, WW 350, dan WW 400 (nilai WW digunakan untuk citra jaringan lunak), jika merubah nilai WL menggunakan nilai CT number lemak, *lung*, atau udara maka akan menampilkan nuansa abu-abu gelap, semakin minus nilainya maka tampilannya akan semakin hitam, sedangkan jika merubah nilai WL menggunakan nilai CT number jaringan otot atau tulang maka tampilannya akan semakin terang atau putih. Tampilan tingkat *brightness* (kecerahan) struktur anatomi dapat tampak lebih gelap atau lebih terang pada tampilan monitor tergantung pada nilai *window level*, oleh karena itu penggunaan WL harus sesuai dengan CT number jaringan yang akan ditampilkan pada monitor CT scan. *Window level* harus dipusatkan pada CT number jaringan yang akan ditampilkan (Seeram, 2016).

### **Simpulan**

Ada perbedaan informasi setiap obyek anatomi pada penggunaan variasi *window width* CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak pada kasus sinusitis, diperoleh semua nilai signifikansi ( $p\text{-value}$ )  $< 0,05$  atau semua nilai *chi-square* hitung  $> chi\text{-square}$  tabel dan ada perbedaan informasi total keseluruhan anatomi pada penggunaan variasi *window width* CT scan sinus paranasal citra jaringan lunak pada kasus sinusitis, diperoleh nilai signifikansi ( $p\text{-value}$ )  $= 0,000 < 0,05$  atau nilai *chi-square* hitung  $= 38,653 > 9,488$  (df ; 5% (4 ; 0,05)).

WW 120 paling optimal untuk menampilkan anatomi *osteomeatal unit*, *agger nasi cell*, *ethmoid roof*, *onodi cells*, *middle turbinate*, *uncinate process*, dan *bulla ethmoidalis*. WW 90 paling optimal untuk menampilkan anatomi sinus

spenoidalis, *optic nerve* dan *haller cells*. WW 120 paling optimal untuk menampilkan total keseluruhan informasi anatomi *CT scan* sinus paranasal citra jaringan lunak kasus sinusitis.

## Daftar Pustaka

- Cebula, M., Nowak, M. D., & Modlińska, S. (2017). Impact of window computed tomography (CT) parameters on measurement of inflammatory changes in paranasal sinuses. *Polish Journal of Radiology*, 82(L), 567–570. DOI: 10.1001/jama.2015.19330
- Demaio, D. N. (2018). *Mosby's Exam Review for Computed Tomography THIRD EDITION*. Elsevier: St. Louis, Missouri.
- Devareddy, M. M., & Devakar, S. (2019). Evaluation of anatomical variations in nose and paranasal sinuses by using multidetector computed tomography. *International Journal of Contemporary Medicine, Surgery and Radiology*, 4(3), 146–151. DOI: <http://dx.doi.org/10.21276/ijcmsr.2019.4.3.3>
- Gaikwad, R. D. (2017). *MAXILLARY SINUS ANTRUM OF HIGHMORE* (1st ed.). LAP LAMBERT Academic Publishing: Beau Bassin, Mauritius.
- Kandukuri, R., & Phatak, S. (2016). Evaluation of sinonasal diseases by computed tomography. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(11), TC09-TC12. DOI: 10.7860/JCDR/2016/23197.8826
- Lampignano, J. P., & Kendrick, L. E. (2018). *Bontrager's TEXTBOOK of RADIOGRAPHIC POSITIONING and RELATED ANATOMY* (Ninth Edition). Elsevier: St. Louis, Missouri.
- Long, B. W., Rollins, J., & Smith, B. (2016). *MERRILL'S ATLAS OF RADIOGRAPHIC POSITIONING & PROCEDURES* (Thirteenth Edition). Elsevier: St. Louis, Missouri.
- Mafee, M. F., Farid, N., & Lim, W. Y. (2014). Imaging of the paranasal sinuses: Plain-Film Radiography, Computed Tomography, and Magnetic Resonance Imaging, 295–322. DOI: 10.1007/978-1-4939-0265-1\_17
- Pawar, S. S., & Bansal, S. (2018). CT Anatomy of Paranasal Sinuses – Correlation with Clinical Sinusitis. *International Journal of Contemporary Medical Research [IJCMR]*, 5(4), 13–15. DOI: 10.21276/ijcmr.2018.5.4.13
- Romans, L. E. (2018). *Computed tomography for technologists: A comprehensive text* (second edition). Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business: Baltimore.
- Seeram, E. (2016). *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control* (Fourth Edition). Elsevier: St. Louis, Missouri.

## PROSEDUR PEMERIKSAAN MRI *KNEE JOINT* DENGAN KASUS CEDERA *ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT (ACL)* DI INSTALASI RADIOLOGI RS MARDI RAHAYU KUDUS

Atika Dyah Kiranawati<sup>1</sup>, Sugiyanto<sup>2</sup>, Agung Nugroho Setiawan<sup>2</sup>

<sup>1</sup>RSUD Sunan Kalijaga, Kabupaten Demak, Indonesia

<sup>2</sup>Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

Corresponding Author: Atika Dyah Kiranawati

e-mail: [atikadyahwibowo@gmail.com](mailto:atikadyahwibowo@gmail.com)

### ABSTRACT

**Background:** MRI examination of knee joints with Anterior Cruciate Ligament (ACL) injuries at the Radiology Installation of Mardi Rahayu Kudus Hospital using spin echo sequences, including PD\_TSE, PD\_TSE\_fatsat, T1\_SE, T2\_TSE, and T2\_TSE\_fatsat, with the addition of STIR, and using DOT engine technology. This study aims to determine the procedures for examining knee joint MRI with cases of ACL injury, as well as the role of the DOT machine in the examination.

**Methods:** This type of research is qualitative research with a case study approach. The research subject was an MRI examination of the knee joint with ACL injury cases. Data collection is done by using the method of observation, study, and documentation. Data analysis includes data transcription, data reduction, data presentation, as well as discussing and drawing conclusions.

**Results:** The results showed that the STIR sequence was used as a fat comparison. The resulting ACL image is an isointense image. The use of DOT engine technology helps to standardize inspections. The advantages are ease of making cuts, time efficiency, and uniformity of inspection techniques, and not finding operational weaknesses.

**Conclusions:** The conclusion of this study is an MRI of the knee joint using spin-echo and STIR sequences, with the DOT engine method. STIR could be used in certain indications.

**Keywords:** *MRI knee joint; ACL injury; DOT engine*

### Pendahuluan

Pergerakan tubuh manusia diperankan oleh tulang-tulang ekstremitas, baik ekstremitas atas maupun ekstremitas bawah. Pada ekstremitas bawah terdapat salah satu sendi yang mempunyai peran sangat penting dalam pergerakan yaitu knee joint (sendi lutut). Knee joint atau disebut juga tibiofemoral joint adalah sendi yang terbesar dan paling kompleks sendi tubuh. Sendi ini merupakan sendi engsel yang termodifikasi karena berperan pada pergerakan primer (Tortora & Derrickson, 2017).

Bagian sendi lutut yang sering terjadi cedera adalah pada ligamen. Salah satu ligamen pada sendi lutut adalah intracapsular ligament yang mempunyai dua ligamen, yaitu Anterior Cruciate Ligament (ACL) dan Posterior Cruciate Ligament (PCL). Kedua ligamen ini saling bersilangan antara tibia dan femur (Tortora & Derrickson, 2017). Letak

ligamen yang berada di pertengahan sendi lutut, membutuhkan pemeriksaan yang tepat dan non invasif untuk menunjang diagnosis.

Peran penting knee joint pada pergerakan dan tumpuan tubuh manusia sangat memungkinkan terjadinya cedera, sehingga diperlukan modalitas penunjang yang sesuai seperti pemeriksaan radiografi konvensional, CT Scan, serta Magnetic Resonance Imaging (MRI) (Zein, 2015). Ketiga modalitas penunjang tersebut mempunyai tingkatan sensitivitas dan spesifitas yang berbeda dalam mencitrakan knee joint. Radiografi konvensional merupakan pencitraan awal untuk melihat kelainan tulang pada knee joint, akan tetapi kurang akurat memperlihatkan struktur jaringan lunak. Sedangkan MRI dan CT scan adalah modalitas pencitraan yang memiliki sensitivitas dan spesifisitas yang lebih tinggi dibandingkan dengan radiografi

konvensional (Singha dkk., 2021). Sensitivitas dan spesifisitas radiografi konvensional dalam mengidentifikasi tipe fraktur 44%-69% dan 93-100% dibandingkan CT scan (Avci & Kozaci, 2019). CT scan mempunyai sensitivitas dan spesifisitas 66,7% dan 71,4 % dibandingkan MRI dalam pencitraan ligamen (Fickert dkk., 2013). MRI adalah modalitas yang paling akurat untuk mendiagnosis cedera ACL yaitu mempunyai sensitivitas dan spesifisitas lebih dari 90% dibandingkan CT scan dan radiografi konvensional, sehingga dianggap sebagai standar emas dalam mendiagnosis robekan ACL, diskontinuitas pada ligamen dan kontur abnormal ACL (Vaish & Vaishya, 2020).

MRI adalah pemeriksaan imejing non pengion yang menjadikannya modalitas ideal untuk pencitraan. MRI sangat baik dalam menyajikan jaringan, ligamen, meniskus, dan sebagainya. Biasanya pemeriksaan MRI dipertimbangkan setelah hasil negatif dari pemeriksaan sinar-X (Houech & Peltekova, 2021). MRI merupakan teknik pengukuran yang digunakan untuk memeriksa atom dan molekul, didasarkan pada interaksi antara partikel yang memiliki spin dan muatan dalam medan magnet, ditampilkan melalui irisan axial, coronal dan sagittal (Dale dkk., 2015). MRI juga mempunyai berbagai pilihan sekuen dan parameter yang dapat disesuaikan dengan keadaan pasien dan patologi dari pasien tersebut. Pemilihan sekuen dan parameter pada MRI knee joint sangat penting karena mempengaruhi citra yang dihasilkan.

Anatomi ACL yang sulit dilihat dengan irisan sagital biasa, dibutuhkan irisan tambahan yaitu sagital oblik yang berbeda dari pemeriksaan MRI lainnya, sehingga membutuhkan ketelitian radiografer dalam penentuan sekuen dan arah irisan. Produsen MRI berupaya untuk membantu pencitraan dengan menggunakan teknologi Day Optimizing Throughput (DOT) untuk pengembangan akuisisi yang lebih otomatis. Perangkat lunak ini mampu menyesuaikan penyesuaian pemindaian individu, sehingga berpotensi meningkatkan efisiensi standarisasi pencitraan dan protokol (Kisch dkk., 2015).

Pada pemeriksaan MRI knee joint, tanda pecahnya ACL dapat dicitrakan dengan gambaran cairan hiperintens yang berada di sekitar serat ligamen. juga dapat diperlihatkan sebagai pembesaran ligamen dan robekan parsial distal akut. Pencitraan tersebut paling mudah divisualisasikan pada irisan sagital (Hash, 2013). Bidang sagital digunakan untuk mendeteksi lesi pada cruciate ligament, menisci, kista poplitea. Pembobotan PD

dengan penekanan lemak memberikan gambaran articular cartilage dan ligament. Dalam kasus implan logam, teknik penekanan lemak tidak dapat digunakan, sehingga direkomendasikan untuk menggunakan sekuen STIR (Westbrook, 2014).

Pemeriksaan MRI *knee joint* untuk melihat cedera ACL secara teori menggunakan irisan axial, koronal dan sagital dengan modifikasi arah irisan oblik, serta menggunakan sekuen dengan tambahan *fat saturation* untuk memperlihatkan gambaran ACL. Pemeriksaan MRI *knee joint* untuk melihat cedera ACL menggunakan beberapa *sequence* antara lain *axial proton density (PD)* dengan atau tanpa *fat-saturated*, *sagittal PD* dengan atau tanpa *fat-saturated*, *sagittal T2WI*, *coronal PD* (Somanathan dkk., 2019).

Pemeriksaan MRI *knee joint* di RS Mardi Rahayu menggunakan teknologi *DOT engine* yang memudahkan radiografer membuat irisan sagital terutama dalam memperlihatkan ACL. Selain itu pemeriksaan MRI *knee joint* dalam mencitrakan cedera ACL, menggunakan jenis sekuen meliputi *PD TSE FS Coronal*, *PD TSE Coronal*, *PD TSE Sagittal*, *T2 TSE Coronal*, *T2 TSE FS Sagittal*, *T1 SE Sagittal*, *PD TSE FS Transversal*, *T2 TSE STIR Sagittal*.

Tujuan penelitian ini adalah mengetahui prosedur pemeriksaan MRI *knee joint* pada kasus cedera *Anterior Cruciate Ligament (ACL)* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus, serta peranan *DOT engine* pada pemeriksaan tersebut.

## Metode Penelitian

Jenis penelitian ini adalah penelitian kualitatif dengan pendekatan studi kasus. Waktu pengambilan data pada penelitian ini adalah pada bulan Maret 2022 sampai Juli 2022. Pengambilan data bertempat di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus. Penelitian ini mempunyai subyek penelitian yaitu pemeriksaan MRI *knee joint* dengan kasus cedera *Anterior Cruciate Ligament (ACL)* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus. Adapun responden penelitian ini adalah 1 (satu) dokter spesialis radiologi yang memberikan ekspertisi MRI, 2 (dua) radiografer yang bertugas di ruang MRI, 3 (tiga) pasien MRI *knee joint* dengan kasus cedera ACL, serta 1 (satu) dokter pengirim pemeriksaan MRI *knee joint*. Metode pengambilan data dilakukan dengan cara observasi, wawancara mendalam dan dokumentasi. Analisis data dilakukan dengan tahapan transkrip data, reduksi data, penyajian data yang kemudian dilakukan pembahasan untuk menarik kesimpulan.

## Hasil dan Pembahasan

Pemeriksaan MRI ini bertujuan untuk melihat kondisi anatomi dan patologi pada ACL. Anatomi ACL yang terletak di dalam sendi tetapi di luar membran *synovial*, sehingga beresiko besar mengalami cedera.

### Persiapan Pasien

Persiapan pasien diawali dengan anamnesis mengenai riwayat penyakit pasien, dilanjutkan dengan mengisi lembar *check list* persyaratan dan *informed consent* atau persetujuan tindakan pemeriksaan MRI. Pasien menanggalkan benda-benda logam yang dipakai, seperti jam tangan, perhiasan, kunci, HP, dompet, dan lain-lain. Radiografer menjelaskan tentang proses pemeriksaan, seperti lama pemeriksaan, kebisingan alat MRI, serta meminta pasien untuk tidak bergerak selama pemeriksaan berlangsung. Beberapa pasien tertentu yang mengalami ketakutan terhadap proses MRI, radiografer memberikan kesempatan untuk simulasi pemeriksaan terlebih dahulu, memberikan kesempatan untuk memilih lagu kesukaan, menjelaskan bahwa radiografer selalu memantau melalui monitor, serta memberikan oksigen apabila diperlukan.

### Persiapan alat

Pesawat MRI *Siemens Healthineers Magnetom Amira 1,5 T*, Ruang kontrol operator, *Knee coil*, *Printer MRI*, *Emergency button*, *Headphone*, Alat fiksasi, Selimut.

### Pelaksanaan pemeriksaan

Radiografer memulai pemeriksaan dengan memasukkan data pasien di menu "*Patient Register*", dan memilih protokol pemeriksaan. Selanjutnya radiografer memposisikan pasien yaitu tidur terlentang di atas meja pemeriksaan dengan kaki dekat *gantry/bore (supine feet first)* yang telah dipasang *knee coil*, memposisikan obyek yaitu *knee joint* yang diperiksa pada pertengahan *knee coil* dan memberikan fiksasi, serta menginstruksikan pasien untuk tidak bergerak, memberikan selimut, *headphone* dan *emergency button*. Radiografer menentukan *central point* pada pertengahan obyek atau pada tanda (+) pada *knee coil*, dengan cara memutar tombol *movement*, kemudian memasukkan pasien ke dalam *bore* dengan menekan tombol "HOME". menutup pintu untuk memulai *scanning* dengan pilihan protokol *knee*.

## Protokol Scanning

- 1) Scanning diawali dengan pembuatan scout. Scout *knee joint*, meliputi tiga arah irisan yaitu *axial*, *sagittal*, dan *coronal*.
- 2) Sekuens pada irisan coronal, meliputi *PD\_TSE\_FS\_Cor*, *PD\_TSE\_Cor*, dan *T2\_TSE\_Cor*. Pengambilan arah irisan pada MRI knee joint menggunakan teknologi *DOT engine* yang dilakukan pada setiap irisan. Parameter pemeriksaan dapat dilihat pada tabel 1.
- 3) Sekuens pada irisan sagital, meliputi *PD\_TSE\_Sag*, *T2\_TSE\_FS\_Sag*, *T1\_SE\_Sag* dan *T2\_TSE\_STIR\_Sag*. Pengambilan arah irisan pada MRI knee joint menggunakan teknologi *DOT engine* yang dilakukan pada setiap irisan. Parameter pemeriksaan dapat dilihat pada tabel 2.
- 4) Sekuens pada irisan axial yaitu *PD\_TSE\_FS\_Tra*. Pengambilan arah irisan pada MRI knee joint menggunakan teknologi *DOT engine* yang dilakukan pada setiap irisan. Parameter pemeriksaan dapat dilihat pada tabel 3.

Setelah selesai proses *scanning*, radiografer melakukan konsul ke Radiolog melalui teknologi PACS kemudian dilanjutkan proses *filming*. Pada pemeriksaan ini, terdapat 7 sekuens yang dicetak.

Pemeriksaan MRI *knee joint* untuk melihat ACL pada dasar mempunyai beberapa sekuens utama, meliputi *T2 spin echo*, *proton density spin echo*, *PD spin echo fat saturation*, serta *T1 spin echo*. ACL dilihat dari sekuens-sekuens MRI *knee joint* mempunyai citra yang isointens (abu-abu).

Informasi anatomi yang diperoleh pada masing-masing irisan adalah sebagai berikut:

- 1) Irisan axial mempunyai satu sekuens yaitu *PD\_TSE\_FS\_Tra*, terlihat ACL pada sisi anterior bagian medial yaitu pada os. femur, serta pada sisi posterior bagian lateral os. tibia. Pada *axial* dapat terlihat adanya pergeseran ACL yang ditandai bengkok dan cairan (gambar 1).
- 2) Irisan coronal mempunyai tiga sekuens yaitu *PD\_TSE\_FS\_Cor*, *PD\_TSE\_Cor*, dan *T2\_TSE\_Cor*, terlihat arah ACL pada prominensia os. tibia dan os. Femur (gambar 2).
- 3) Irisan *sagittal* mempunyai tiga sekuens yaitu *PD\_TSE\_Sag*, *T2\_TSE\_FS\_Sag*, *T1\_SE\_Sag*, dan *T2\_TSE\_STIR\_Sag*, terlihat panjang ACL dari ujung anterior ke posterior. Peranan *DOT engine* lebih terlihat pada irisan *sagittal*, yaitu panjang ACL yang terlihat lebih informatif (gambar 3).

Irisan sagital mempunyai sekuens tambahan berupa *STIR (Short Tau Inversion Recovery)* yaitu pada sekuens *T2\_TSE\_STIR\_Sag*. *STIR* merupakan sekuens tambahan untuk menekan artefak logam,

lebih spesifik mendeteksi cairan, lesi, dan edema sumsum tulang. Kelebihan *STIR* memberikan citra yang lebih jelas menjelaskan kemungkinan nodul pada cairan.

**Tabel 1.** Parameter sekuens pada irisan *coronal* MRI *knee joint* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus

| Parameter                   | <i>PD_TSE_FS_Cor</i> | <i>PD_TSE_Cor</i> | <i>T2_TSE_Cor</i> |
|-----------------------------|----------------------|-------------------|-------------------|
| <i>Slice</i>                | 30                   | 30                | 30                |
| <i>Slice thickness (mm)</i> | 3 mm                 | 3 mm              | 3 mm              |
| <i>FOV Read</i>             | 160 mm               | 160 mm            | 160 mm            |
| <i>TR (ms)</i>              | 3560 ms              | 2610 ms           | 5400 ms           |
| <i>TE (ms)</i>              | 43 ms                | 41 ms             | 81 ms             |
| <i>Coil Elements</i>        | E18                  | E18               | E18               |
| <i>Bandwidth</i>            | 150                  | 203               | 180               |

**Peranan *DOT engine* pada pemeriksaan MRI *knee joint* pada kasus cedera *Anterior Cruciate Ligament (ACL)* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus**

*Day Optimizing Throughput (DOT) engine* merupakan metode pengaturan irisan secara otomatis. Pesawat MRI 1,5 tesla, yang terbaru di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus, sudah menggunakan metode *DOT engine* mempunyai kelebihan dibandingkan pesawat MRI lama 0,3 tesla. Adapun peranan metode ini adalah untuk menyelaraskan persepsi radiografer atau standarisasi dalam menentukan arah irisan.

*Teknologi DOT engine* pada pemeriksaan MRI *knee joint* mempunyai beberapa kelebihan yaitu:

- Memudahkan radiografer membuat irisan, dikarenakan metode ini memberikan petunjuk arah irisan *axial, coronal*, dan sagital.
- Memberikan efisiensi waktu pemeriksaan, dikarenakan radiografer tidak perlu mengira atau berisiko pengulangan pemeriksaan.
- Membuat standarisasi arah irisan pada seluruh pemeriksaan MRI *knee joint*.

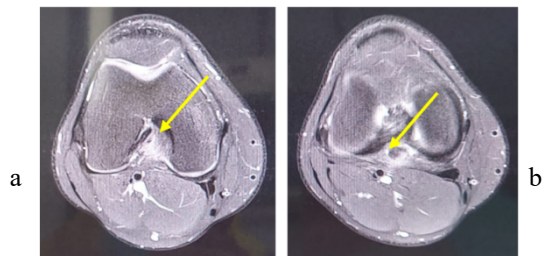
Penggunaan metode *DOT engine* secara operasional tidak terdapat kekurangan. Penggunaan teknologi *DOT engine* juga memberikan informasi anatomi yang lebih jelas pada hasil citra MRI *knee joint* dari pada citra tanpa *DOT engine*.

**Tabel 2.** Parameter sekuens pada irisan sagital MRI *knee joint* di Instalasi RS Mardi Rahayu Kudus

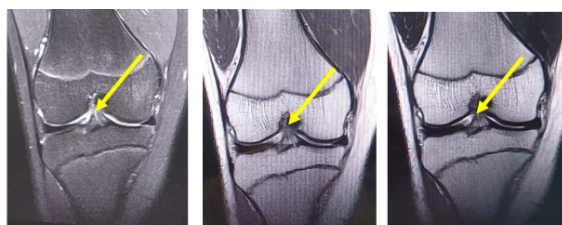
| Parameter                   | <i>PD_TSE_Sag</i> | <i>T2_TSE_FS_Sag</i> | <i>T2_TSE_Cor</i> | <i>T2_TSE_STIR_Sag</i> |
|-----------------------------|-------------------|----------------------|-------------------|------------------------|
| <i>Slice</i>                | 30                | 30                   | 30                | 30                     |
| <i>Slice thickness (mm)</i> | 3 mm              | 3 mm                 | 3 mm              | 3 mm                   |
| <i>FOV Read</i>             | 160 mm            | 160 mm               | 160 mm            | 160 mm                 |
| <i>TR (ms)</i>              | 2800 ms           | 3200 ms              | 683 ms            | 4280 ms                |
| <i>TE (ms)</i>              | 31 ms             | 61 ms                | 9,3 ms            | 41 ms                  |
| <i>Coil Elements</i>        | E18               | E18                  | E18               | E18                    |
| <i>Bandwidth</i>            | 170               | 120                  | 152               | 191                    |

**Tabel 3.** Parameter sekuens *PD TSE FS Tra* MRI *knee joint* di Instalasi RS Mardi Rahayu Kudus.

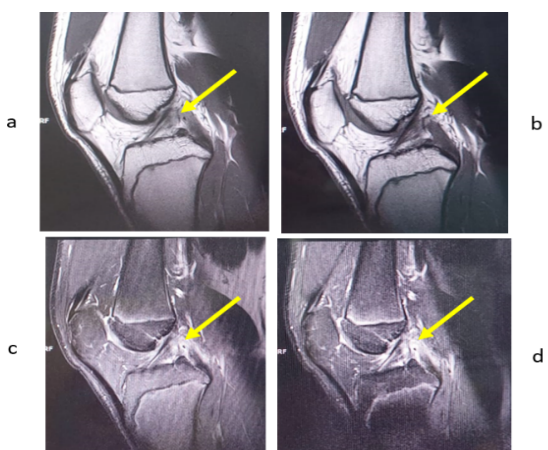
| Parameter            |         |
|----------------------|---------|
| Slice                | 30      |
| Slice thickness (mm) | 3 mm    |
| FOV Read             | 160 mm  |
| TR (ms)              | 3440 ms |
| TE (ms)              | 39 ms   |
| Coil Elements        | E18     |
| Bandwidth            | 181     |



**Gambar 1.** Citra irisan *axial* MRI *knee joint* pasien 1. Terlihat ACL ditunjukkan dengan panah kuning.  
a. *PD TSE FS Tra* sisi proximal pada os femur, terlihat cairan dan tear ACL.  
b. *PD TSE FS Tra* sisi distal pada os tibia, terlihat pergeseran ACL ke arah lateral



**Gambar 2.** Citra irisan *coronal* MRI *knee joint* pasien 1, terlihat ACL dipertengahan *condyles femoralis* dan *condyles tibialis*, kedua *condyles* hipointens



**Gambar 3.** Citra irisan *sagittal* MRI *knee joint* pasien 1, terlihat *tear* ACL isointens dari anterior ke posterior

## Prosedur Pemeriksaan MRI *knee joint* dengan kasus cedera *Anterior Cruciate Ligament (ACL)* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus

### Persiapan

Pemeriksaan MRI *knee joint* di RS Mardi Rahayu Kudus pada pasien dengan kasus cedera *ACL* mempunyai persiapan skrining dan anamnesa. Hal ini sesuai dengan tinjauan Pustaka (Westbrook, 2014) bahwa persiapan pasien MRI *knee joint* meliputi skrining lengkap benda-benda yang sensitif terhadap magnet. Skrining pada pasien tersebut terdokumentasi pada lembar skrining pasien MRI.

Hasil observasi penulis, pelaksanaan skrining sudah memenuhi untuk melakukan pemeriksaan. Penulis juga mengamati bahwa radiografer sudah melakukan pengecekan tekanan darah dan riwayat pasien, memberikan edukasi pasien untuk bisa memposisikan tubuh dengan tenang, mempersilakan untuk ke toilet. Selain penjelasan tersebut, untuk mengatasi pasien yang takut terhadap pemeriksaan, radiografer mempersilakan pasien untuk mencoba simulasi masuk *bore*, serta bila perlu memberikan oksigen. Sesuai dengan teori (Westbrook & Talbot, 2019), salah satu usaha untuk membuat pasien nyaman dari suara bising *bore* magnet adalah memberikan suara musik pada *headphone* pasien, radiografer dapat menanyakan ke pasien musik yang disukai. Pemberian penjelasan bahwa radiografer memantau pasien bertujuan agar pasien tidak merasa sendiri di dalam ruang pemeriksaan.

### Teknik Pemeriksaan

Dari hasil observasi penulis menunjukkan radiografer memperhatikan kenyamanan obyek *knee joint* yang diperiksa. Pemberian alat fiksasi disekitar obyek bertujuan untuk membantu *knee joint* diam selama pemeriksaan. Posisi pasien pada pemeriksaan MRI ini sudah sesuai dengan teori (Westbrook, 2014), yaitu *knee joint* yang diperiksa berada di dalam *knee coil* sedangkan *knee joint* lainnya berada di luar dengan posisi senyaman mungkin. Akan tetapi, pada pemeriksaan MRI *knee joint* obyek tidak perlu dirotasikan untuk mendapatkan citra *ACL* yang diinginkan.

Pemeriksaan MRI *knee joint* di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus hanya menggunakan sekuens *spin echo* dengan penambahan *fat sat* pada beberapa sekuens. Menurut penulis, pemakaian sekuens-sekuens tersebut sudah memberikan informasi anatomi yang jelas. Selain itu penulis berpendapat bahwa sebagian besar pemeriksaan *knee joint* menggunakan pembobotan *proton density*, alasannya yaitu menampilkan kondisi tulang dan sekitarnya supaya lebih homogen.

Pemakaian teknik *fatsat* bertujuan untuk menekan lemak pada objek sehingga lebih terlihat adanya kelainan seperti lesi dan *tear*. Sedikit berbeda dengan teori (Westbrook, 2014), terdapat sekuens *gradient echo* yaitu *multi-planar coherent gradient echo T2\**, dan *sagittal coherent GRE T2\**.

Penulis melihat pada pemeriksaan ini terdapat sekuens tambahan dalam irisan sagital adalah sekuens STIR. Sekuens STIR atau *T2\_TSE\_STIR\_Sag*, yang merupakan teknik *fat suppression* yaitu teknik menekan signal lemak. STIR merupakan sekuens tambahan dari *fatsat* pada pemeriksaan MRI *knee joint* ini. Penulis berpendapat bahwa STIR mempunyai peranan penting pada pencitraan MRI *knee joint*. Hal ini dikarenakan STIR dapat menekan tulang normal yang mengandung lemak, sehingga lesi, edema dan cairan dapat terlihat jelas. STIR memberikan peranan pada *knee joint* terutama pada pasien dengan kasus implan. Sedangkan menurut teori (Westbrook, 2014) menerangkan bahwa pada kasus implan logam sekuens STIR direkomendasikan dari pada sekuens dengan *fatsat*.

#### Informasi Citra

Penulis mendapatkan hasil wawancara tentang informasi anatomi *knee joint* yang lengkap pada setiap sekuens pemeriksaan MRI *knee joint*. Letak dan kondisi ACL dapat dilihat pada semua irisan. Pada irisan *axial*, ACL dapat dilihat ada tidaknya pergeseran dengan ditandai bengkak dan cairan. Pada irisan *coronal*, arah ACL terlihat pada prominensia *os. tibia* dan *os. femur*. Pada irisan sagital, ACL terlihat memanjang dari ujung anterior ke posterior. Citra ACL diperlihatkan sebagai gambaran yang isointens pada setiap irisan dan sekuens yang meliputi pembobotan utama yaitu T2, PD, dan T1. Semua sekuens tersebut saling melengkapi untuk memperlihatkan anatomi dan kelainan ACL. Hasil citra tersebut sesuai dengan teori (Padron dkk., 2013) yang menyatakan bahwa cedera ACL ditandai dengan membran yang terlihat pada kondilus femoralis dan kondilus tibialis anterior. Berdasarkan teori anatomi (Standring, 2016) tentang anatomi ACL yaitu ACL bagian anterior melekat pada *intercondylar anterior tibia* menyatu dengan ujung anterior meniskus lateral, kemudian ke arah posterolateral menempel pada posteromedial dari kondilus femoralis lateral. Menurut penulis, citra ACL yang pertama dan paling memperlihatkan anatomi dan kelainan ACL adalah sagital. Hal ini dikarenakan sagital dapat memperlihatkan kondisi ACL secara utuh.

#### Peranan *DOT engine* pada pemeriksaan MRI *knee joint* pada kasus cedera *Anterior Cruciate*

#### *Ligament (ACL) di Instalasi Radiologi RS Mardi Rahayu Kudus*

Menurut penulis, pemeriksaan MRI *knee joint* dengan kasus cedera ACL di RS Mardi Rahayu Kudus merupakan salah satu pemeriksaan yang menarik karena menggunakan teknologi *Day Optimizing Throughput (DOT) engine*. Anatomi ACL yang terletak menyilang di dalam *knee joint* memberikan beberapa metode seperti penyudutan obyek. Akan tetapi dengan penggunaan *DOT engine*, *knee joint* yang diperiksa dapat diposisikan dengan nyaman tanpa memperhitungkan sudut irisan. Pasien dengan kasus cedera ACL dapat menata *knee joint* dengan nyaman, sehingga dapat diam dalam waktu lama tanpa merasakan kesakitan. Penggunaan *DOT engine* sesuai dengan teori (Howell & Hull, 2014) yang menerangkan bahwa *DOT engine* memberikan kemudahan pasien dalam memposisikan *knee joint* dengan nyaman, mengurangi waktu *scanning*, meningkatkan konsistensi prosedur pemeriksaan dan kualitas citra yang dihasilkan. *DOT engine* membantu mempertahankan konsistensi prosedur pemeriksaan dengan memberikan petunjuk arah sudut irisan yang sama pada setiap radiografer, sehingga menghasilkan arah pengambilan citra ACL yang sama.

Pembuatan program *scanning* MRI *knee joint* yang dibantu oleh teknologi *DOT engine*, mempermudah radiografer dalam pengaturan *slice* terutama pada potongan sagital. Penulis berpendapat bahwa teknologi ini berguna pada pencarian gambaran ACL, radiografer tidak perlu membuat potongan sagital oblik tetapi cukup mengikuti petunjuk *guide*. Radiografer harus memperhatikan ketepatan *alignment* yang sesuai dengan petunjuk *guidance* pada protokol tersebut. Sehingga berbeda dengan teori (Westbrook, 2014) yang menerangkan bahwa ligamen paling baik terlihat pada pemindaian sagital oblik. Jika peralatan tidak mampu melakukan pencitraan oblik, tidak ada pilihan secara teknis, lutut pasien harus diposisikan dengan sedikit rotasi eksternal (5-10°). Pengaturan posisi objek tersebut, terutama kasus cedera, membuat pasien merasakan ketidaknyamanan dan menambah resiko pergerakan.

Pada pengamatan penulis, penggunaan teknologi *DOT engine* untuk pemeriksaan MRI *knee joint* ini mempunyai kelebihan yang sangat membantu radiografer dalam menjalankan pemeriksaan. Pemakaian standar irisan sehingga menjadi acuan dalam pembacaan hasil, pengefisienan waktu karena meminimalisir pengulangan, merupakan kelebihan yang menghasilkan pelayanan MRI menjadi lebih berkualitas. Dalam observasi dan wawancara yang penulis lakukan, Kekurangan *DOT engine* secara

operasional tidak ditemukan oleh radiografer. Karena menurut teori (Kisch dkk., 2015) yang menerangkan bahwa memasang teknologi *DOT engine* membutuhkan biaya yang relatif besar. Menurut penulis, adanya penambahan biaya pada tinjauan teori dapat dikesampingkan demi pelayanan yang terbaik. Hal ini tujuan di setiap pelayanan MRI adalah memberikan kualitas citra, memberikan pelayanan yang cepat dan mengutamakan kenyamanan pasien. Semua itu mempunyai tujuan yaitu kepuasan pasien.

## Simpulan

Pemeriksaan MRI *knee joint* di rumah sakit ini tidak memiliki persiapan khusus. Persiapan pasien berupa mengisi *check list* dan *informed consent* pemeriksaan. Pemberian penjelasan dan edukasi tentang jalannya pemeriksaan oleh radiografer agar pasien merasa nyaman. Posisi pasien pada pemeriksaan ini adalah *feet first*, obyek berupa *knee joint* yang diperiksa berada di dalam *knee coil* sedangkan *knee joint* lainnya diposisikan bersandar senyaman mungkin. Pemakaian sekuen pemeriksaan ini adalah *spin echo*, meliputi *PD\_TSE\_FS\_Tra*, *PD\_TSE\_FS\_Cor*, *PD\_TSE\_Cor*, dan *T2\_TSE\_Cor*, *PD\_TSE\_Sag*, *T2\_TSE\_FS\_Sag*, *T1\_SE\_Sag*, dan *T2\_TSE\_STIR\_Sag*. Pada irisan sagital terdapat sekuen tambahan berupa STIR yang berfungsi memberikan penjelasan informasi yang lebih jelas pada obyek yang tidak *isocenter* dari pada *fat sat*. Sekuen-sekuen pada pemeriksaan ini sudah memberikan informasi anatomi yang jelas, yaitu anatomi dan ada tidaknya kelainan patologi cedera ACL. Teknologi *DOT engine* yang merupakan metode pengarah aturan irisan otomatis, memberikan peranan yang berarti pada pemeriksaan MRI *knee joint*. Beberapa kelebihan dari teknologi ini adalah memudahkan radiografer mendapat irisan yang tepat, mengurangi waktu scanning, dan memberikan standarisasi irisan sehingga menghasilkan standarisasi pembacaan hasil. Kekurangan teknologi *DOT engine* yang berupa penambahan biaya aplikasi tidak terlalu berpengaruh dibanding kepuasan pasien dalam menerima pelayanan radiologi.

STIR yang merupakan sekuen tambahan, sebaiknya digunakan pada pasien dengan indikasi klinis tertentu, seperti pada pasien dengan implan, atau kelainan benjolan pada cairan di *knee joint*, sehingga dapat lebih mempersingkat waktu pemeriksaan.

## Daftar Pustaka

Agur, A. M. R., & Dalley, A. F. (2017). *Grant's*

*Atlas of Anatomy Edition 14. Philadelphia, USA. Wolter Kluwer.*

- Avci, M., & Kozaci, N. (2019). Comparison of X-ray imaging and computed tomography scan in the evaluation of knee trauma. *Medicina (Lithuania)*, 55(10). <https://doi.org/10.3390/medicina55100623>
- Dale, B. M., A, B. M., & Semelka Richard E. (2015). *MRI Basic Principles and Application Fifth Edition. UK. Wiley.*
- Fickert, S., Niks, M., Dinter, D. J., Hammer, M., Weckbach, S., Schoenberg, S. O., Lehmann, L., & Jochum, S. (2013). Assessment of the diagnostic value of dual-energy CT and MRI in the detection of iatrogenically induced injuries of anterior cruciate ligament in a porcine model. *Skeletal Radiology*, 42(3). <https://doi.org/10.1007/s00256-012-1500-8>
- Hash, T. W. (2013). Magnetic Resonance Imaging of the Knee. *Sports Health*, 5(1), 78–107. <https://doi.org/10.1177/1941738112468416>
- Houech, I. A. M., & Peltekova, I. (2021). *ROLE OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING IN DETECTING KNEE INJURIES IN. June.* <https://doi.org/10.15547/tjs.2021.s.01.059>
- Howell, S. M., & Hull, M. L. (2014). *Kinematically Aligned TKA with MRI based Cutting Guides. May.*
- Kisch, S., Babyn, P., Plewes, C., & Vanderby, S. (2015). Effect of Day Optimizing Throughput (Dot) Knee Software Implementation on Magnetic Resonance Imaging Workflow Efficiency. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 46(4). <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2015.08.001>
- Lampignano, J. P., & Kendrick, L. E. (2018). *Bontrager's Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy, Ninth Edition. USA. Elseiver.*
- Olivetti, L. (2015). *Atlas of Imaging Anatomy. Switzerland. Springer. In Atlas of imaging anatomy.*
- Padron, M., Lacalle, E. ., & Olaso, I. (2013). MRI of The Cruciate Ligament. In *University Publisher 3.0* (Vol. 53, Nomor 9).
- Reiter, K., & Auer, S. (2011). *Configuration and Use of the MR Knee Dot Engine. Radiology Herne, Herne, Germany.*
- Remelia, M. (2014). Faktor-Faktor yang Mempengaruhi Proliferasi dan Diferensiasi MSC ( Mesenchymal Stem Cell ) menjadi Sel Kondrosit untuk Pengembangan. *Cdk-223*, 41(12), 945–947.
- Sembiring, dr. S. (2018). *Diagnosis Diferensial Lutut Nyeri*

- [http://www.leutikaprio.com/produk/110215/kesahatan/18031609/diagnosis\\_diferensial\\_nyeri\\_lutut/16107854/dr\\_samuel\\_sembiring](http://www.leutikaprio.com/produk/110215/kesahatan/18031609/diagnosis_diferensial_nyeri_lutut/16107854/dr_samuel_sembiring). In *Anatomi*.
- Siemens. (2022). *Siemens Rx 15 Channel Knee Coil, Siemens Healthineers Indonesia*.
- Singha, R., Dalai, C. K., & Sarkar, D. (2021). A study on evaluation of knee osteoarthritis with MRI and comparing it with CT scan, high resolution USG and conventional radiography. *Asian Journal of Medical Sciences*, 12(12). <https://doi.org/10.3126/ajms.v12i12.39174>
- Somanathan, A., Tandon, A., & Yang, L. W. (2019). Review of magnetic resonance imaging features of complications after anterior cruciate ligament reconstruction. *Singapore Medical Journal*, 60(2), 63–68. <https://doi.org/10.11622/smedj.2019017>
- Standring, S. (2016). *GRAY'S ANATOMY, THE ANATOMICAL BASIS OF CLINICAL PRACTICE (vol 7)*. London, UK: Elsevier.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2017). *Principles of Anatomy & Physiology Fifteenth Edition*. USA: Wiley.
- Vaish, A., & Vaishya, R. (2020). ACL Injuries of the Knee Joint. *Orthopedics of the Upper and Lower Limb*, 1–173. <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-4447-2>
- Westbrook, C. (2014). *Handbook of MRI Technique Fourth Edition*. Cambridge, UK: Wiley Blackwell.
- Westbrook, C., & Talbot, J. (2019). *MRI in Practice*. Cambridge, UK: Wiley Blackwell.
- Zein, M. I. (2015). Cedera Anterior Cruciate Ligament (Acl) Pada Atlet Berusia Muda. *Medikora*, 11(2), 111–121. <https://doi.org/10.21831/medikora.v11i2.2811>
- Zhao, M., Zhou, Y., Chang, J., Hu, J., Liu, H., Wang, S., Si, D., Yuan, Y., & Li, H. (2020). The accuracy of MRI in the diagnosis of anterior cruciate ligament injury. *Annals of Translational Medicine*, 8(24), 1657–1657. <https://doi.org/10.21037/atm-20-7391>

## Reduksi Dosis Serap Mata dengan Implementasi Software *Organ Dose Modulation (ODM)* pada Protokol CT Scan Sinus Paranasal

Ade Irma Handayani<sup>1</sup>, Dwi Rochmayanti<sup>2</sup>, Bagus Dwi Handoko<sup>3</sup>

<sup>1)</sup> Rumah Sakit Islam Klaten, Indonesia

<sup>2,3)</sup> Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

Corresponding Author: Ade Irma Handayani

e-mail: [ade\\_irmah10@yahoo.com](mailto:ade_irmah10@yahoo.com)

### ABSTRACT

**Background:** CT Scan examination of the paranasal sinuses includes organs that are sensitive to radiation exposure, one of which is the lens of the eye whose damage can be known after radiation exposure of about 500 mGy. Currently found an alternative to reduce the dose received by patients is with Organ Dose Modulation (ODM) software This ODM serves to reduce radiation dose in the eye -18.9%, Brain -10.1%, Breast -31.3%, Lung -20.7% and Liver -24%. The purpose of this study is to determine the role of ODM software in dose reduction on CT Scan SPN, determine the amount of absorption dose profile with the implementation of ODM software, differences in anatomical image information with the implementation of ODM software and without ODM on CT Scan SPN.

**Methods:** This type of research is quantitative with experimental studies, comparing the use of software with and without ODM to absorption dose reduction and anatomical image information of SPN. Samples using phantom performed Paranasal Sinus CT Scan procedure. Respondents consisted of 3 radiologists to assess the anatomical image of the maxillary bone, bilateral maxillar sinus, and rice septum. Data analysis was carried out by statistical tests using SPSS Software to find the value of significant differences.

**Results:** The use of ODM software on CT scans of the paranasal sinuses plays an important role in reducing the absorbed dose of the eye. Statistical test results showed a significant reduction in eye absorption dose ( $p\text{-value} < 0.05$ ). The dose profile resulting from the use of the ODM software is a decrease in the absorbed dose by the eye by 9.75%. The value of differences in SPN anatomical information using and without ODM resulted in a  $p\text{-value}$  of 1.00 ( $p\text{-value} > 0.05$ ).

**Conclusion:** The value of the absorbed dose of eye radiation is significantly different with and without the use of ODM. However, there is no significant difference in the SPN anatomical image information. From the implementation of the ODM software, it can reduce the absorbed dose in the eye without reducing the anatomical image information.

**Keywords:** Organ Dose Modulation; Tube Current Modulation; CT Scan SPN

### Pendahuluan

*Computed Tomography* (CT) dikenal sebagai alat diagnostic utama untuk berbagai macam penyakit. Manfaat dari klinis CT Scan menunjukkan bahwa pemeriksaan CT Scan dapat memberikan dosis radiasi yang relative tinggi kepada pasien, dibandingkan dengan pemeriksaan radiografi konvensional, 52 kali atau bahkan 122 kali lebih tinggi. Selain itu, jumlah pemeriksaan CT telah meningkat di seluruh dunia. Akibatnya, ada

kekhawatiran mengenai potensi rasio kanker meningkat yang disebabkan oleh paparan radiasi CT. Selama tiga dekade terakhir, rata-rata dosis radiasi pada manusia telah meningkat secara dramatis, dengan peningkatan paparan radiasi hampir tujuh kali lipat. Untuk mengurangi potensi resiko kanker yang diinduksi CT Scan, maka optimalisasi dosis sangat diperlukan ((Hosseinzadeh & H.Ghaffari, 2021)

Pemeriksaan CT Scan pada bagian kepala mencakup organ-organ yang bersifat sensitif

terhadap paparan radiasi, sinus paranasal merupakan salah satu objek yang terdapat pada kepala, salah satu organ sensitif pada kepala yaitu lensa mata (Dahjono dkk., t.t.). Organ mata dapat terkena paparan radiasi secara lokal maupun secara keseluruhan tubuh. Lensa mata memiliki diameter 9-10 mm dengan ketebalan bervariasi 3,5 mm hingga 5 mm, lensa mata terletak diantara iris dan korpus vitreous. Lensa mata merupakan bagian dari mata yang paling sensitif terhadap radiasi, kerusakan dapat diketahui setelah paparan radiasi sekitar 500 mGy. Kerusakan ini bersifat akumulatif dan dapat terus bertambah parah sampai terjadinya kebutaan pada mata (Katarak). Tidak seperti efek deterministik lainnya, efek ini tidak akan terjadi langsung saat setelah paparan, akan tetapi akan terjadi setelah masa laten yang berkisar 6 bulan hingga 35 tahun, dengan rata-rata sekitar 3 tahun setelah paparan radiasi (Eri Hiswara, 2013)

ICRP (*International Commission On Radiological Protection*) menyatakan bahwa dosis ambang untuk katarak pada lensa mata adalah 5 Gy untuk pajanan akut dan >8 Gy untuk pajanan terbagi atau berkepanjangan (ICRP, 2007). Untuk mencegah katarak tersebut, ICRP menerapkan nilai batas dosis untuk lensa mata sebesar 150 mSv per tahun untuk pekerja radiasi dan 15 mSv per tahun untuk masyarakat umum (ICRP, 2011) BAPETEN (Badan Pengawas Tenaga Nuklir) menyatakan bahwa dosis efektif mata sebesar 20 mSv per tahun untuk pekerja radiasi dan pekerja magang, dan 15 mSv per tahun untuk anggota masyarakat (BAPETEN, 2020).

*Diagnostic Reference Level (DRL)* merupakan salah satu alat yang digunakan untuk optimasi dosis radiasi. DRL didefinisikan sebagai laju dosis atau nilai dosis atau aktivitas ditentukan dari dosis atau laju dosis data hasil aktivitas pada setiap pemeriksaan menggunakan sinar x. Tujuan dari DRL adalah untuk mengoptimalkan proteksi dan keselamatan radiasi pasien, dan mencegah paparan radiasi yang tidak perlu. Nilai DRL Nasional ditentukan pada nilai kuartil 3 (75 persentil) dari data sebaran dosis yang didapat dari fasilitas (BAPETEN, 2016). Indikator dosis radiasi yang dapat mendeskripsikan DRL pada CT Scan yaitu *Computed Tomography Dose Index Volume (CTDIvol)* dan *Dose Length Product (DLP)*. CTDIvol merupakan indikator pada dosis output dan DLP merupakan dosis total selama pemeriksaan (Ega Duandini, 2021).

Upaya proteksi radiasi terhadap lensa mata meliputi seperti pada semua upaya proteksi radiasi

yang lain. Optimasi proteksi didefinisikan sebagai proses untuk menentukan tingkat proteksi dan keselamatan yang akan menghasilkan dosis individu, jumlah individu (pekerja dan anggota masyarakat) yang menerima pajanan atau kemungkinan pajanan serendah mungkin, dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial. (IAEA, 2014). Selain itu, upaya optimisasi yang paling efektif adalah upaya yang dilakukan pada tahap desain peralatan atau instalasi. Menurut IAEA evaluasi awal atau pengkajian keselamatan pada tahap desain akan membantu dalam menetapkan kondisi kerja yang memuaskan melalui fitur terekayasa (*engineered features*). Dalam proteksi radiasi terhadap lensa mata, fitur tersebut diberikan sebagai perisai radiasi pada instalasi dalam bentuk kaca timbal. Upaya lain bias berupa pemilihan peralatan dan fitur yang mampu memperlemah dosis radiasi yang diterima oleh lensa mata (IAEA, 2018), seperti software yang mampu mereduksi dosis paparan radiasi pada CT Scan.

Pada saat dilakukan pemeriksaan CT Scan, pasien akan menerima paparan dosis radiasi dari pesawat CT Scan. CTDI digunakan sebagai indeks dosis radiasi yang dihasilkan CT Scan untuk mengetahui perkiraan jumlah dosis radiasi yang akan diterima pasien. Namun untuk mengetahui dosis yang diterima oleh pasien secara lebih akurat diperlukan pengukuran dosis radiasi dengan menggunakan TLD, yang diletakkan pada tubuh pasien (Saputri et al., 2017).

Pengukuran dosis lensa mata dilakukan menggunakan TLD mata sebanyak 18 buah. Pengukuran menggunakan Protokol CT Scan dengan variasi Protokol Rutin, dengan Software ODM, dan Eyeshield dengan ODM. TLD tersebut diletakkan di bagian phantom dan dilakukan scanning menggunakan CT Scan, pembacaan hasil pengukuran dilakukan di Laboratorium Pemantauan Dosis Perorangan (LPFK) (Rukmana, 2021).

Pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal diharuskan untuk memperhatikan dosis yang diterima oleh pasien. Umumnya untuk mengurangi dosis radiasi yang diterima pasien dilakukan dengan cara menurunkan kV. Saat ini ditemukan alternatif lain untuk mengurangi dosis yang diterima oleh pasien yaitu dengan software ODM. ODM merupakan sebuah software yang dikembangkan untuk memberikan perubahan karakter pada *CT-Dose Index (CTDIvol)*, mengurangi *image noise*, *effective dose*, dan mengurangi dosis organ. Hasil pengujian ODM menunjukkan adanya peningkatan efektifitas dalam pengurangan dosis radiasi yang

diterima oleh pasien. ODM dapat mengurangi CTDIvol sekitar 20%. Hal ini dapat dicerminkan dengan distribusi dosis, dimana dosis yang diterima bagian anterior pasien dapat berkurang sekitar 40%. Mengaktifkan ODM untuk seluruh pemeriksaan dapat mengurangi dosis efektifitas sekitar 24 (Dixon MT, 2016).

Pemeriksaan CT Scan terdapat beberapa faktor yang dapat mempengaruhi dosis radiasi. Faktor tersebut antara lain tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), rotasi gantry, slice thickness, pitch, dan jarak tabung ke isocenter CT Scan. Faktor-faktor tersebut merupakan suatu kombinasi kompleks yang dapat mempengaruhi dosis radiasi. Faktor yang sangat penting dalam menghasilkan dosis radiasi dan mempengaruhi kualitas gambar yaitu nilai kV dan mA. Nilai kV mempengaruhi besarnya emisi sinar x yang dihasilkan untuk menembus objek, kV menentukan maksimum radiasi bremsstrahlung sehingga berpengaruh pada kualitas radiasi sinar, sedangkan nilai mA mempengaruhi jumlah elektron yang berpindah dari katoda ke anoda per satuan waktu. kV dan mA merupakan faktor utama yang mempengaruhi dosis radiasi, noise serta SNR. Semakin tinggi nilai kV dan mA maka spasial resolusi dan kontras resolusi semakin baik dan noise semakin rendah akan tetapi nilai dosis yang dihasilkan akan semakin besar (Andriani, I. & Anam dan Evi Setiawati, 2012)

Kualitas gambar CT scan dipengaruhi oleh resolusi spasial, kontras resolusi, resolusi temporal, noise, dan artefak. Hal ini dapat menurunkan kualitas gambar, mempengaruhi detail, atau bahkan menyebabkan masalah dalam diagnosis gambar yang diperoleh melalui CT scan (Seeram, 2016).

Tujuan penelitian ini untuk mengetahui peranan dari software ODM dalam reduksi dosis pada CT Scan SPN, mengetahui besaran profil dosis serap dengan implementasi software ODM, perbedaan informasi citra anatomi dengan implementasi software ODM dan tanpa ODM pada CT Scan SPN..

## Metode

Jenis penelitian yang dilakukan dalam penulisan penelitian ini adalah penelitian kuantitatif dengan studi eksperimental. Pengambilan data dilakukan pada bulan Maret hingga Mei 2023 di Instalasi Radiologi RS Indriati Solo Baru menggunakan CT Scan GE Revolution EVO 128 Slice dengan menggunakan protokol CT Scan SPN dengan objek penelitian phantom kepala. Phantom kepala dengan meletakkan 1 TLD pada bagian matakiri dan 1 TLD pada bagian mata kanan dilakukan eksposi

sebanyak 6 kali meliputi 3 ekspose menggunakan software ODM dan 3 kali tanpa ODM. Kemudian dilakukan pembacaan TLD di Nuklido Laboratorium Tangerang (Loka Pengamanan Fasilitas Kesehatan) untuk mendapatkan hasil Dosis Serap. Hasil dari TLD dosis serap diolah menggunakan uji statistik SPSS menggunakan uji Wilcoxon.

Analisis penilaian informasi citra anatomi SPN dilakukan oleh 2 responden dengan kriteria penilaian meliputi informasi citra anatomi *Maxillary one*, *Sinus Maxilaris Bilateral*, dan *Septum Nasi*. Pengolahan data dilakukan dengan SPSS menggunakan uji *Man-Whitney*.

## Hasil dan Pembahasan

Hasil pengukuran TLD oleh nuklindo Laboratorium Tangerang (Loka Pengamanan Fasilitas Kesehatan) pada pemeriksaan CT Scan SPN dengan dan tanpa software ODM.

**Tabel 1.** Hasil Pengukuran dosis serap mata oleh Nuklindo Laboratorium Tangerang (Loka Pengamanan Fasilitas Kesehatan)

|            | Nomor TLD    | Posisi     | Eks-posi | Dosis (mSv) |
|------------|--------------|------------|----------|-------------|
| Tanpa ODM  | P0523-01-006 | Mata kiri  | 1        | 59,36       |
|            | P0523-01-007 | Mata kanan | 1        | 59,29       |
|            | P0523-01-017 | Mata kiri  | 2        | 59,27       |
|            | P0523-01-005 | Mata kanan | 2        | 58,01       |
|            | P0523-01-001 | Mata kiri  | 3        | 56,52       |
|            | P0523-01-012 | Mata kanan | 3        | 55,95       |
| Dengan ODM | P0523-01-011 | Mata kanan | 1        | 52,36       |
|            | P0523-01-010 | Mata kiri  | 1        | 52,36       |
|            | P0523-01-008 | Mata kanan | 2        | 50,87       |
|            | P0523-01-009 | Mata kiri  | 2        | 51,68       |
|            | P0523-01-002 | Mata kanan | 3        | 53,33       |
|            | P0523-01-003 | Mata kiri  | 3        | 53,56       |

Dalam penelitian ini, didapatkan sampel berupa data dosis serap mata yang didapatkan dari hasil

pengukuran menggunakan termoluminensi dosimeter (TLD) melalui Nuklindo Laboratorium Tangerang (Loka Pengamanan Fasilitas Kesehatan), kemudian data tersebut diolah menggunakan software Statistik (SPSS). Berikut adalah hasil pengujian perbedaan dosis serap mata antara menggunakan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) dan tanpa *Software Organ Dose Modulation* (ODM).

**Tabel. 2.** Hasil Uji Statistik Normalitas dan Homogenitas

| Penggunaan Software | Normality | Homogeneity |
|---------------------|-----------|-------------|
| Tanpa ODM           | 0,81      | 0,520       |
| Dengan ODM          | 0,406     |             |

Hasil uji homogenitas menunjukkan bahwa nilai p-value 0,520 ( $>0,05$ ) yang artinya data tersebut tidak homogen. Setelah didapatkan data yang berdistribusi normal dan tidak homogen untuk mencari perbedaan nilai dosis serap mata pada penggunaan Software ODM dan tanpa Software ODM dilakukan uji statistik non parametrik Wilcoxon.

**Tabel. 3.** Hasil Uji Wilcoxon

| Variabel                                                                       | P Value | Keterangan |
|--------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| Perbedaan Dosis Radiasi dengan dan tanpa Software Organ Dose Modulation (ODM). | 0.027   | Ho ditolak |

Tabel 3 Merupakan hasil uji Non Parametrik Wilcoxon, hasil menunjukkan nilai p value 0,027 (p value  $<0,05$ ), yang artinya terdapat perbedaan yang signifikan nilai dosis serap mata antara penggunaan *software Organ Dose Modulation* (ODM) dan tanpa menggunakan *Software ODM*.

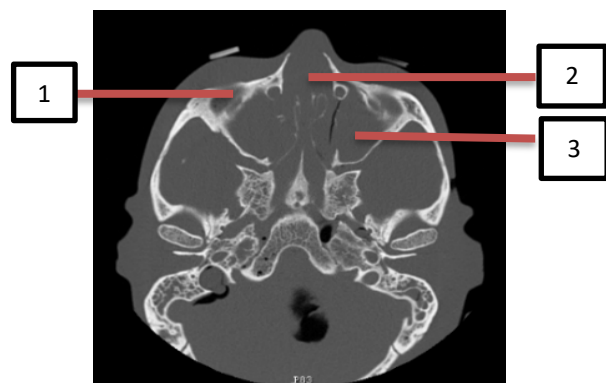
**Tabel. 4.** Hasil hitung rata-rata penurunan dosis radiasi

| Hasil Hitung    |            |                        |           |
|-----------------|------------|------------------------|-----------|
| Tanpa ODM       | Dengan ODM | Tanpa ODM – dengan ODM | Penurunan |
| 59,36           | 52,36      | 7,00                   | 11,79     |
| 59,29           | 52,36      | 6,93                   | 11,69     |
| 59,27           | 50,87      | 8,40                   | 14,17     |
| 58,01           | 51,68      | 6,33                   | 10,91     |
| 56,52           | 53,33      | 3,19                   | 5,64      |
| 55,95           | 53,56      | 2,39                   | 4,27      |
| Total           |            |                        | 58,48     |
| Hasil rata-rata |            |                        | 9,75%     |

Berdasarkan hasil tabel 4, diketahui nilai rata rata penurunan dosis serap mata dari hasil perhitungan yaitu 9,75%. Citra yang dihasilkan pada setiap pemeriksaan berjumlah 6 citra masing masing dari 2 teknik yaitu Dengan *Software ODM* dan tanpa *Software ODM*. Salah satu citra yang dihasilkan dari Teknik tersebut adalah sebagai berikut:



(a)



(b)

Keterangan :

1. Maxillary Bone
2. Septum Nasi
3. Sinus Maksilaris Bilateral

**Gambar 1.** (a) Hasil citra tanpa ODM. (b) Hasil citra dengan ODM

**Tabel 5.** Hasil Uji *Mann-whitney* informasi citra anatomi Responden 1 pemeriksaan Pemeriksaan CT Scan Sinus Paransal dengan dan tanpa *Software Organ Dose Modulation* (ODM).

| Tindakan   | Mean Rank | p-value |
|------------|-----------|---------|
| Tanpa ODM  | 18.50     | 1.00    |
| Dengan ODM | 18.50     |         |

Berdasarkan tabel 5 hasil uji *Mann-Whitney* didapatkan *p-value* sebesar 1.00 (*p-value*>0.05), Nilai mean rank dihasilkan 18,50 pada setiap tindakan dengan ODM maupun tanpa ODM, dapat diartikan  $H_0$  diterima sehingga tidak ada perbedaan informasi citra anatomi Pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal dengan dan tanpa Software *Organ Dose Modulation* (ODM).

**Tabel. 6.** Hasil Uji Mann-whitney per anatomi informasi citra anatomi pemeriksaan Pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal dengan dan tanpa Software *Organ Dose Modulation* (ODM)

| Tindakan   | Anatomi              | Mean Rank |
|------------|----------------------|-----------|
| Dengan ODM | Maxillary Bone       | 6.50      |
|            | Sinus Maxillary Bone | 6.50      |
|            | Septum Nasi          | 6.50      |
| Tanpa ODM  | Maxillary Bone       | 6.50      |
|            | Sinus Maxillary Bone | 6.50      |
|            | Septum Nasi          | 6.50      |

Dapat dilihat pada tabel 6 hasil mean rank uji *mann-Whitney* setiap kriteria anatomi yang dinilai menunjukkan bahwa pada keseluruhan kriteria anatomi menghasilkan *mean rank* yang sama yaitu 6.50. Hal ini menunjukkan bahwa keseluruhan nilai mean rank pada informasi citra anatomi pemeriksaan Pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal dengan dan tanpa Software *Organ Dose Modulation* (ODM) memiliki nilai yang sama dan tidak terdapat perbedaan.

Penilaian berdasarkan hasil uji statistik perbedaan dosis serap mata pada penggunaan Software *Organ Dose Modulation* (ODM) menunjukkan nilai yang signifikan *p value* 0,027 <0,05, dan pada kualitas citra anatomi menunjukkan nilai yang tidak signifikan pada perbedaan citra anatomi pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal (SPN) antara menggunakan software *Organ Dose Modulation* dan tanpa ODM, dengan nilai signifikansi *p value* 1,00 *p*>0,05. Dapat disimpulkan bahwa penggunaan Software *Organ Dose Modulation* (ODM) dapat menurunkan dosis serap mata tanpa mengurangi hasil citra Anatomi yang tampak.

*Organ Dose Modulation* (ODM) teknik dan fitur yang dimiliki oleh sistem CT scan buatan GE *Healthcare* untuk mengoptimalkan dosis radiasi yang diterima oleh organ-organ tertentu selama prosedur CT scan. ODM dirancang untuk memberikan dosis radiasi yang lebih seimbang dan disesuaikan secara individual berdasarkan anatomi

pasien dan tujuan pencitraan yang diinginkan. *Organ Dose Modulation* merupakan *Tube Current Modulation* (TCM) atau *Automatic Exposure Control* adalah metode pengurangan dosis yang memodifikasi arus tabung, penggunaan software ini dapat menurunkan dosis radiasi pada mata -18,9%, Brain -10,1%, Breast -31,3%, Lung -20,7% dan Hati -24% (Gandhi, 2014).

Menurut peneliti penggunaan Software *Organ Dose Modulation* (ODM) sangat efektif dan disarankan penggunaannya dalam pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal, dikarenakan dengan penggunaan Software ini dapat mereduksi dosis radiasi yang minimal terhadap pasien dan juga hasil gambaran citra anatomi dari penggunaan software ini mampu dinilai dari segi anatomi yang tampak yaitu *Maxillary bone*, *Sinus Maxilaris Bilateral*, dan *Septum Nasi*. Hal ini sudah sangat baik dalam menegakkan diagnosa dalam pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal.

Berdasarkan hasil uji beda diketahui bahwa ada perbedaan dosis serap mata pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal antara menggunakan Software *Organ Dose Modulation* (ODM) dan tanpa organ dose modulation dengan nilai *p-value* 0,027. Penggunaan ODM dapat mengurangi dosis radiasi yang diterima oleh mata hingga 9,75%.

Menurut Dhiska Ghandhi dalam penelitiannya penggunaan *Organ Dose Modulation* (ODM) dapat mengurangi dosis serap radiasi pada organ sensitive 5-38%, akan tetapi menurunkan kualitas gambar yang dihasilkan meningkatkan noise pada gambar, hal ini diukur menggunakan noise standard deviation (Gandhi, 2014).

Ketika melakukan CT scan pada area yang memiliki ketebalan jaringan yang berbeda-beda, seperti mata, ada beberapa faktor yang mempengaruhi jumlah radiasi yang diterima oleh pasien. Salah satunya adalah penyerapan sinar-X oleh jaringan yang dilalui. Jaringan yang lebih tebal akan menyerap lebih banyak sinar-X dan memerlukan lebih banyak energi untuk mencapai detektor, sementara jaringan yang lebih tipis akan menyerap sedikit sinar-X. Penggunaan *Organ Dose Modulation* (ODM) dapat menurunkan dosis radiasi pada objek mata dengan ODM, CT scanner secara otomatis menyesuaikan kekuatan sinar-X yang dihasilkan berdasarkan ketebalan jaringan yang sedang dipindai. Ketika sinar-X melewati jaringan yang lebih tipis, tabung sinar-X mengurangi kekuatan sinar-X yang dihasilkan untuk menghindari penumpukan dosis radiasi yang berlebihan pada jaringan yang sensitif seperti mata.

Sebaliknya, ketika sinar-X melewati jaringan yang lebih tebal, tabung sinar-X meningkatkan kekuatan sinar-X untuk memastikan citra yang dihasilkan memiliki kualitas yang cukup untuk diagnosis.

Dengan mengurangi kekuatan sinar-X saat melalui jaringan yang lebih tipis seperti mata, dosis radiasi yang diterima oleh mata dapat dikurangi. Hal ini penting karena mata adalah organ yang sangat sensitif terhadap radiasi. Dengan mengoptimalkan dosis radiasi yang diterima oleh mata melalui penggunaan TCM, risiko efek samping dan kerusakan pada mata akibat paparan radiasi dapat diminimalkan (Tian, X., Li et al., 2015).

mA adalah singkatan dari *milliamperes* (miliampere) dan merujuk pada satuan pengukuran arus listrik yang digunakan dalam computed tomography (CT) scan. Pada CT scan, mA digunakan untuk mengukur intensitas arus yang mengalir melalui tabung sinar-X yang menghasilkan sinar-X untuk pemindaian. Pada CT scan, pengaturan nilai mA yang tepat sangat penting karena berhubungan dengan jumlah radiasi yang dihasilkan. Nilai mA yang lebih tinggi menghasilkan arus listrik yang lebih besar, yang pada gilirannya menghasilkan fluks sinar-X yang lebih tinggi.

Dengan meningkatkan nilai mA, dosis radiasi yang diberikan pada pasien dapat ditingkatkan untuk mendapatkan gambar yang lebih tajam dan dengan kejelasan yang lebih baik. Namun, peningkatan nilai mA juga dapat menghasilkan dosis radiasi yang lebih tinggi bagi pasien. Oleh karena itu, penting untuk menemukan keseimbangan yang tepat antara dosis radiasi yang cukup untuk menghasilkan gambar yang diperlukan dengan kualitas yang baik, sambil meminimalkan dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Dalam metode CT scan dengan TCM, kekuatan sinar-X yang dihasilkan oleh tabung sinar-X disesuaikan secara dinamis berdasarkan ketebalan jaringan yang sedang dipindai. Saat sinar-X melewati jaringan yang lebih tipis, kekuatan sinar-X dikurangi untuk mengurangi dosis radiasi yang diterima oleh jaringan yang sensitif seperti mata. Sebaliknya, ketika sinar-X melewati jaringan yang lebih tebal, kekuatan sinar-X ditingkatkan untuk menghasilkan citra yang berkualitas untuk diagnosis.

Penelitian ini dilakukan untuk membandingkan dosis serap radiasi pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal (SPN) antara menggunakan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) dan tanpa menggunakan ODM, selain itu membandingkan hasil citra anatomi yang mana penggunaan *Software*

ODM menurunkan faktor eksposi dalam scanning. Hasil citra tersebut diamati dan dinilai oleh 2 Responden (Dokter Spesialis Radiologi) yang berpengalaman lebih dari 5 tahun bidang expertise CT Scan. Organ anatomi yang dinilai meliputi *Maxillary Bone*, *Sinus Maxilaris Bilateral*, dan *Septum Nasi*.

Berdasarkan hasil uji beda menggunakan *Mann-Whitney* didapatkan nilai hasil p-value 1.00 ( $>0,05$ ) yang artinya tidak ada perbedaan yang signifikan citra anatomi Pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal dengan dan tanpa *Software Organ Dose Modulation* (ODM). Hasil uji didapatkan nilai mean rank masing-masing kriteria anatomi 6.50 pada setiap kriteria citra anatomi, meliputi *Maxillary Bone*, *Sinus Maxillary Bone*, dan *Septum nasi*.

*Organ Dose Modulation* (ODM) merupakan Teknik modulasi untuk mengurangi arus tabung (mA) yang dikembangkan oleh GE *Healthcare* pada modalitas CT Scan rancangannya (Zhao dkk., 2021). Kualitas gambar pada CT Scan dipengaruhi oleh resolusi spasial, kontras resolusi, noise dan artefak. Hal ini dapat menurunkan kualitas gambar, mempengaruhi detail, dan bahkan menyebabkan masalah dalam diagnosis gambar (Euclid Seeram, 2016).

Menurut penulis meskipun penggunaan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) mengurangi arus tabung (mA), hasil citra anatomi pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal memberikan hasil citra yang baik dalam menampilkan struktur anatomi meliputi *Maxillary Bone*, *Sinus Maxilaris Bilateral*, dan *Septum Nasi*. Penggunaan *software* ODM selain sangat baik dalam mengurangi dosis serap terhadap pasien, juga sangat baik dalam menghasilkan citra anatomi pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal.

## Simpulan

Peranan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) rancangan GE *Healthcare* dapat mengoptimalkan dosis radiasi pada pemeriksaan CT Scan sinus paranasal. Hasil uji statistik menunjukkan signifikan pada penurunan dosis serap mata (p value 0,027  $<0,05$ ) tanpa mengurangi hasil citra anatomi. Profil dosis yang dihasilkan dari penggunaan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) dapat mereduksi dosis radiasi pada bagian mata sebesar 9,75% pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal. Tidak ada perbedaan yang signifikan Kualitas Citra Anatomi yang dihasilkan dari penggunaan *Software Organ Dose Modulation* (ODM) pada pemeriksaan CT Scan Sinus Paranasal.

Penggunaan ODM memberikan hasil citra yang baik dalam menampakkan struktur anatomi meliputi *Maxillary Bone*, *Sinus Maxilaris Bilateral*, dan *Septum Nasi*.

## Daftar Pustaka

- Andriani, I. & Anam dan Evi Setiawati, C. (2012). Penentuan CT Dose Index (Ctdi) Untuk Variasi Slice Thickness Dengan Program Dosxyznrc.
- BAPETEN. (2016). Pedoman Teknis Penyusunan Tingkat Panduan Diagnostik Atau Diagnostic Reference Level (Drl) Nasional. Jakarta.
- BAPETEN. (2020). Peraturan Badan Pengawas Tenaga Nuklir Republik Indonesia Nomor 4 Tahun 2020 Tentang Keselamatan Radiasi Pada Penggunaan Pesawat Sinar-X Dalam Radiologi Diagnostik Dan Intervensional.
- Dixon MT, L. R. S. G. R. . (2016). An evaluation of organ dose modulation on a GE optima CT660-computed tomography scanner. *J Appl Clin Med Phys*, 17(3), 91–380.
- Ega Duandini. (2021). Analisis Perbandingan Diagnostic Reference Level (Drl) Modalitas Ct Scan Sebagai Upaya Optimasi Proteksi Dan Keselamatan Radiasi Di Berbagai Negara. *Ejournal.Undip.Ac.Id*.
- Eri Hiswara. (2013). Proteksi Radiasi Lensa Mata. Prosiding Seminar Nasional Sains dan Teknologi Nuklir PTNBR. 91–95.
- Gandhi, D. (2014). The Effects of Organ-based Tube Current Modulation on Radiation The Effects of Organ-based Tube Current Modulation on Radiation Dose and Image Quality in Computed Tomography Imaging Dose and Image Quality in Computed Tomography Imaging.
- Hosseinzadeh, V., & H.Ghaffari. (2021). Estimating organ dose in computed tomography using tube current modulation. *International Journal of Radiation Research*.
- IAEA. (2014). IAEA Safety Standards for protecting people and the environment.
- IAEA. (2018). IAEA Safety Standards for protecting people and the environment General Safety Guide No. GSG-7 Occupational Radiation Protection Jointly sponsored by.
- ICRP. (2027). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
- Rukmana, D. & V. (2021). Analisis Reduksi Dosis Efektif Mata Pada Fantom Menggunakan TLD Mata dengan Implementasi Software Organ Dose Modulation (ODM) dan Eyeshield pada Protokol CT Kepala dengan Alat GE Revolution Evo 128 Slice. *Jurnal Pengawasan Tenaga Nuklir*, 1(1).
- Saputri, L. D., Santoso, B., Nugroho Oktavianto, A., & Anita, F. (2017). Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermoluminescence Dosimeter. *Jurnal Imiah GIGA*.
- Seeram, E. (2016). Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.
- Tian, X., Li, X., Segars, W.P., Frush, D. P., & Samei, E. (2015). Prospective estimation of organ dose in CT under tube current modulation. *Medical Physics*.



## **Pengukuran Kualitas Citra Menggunakan Aplikasi ImageJ pada Gambaran Vertebra Lumbosacral dengan Proyeksi Lateral Posisi Supine Kasus Low Back Pain (LBP)**

Aristia Wianing Putri

STIKES AN-NASHER Cirebon, Indonesia

Corresponding author: Aristia Wianing Putri

Email: [aristiawianingputri@gmail.com](mailto:aristiawianingputri@gmail.com)

### **ABSTRACT**

**Background:** This study aims to determine the measurement parameters of the imageJ software which can assess the quality of radiographic image on clinical lumbosacral vertebra examination LBP by using a sample of radiographic image that has been obtained. This research conducted from March to April 2022 at STIKES An Nasher Cirebon.

**Methods:** Study this method uses of pixel values obtained by the device imageJ software on images without any treatment, smoothing, sharpening, and brightness.

**Result:** With the result obtained in smooth treatment did not differ when compared with no treatment and sufficient seen when compared with the sharpen treatment, in the enhance treatment 0%, 0.3%, 0.5%, and 1.0%, the higher the enhance value range, the bigger the pixel value and there is no overlap between the enhance values of 0%, 0.3%, 0.5%, and 1.0%, and at brightness treatment differences in brightness I is not much different from brightness III, except for brightness I and II, the difference is clearly visible in the graphic values.

**Conclusions:** In this study it was found that the results of radiographic image that were treated with smooth, sharpen, enhance, and brightness with no treatment smooth, sharpen, enhance, and better brightness of radiographic image results with smooth, sharpen, enhance, and brightness and can establish a clearer diagnosis.

**Keywords :** lumbosacral vertebra; imageJ software; image quality

### **Pendahuluan**

Radiasi sinar x merupakan suatu gelombang elektromagnetik dengan gelombang pendek serta memiliki beberapa jenis seperti, sinar ultra violet, infra merah, radio, dan TV. Sinar x mempunyai daya tembus yang tinggi terhadap bahan tanpa merusak bahan yang dilaluinya, oleh karena itu sinar x dapat dimanfaatkan sebagai alat ukur diagnosa hingga dalam bidang medis (Ferry, 2008).

Nyeri adalah pengalaman sensorik dan emosional yang tidak menyenangkan akibat dari kerusakan jaringan yang aktual maupun potensial. Nyeri pada tulang belakang khususnya pada tulang belakang lumbal sering dikeluhkan oleh banyak orang akibat oleh beberapa faktor yang berbeda diantaranya terlalu sering mengangkat beban, duduk terlalu lama, bahkan tidur dalam posisi yang tidak nyaman. Low back pain (LBP) adalah nyeri kronik atau akut di dalam lumbal, nyeri ini dapat disebabkan oleh trauma atau terdesaknya otot pada

vertebra atau adanya tekanan, herniasi dan degenerasi dari nukleus pulposus, kelemahan otot, osteoarthritis pada lumbosacral tulang belakang (Narulita.2020).

Diagnosis akurat penyakit vertebra lumbosacral klinis LBP dapat dilakukan dengan melakukan pemeriksaan menggunakan pesawat sinar x konvensional dengan menggunakan proyeksi lateral posisi supine. Computer Tomography (CT) Scan, dan Magnetic Resonance Imaging (MRI). Penelitian mengenai LBP menggunakan pesawat sinar x konvensional menunjukkan bahwa penilaian anatomi pada citra hasil pemeriksaan LBP oleh Radiolog tidak sesuai dengan penilaian kualitas pada citra yang dilakukan oleh Radiografer (Garin, 2021). Oleh karena itu, perlu dilakukan pengukuran parameter fisis kualitas citra hasil pemeriksaan menggunakan perangkat lunak imageJ yang merupakan program perangkat lunak yang digunakan untuk pengolahan gambar digital untuk meningkatkan kualitas gambar dan menghasilkan

nilai data pixel secara otomatis. Pengukuran ini dilakukan agar citra hasil pemeriksaan dapat dibandingkan secara kuantitatif, baik dari segi anatomi maupun kualitas citra yang dihasilkan.

Tujuan dalam penelitian ini untuk mengetahui parameter pengukuran yang dapat digunakan untuk menilai anatomi kualitas citra pada pemeriksaan Lumbosacral kasus LBP, cara penilaian kualitas Citra Radiografi dengan menggunakan perangkat lunak imageJ pada anatomi pemeriksaan Lumbosacral kasus LBP, feasabilitas metode pengukuran ini untuk menilai kualitas citra pada pemeriksaan Lumbosacral kasus LBP.

## Metode

Penelitian ini penulis menggunakan pengolahan hasil citra pada pemeriksaan vertebra lumbosacral klinis LBP yang telah dinilai kualitas citranya oleh radiografer dan kualitas anatomi oleh radiolog. Penelitian hanya mengukur nilai pixel pada anatomi Vertebra Lumbosacral proyeksi Lateral posisi Supine meliputi Body Corpus Vertebra Lumbal 1 sampai Lumbal 5 saja yang akan diolah nilai datanya menggunakan perangkat ImageJ.

Sampel yang gunakan adalah hasil pengamatan pada foto rontgen yang telah dilakukan pada penelitian sebelumnya yang berjumlah 2 sampel yang digunakan. Hasil Citra Radiografi yang telah dinilai kualitas citranya oleh radiografer dan kualitas anatominya oleh radiolog. Pemilihan sampel ini dilakukan karena adanya perbedaan dari hasil penilaian kualitas hasil Citra Radiografi oleh radiolog dan radiografer.

Penelitian ini dilakukan di Kampus STIKes An Nasher Cirebon pada bulan Maret sampai April tahun 2022. Penelitian menggunakan peralatan perlengkapan komputer dan hasil citra pemeriksaan Vertebra Lumbosacral dengan klinis Low back pain (LBP) dari penelitian sebelumnya.

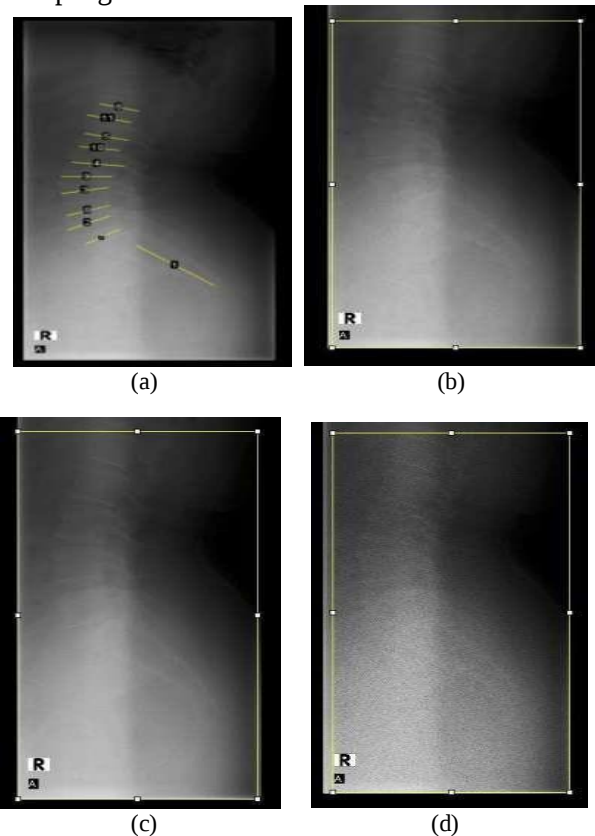
## Hasil Dan Pembahasan

### Perbandingan nilai pixel citra radiografi tanpa perlakuan dan dengan perlakuan

#### a) Sampel 1 vertebra lumbosacral proyeksi supine posisi lateral

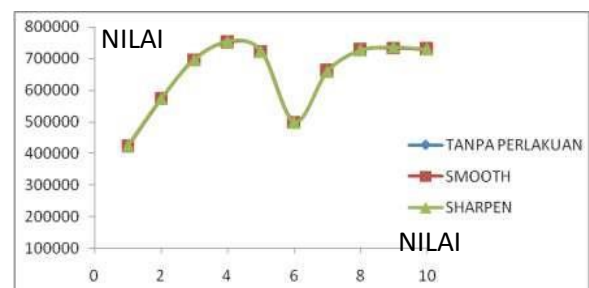
Telah dilakukan pengukuran nilai citra Vertebra Lumbosacral lateral tanpa perlakuan dan dengan perlakuan menggunakan perangkat lunak imageJ. Pengukuran nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral ditentukan sesuai dengan ROI pada Gambar 4.1.(a). Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral ditentukan sesuai dengan ROI dengan nilai pixel tanpa perlakuan menjadi standar nilai pixel

pengukuran.



**Gambar 1.** ROI anatomi Vertebra Lumbal (a) Anatomi Vertebra Lumbal tanpa perlakuan (b) Dengan perlakuan *smooth* (c) dan *sharpen* (d)

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 422.078 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 752.595 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 498.723 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 1).

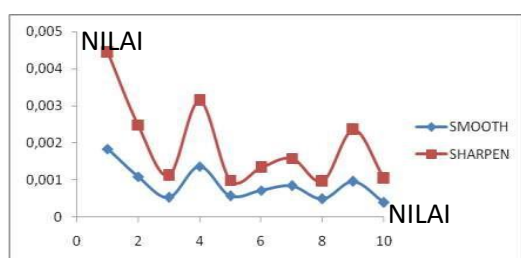


**Gambar 2.** Nilai pixel anatomi Vertebra Lumbal tanpapelakuan dan dengan perlakuan *smooth* dan *sharpen*

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral dengan perlakuan *smooth* mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel

421.305 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 751.569 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 499.081 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 2).

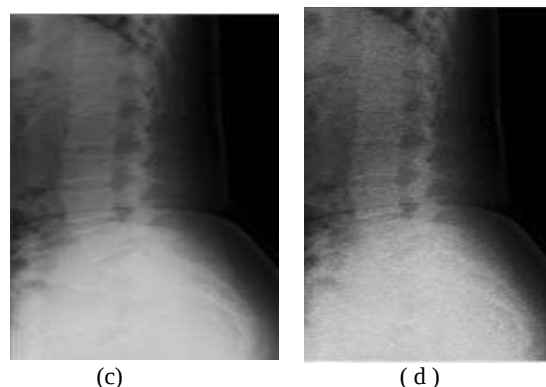
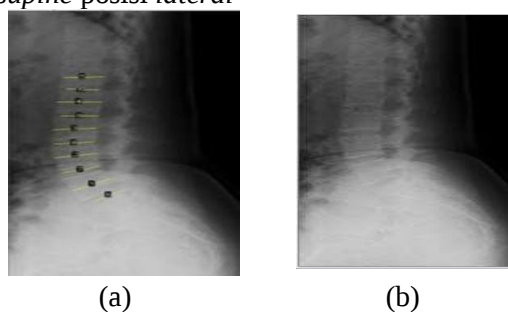
Niai pixel citra vertebra lumbosacral lateral dengan perlakuan sharpen mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 423.953 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 754.956 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 498.058 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 2).



**Gambar 3.** Perbedaan nilai pixel dengan perlakuan *smooth* dan *sharpen*

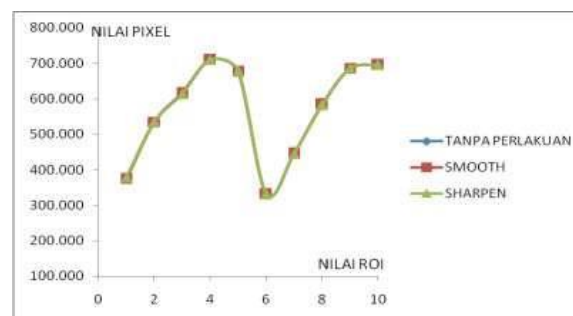
Nilai ROI mencapai minimum saat ROI 1 dan ROI 6 dan mencapai nilai maksimum saat ROI4 dan ROI 9. Perbedaan nilai pixel pada ROI 1 dan ROI 6 pada perlakuan smooth tidak begitu besar bila dibandingkan dengan perlakuan sharpen. Hal yang sama terjadi saat nilai pixel mencapai maksimum pada ROI 4 dan ROI 9. Oleh karena itu dapat disimpulkan bahwa pada perlakuan smooth perbedaan nilai pixel tidak jauh berbeda bila dibandingkan dengan tanpa perlakuan dan cukup kecil bila dibandingkan dengan perlakuan sharpen.

- b) Sampel 2 vertebra lumbosacral proyeksi *supine* posisi *lateral*



**Gambar 4.** ROI anatomi Vertebra Lumbal (a). Anatomi Vertebra Lumbal tanpa perlakuan (b). Dengan perlakuan *smooth* (c) dan *sharpen* (d)

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 374.136 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 709.792 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 331.482 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 5).

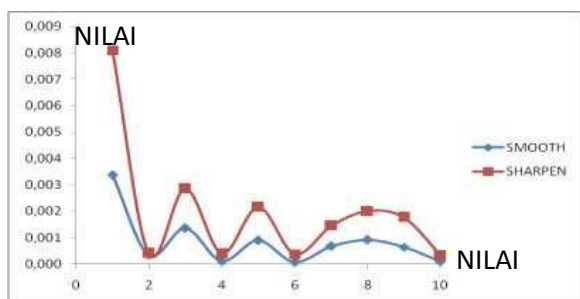


**Gambar 5.** Nilai pixel anatomi Vertebra Lumbal tanpa perlakuan dan dengan perlakuan *smooth* dan *sharpen*

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral dengan perlakuan smooth mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 374.136 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 709.710 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 331.505 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 5).

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral dengan perlakuan sharpen mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 378.444 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 710.074 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 331.606 dikarenakan

perbedaan *densitas* karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan *densitas* rendah dan nilai menurun (Gambar 5).



**Gambar 6.** Perbedaan nilai pixel dengan perlakuan *smooth* dan *sharpen*

Nilai ROI mencapai minimum saat ROI 1 dan ROI 6 dan mencapai nilai maksimum saat ROI 4 dan ROI 10. Perbedaan nilai pixel pada ROI 1 dan ROI 6 pada perlakuan *smooth* tidak begitu besar bila dibandingkan dengan perlakuan *sharpen*. Hal yang sama terjadi saat nilai pixel mencapai maksimum pada ROI 4 dan ROI 10, oleh karena itu dapat disimpulkan bahwa pada perlakuan *smooth* perbedaan nilai pixel tidak jauh berbeda bila dibandingkan dengan tanpa perlakuan dan cukup kecil bila dibandingkan dengan perlakuan *sharpen*.

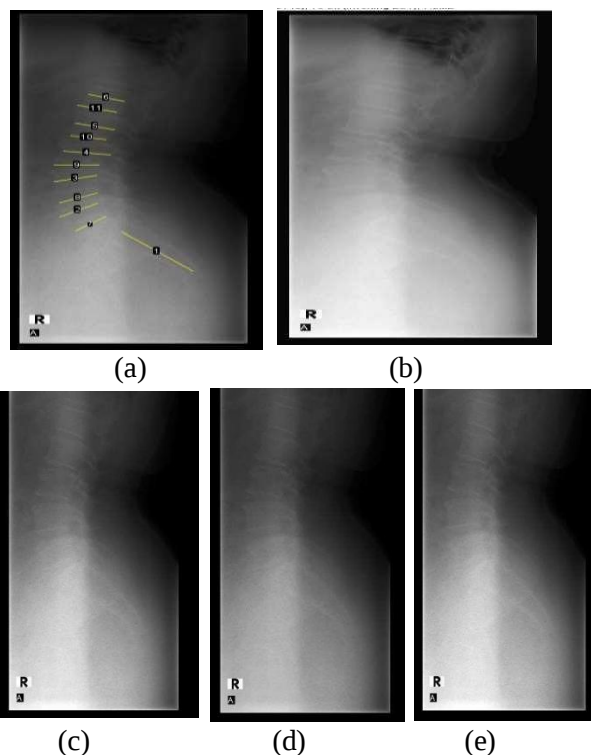
Pada format tabel di atas didapat nilai pixel tersebut dengan cara nilai pixel *smooth* dan *sharpen* dikurangi dengan nilai pixel tanpa perlakuan dan hasil tersebut dibagi dengan nilai *pixel* tanpa perlakuan dengan rumus pada *Microsoft excel* ( $=ABS(\text{colom nilai pixel tanpa perlakuan} - \text{colom nilai pixel smooth dan sharpen}) / \text{colom colom nilai pixel tanpa perlakuan}$ ). Maka dapat disimpulkan bahwa dengan menggunakan perangkat lunak *imageJ* dari perlakuan *smooth* dan *sharpen* tersebut menggunakan 2 sampel yang dapat dipakai untuk mendiagnosa pada *vertebra lumbosacral lateral supine* kasus LBP pada perlakuan *smooth* saja dikarenakan perubahakan citra yang dihasilkan lebih halus dan tidak banyak *noise* pada hasil citra radiografi tersebut.

### Perbandingan nilai pixel citra radiografi perlakuan *enhance* dengan penambahan *normalize*

a) Sampel 1 *vertebra lumbosacral* proyeksisupine

posisi lateral

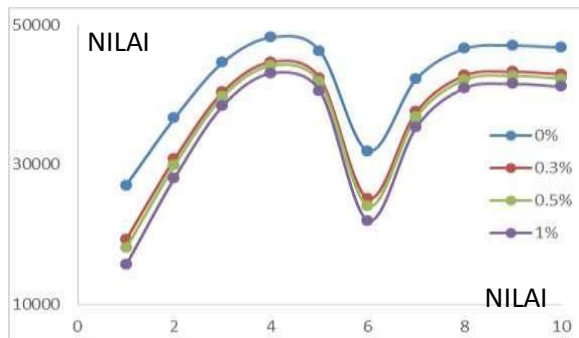
Pada citra radiografi *vertebra lumbosacral enhance* (peningkatan) menggunakan ROI yang sama dengan menambahkan uji nilai kontras 0%, 0.3%, 0.5%, dan 1.0% dengan komponen *normalization* dengan tujuan melihat perbedaan pada citra radiografi pada *enhance* orisinal (tanpa penambahan komponen) dengan gambaran *normalize*.



**Gambar 7.** ROI anatomi *Vertebra Lumbal* (a)

Nilai pixel anatomi *Vertebra Lumbal* dengan perlakuan *enhance* dengan penambahan *normalize* 0 % (b), 0.3 % (c), 0.5 % (d), dan 1.0 % (e)

Nilai pixel citra *vertebra lumbosacral lateral* mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai pixel 422.078 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 752.595. Dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 498.723 dikarenakan perbedaan *densitas* karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan *densitas* rendah dan nilai menurun (Gambar 2).



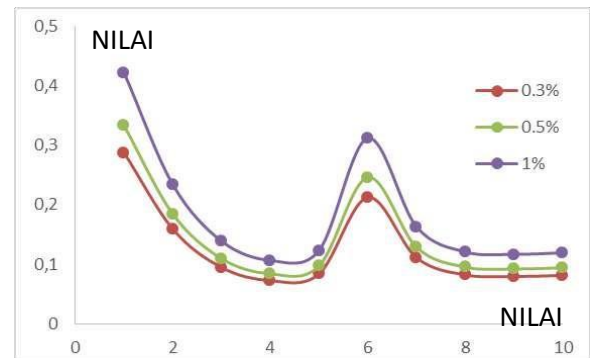
**Gambar 8.** Grafik nilai pixel anatomi Vertebra Lumbal dengan perlakuan

Pada enhance normalize 0% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai pixel 27038,5. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai pixel 48211,9. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 31948,5. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 42292,8. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 46580,6. ROI 9 dengan nilai pixel 47025,5. ROI 10 dengan nilai pixel 46724,2.

Pada enhance normalize 0.3% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai pixel 19257,9. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai pixel 44710,9. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 25160,2. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 37595,2. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 42749,9. ROI 9 dengan nilai pixel 43284,7. ROI 10 dengan nilai pixel 42922,3.

Pada enhance normalize 0.5% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai pixel 18029,8. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai pixel 44158,2. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 24088,8. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 36853,8. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 42145,1. ROI 9 dengan nilai pixel 42694. ROI 10 dengan nilai pixel 42322,2.

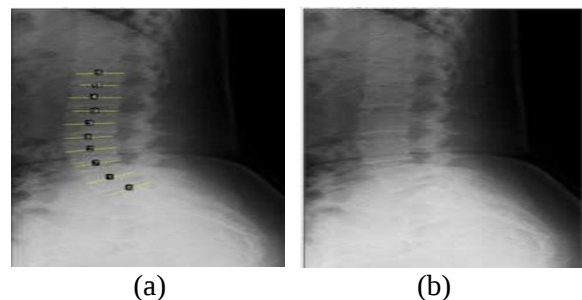
Pada enhance normalize 1% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai pixel 15621,5. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai pixel 43074,5. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 21987,5. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 35399,8. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 40959,3. ROI 9 dengan nilai pixel 41536,1. ROI 10 dengan nilai pixel 41145,4.

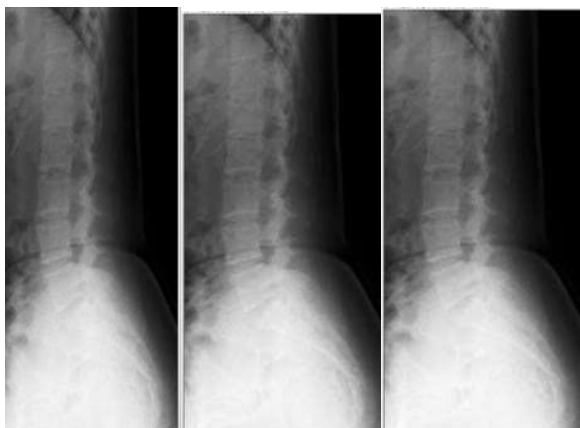


**Gambar 9.** Perbedaan nilai pixel dengan perlakuan enhance kontras

Nilai ROI mencapai minimum saat ROI 1 dan ROI 6 dan mencapai nilai maksimum saat ROI 4 dan ROI 9. Perbedaan nilai pixel pada ROI 1 dan ROI 6 pada perlakuan enhance normalize tidak begitu besar bila dibandingkan dengan enhance kontras 0%. Hal yang sama terjadi saat nilai pixel mencapai maksimum pada ROI 4 dan ROI 9. Oleh karena itu dapat disimpulkan bahwa pada perlakuan enhance normalize, semakin tinggi rentang nilai enhance maka semakin besar nilai pixel terhadap kontras 0% dan tidak saling tumpang tindih antara nilai enhance 0%, 0.3%, 0.5%, dan 1%.

- b) Sampel 2 vertebra lumbosacral proyeksi supine posisi lateral

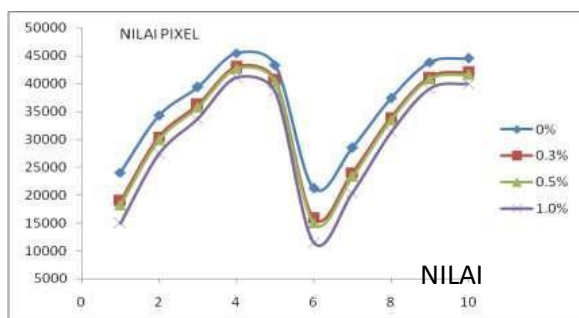




(c) (d) (e)  
**Gambar 10.** ROI anatomi Vertebra Lumbal (a)

Nilai *pixel* anatomi Vertebra Lumbal dengan perlakuan *enhance* dengan penambahan *normalize* 0 % (b). 0.3 % (c). 0.5 % (d). dan 1.0 % (e)

Nilai *pixel* citra vertebra lumbosacral lateral mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengan nilai *pixel* 374.136 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai 709.792 dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai *pixel* 331.482 dikarenakan perbedaan *densitas* karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan *densitas* rendah dan nilai menurun (Gambar 5).



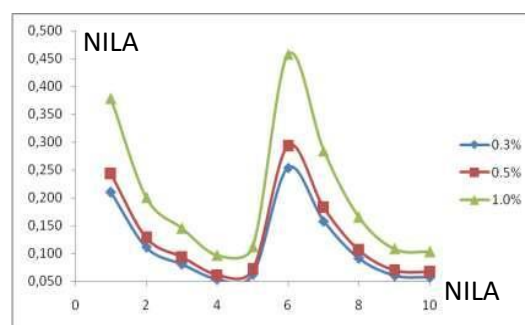
**Gambar 11.** Grafik nilai *pixel* anatomi Vertebra Lumbal dengan perlakuan *enhance* dengan penambahan *normalize* 0 % (a). 0.3 % (b). 0.5 % (c). dan 1.0 % (d)

Pada *enhance normalize* 0% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai *pixel* 24048,4. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai *pixel* 45469,9. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai *pixel* 21234,8. Pada ROI 7 dengan nilai *pixel* 28535,5. Pada ROI 8 dengan nilai *pixel* 37399,4. ROI 9 dengan nilai *pixel* 43865,7.

ROI 10 dengan nilai *pixel* 44574,4.

Pada *enhance normalize* 0.3% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai *pixel* 18999,1. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai *pixel* 43027,8. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai *pixel* 15843,1. Pada ROI 7 dengan nilai *pixel* 24032. Pada ROI 8 dengan nilai *pixel* 33975,1. ROI 9 dengan nilai *pixel* 41228,4. ROI 10 dengan nilai *pixel* 42023,3. Pada *enhance normalize* 0.5% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai *pixel* 18220,9. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai *pixel* 42651,4. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai *pixel* 15012. Pada ROI 7 dengan nilai *pixel* 23337,9. Pada ROI 8 dengan nilai *pixel* 33447,4. ROI 9 dengan nilai *pixel* 40822. ROI 10 dengan nilai *pixel* 41630,1.

Pada *enhance normalize* 1% didapat nilai mean (nilai rata-rata) pada ROI 1 dengan nilai *pixel* 14950,1. Mengalami peningkatan pada ROI 4 dengan nilai *pixel* 41069,5. Mengalami penurunan pada ROI 6 dengan nilai *pixel* 11519,4. Pada ROI 7 dengan nilai *pixel* 20420,9. Pada ROI 8 dengan nilai *pixel* 31299,2. ROI 9 dengan nilai *pixel* 39113,6. ROI 10 dengan nilai *pixel* 39977,6.



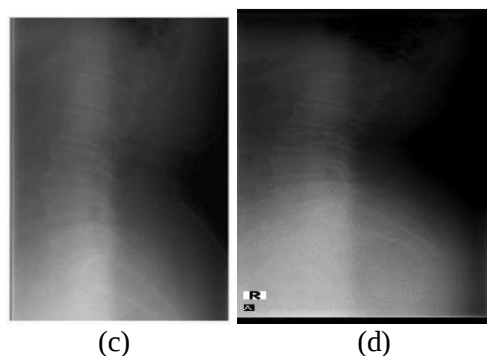
**Gambar 12.** Perbedaan nilai *pixel* dengan perlakuan *enhance* kontras *normalize* 0.3%, 0.5%, dan 1% terhadap kontras 0%

Nilai ROI mencapai minimum saat ROI 1 dan ROI 6 dan mencapai nilai maksimum saat ROI 4 dan ROI 10. Perbedaan nilai *pixel* pada ROI 1 dan ROI 6 pada perlakuan *enhance normalize* tidak begitu besar bila dibandingkan dengan *enhance* kontras 0%. Hal yang sama terjadi saat nilai *pixel* mencapai maksimum pada ROI 4 dan ROI 10. Oleh karena itu dapat

disimpulkan bahwa pada perlakuan enhance normalize, semakin tinggi rentang nilai enhance maka semakin besar nilai pixel terhadap kontras 0% dan tidak saling tumpang tindih antara nilai enhance 0%, 0.3%, 0.5%, dan 1%.

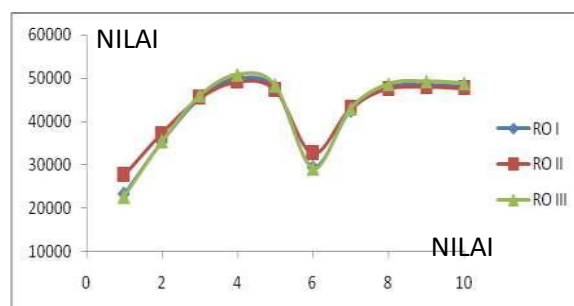
Pada format tabel di atas didapat nilai pixel tersebut dengan cara nilai pixel enhance contrast normalize 0.3%, 0.5%, dan 1.0% dikurangi dengannilai pixel enhance contrast normalize 0% dan hasil tersebut dibagi dengan nilai pixel enhance contrast normalize 0% dengan rumus pada Microsoft excel ( $=ABS(\text{colom nilai pixel enhance 0\%} - \text{colom nilai pixel enhance 0.3\%, 0.5\%, 1\%}) / \text{colom colom nilai pixel enhance 0\%}$ ). Maka dapat disimpulkan bahwa dengan menggunakan perangkat lunak imageJ dari perlakuan enhance tersebut menggunakan 2 sampel yang dapat dipakai untuk mendiagnosa pada vertebra lumbosacral lateral supine kasus LBP pada enhance contrast normalize 0% dan 0.3% karena perubahakan densitas dan kontras tidak terlalu tinggi maupun rendah pada hasil citra radiografi tersebut.

#### Perbandingan nilai pixel citra radiograf dengan perlakuan brightness oleh beberapa radiographer



**Gambar 13.** ROI Vertebra Lumbal (a). dengan perlakuan brightness oleh RO I (b). RO II (c) dan. RO III (d)

Nilai pixel citra vertebra lumbosacral lateral mencapai nilai terendah pada ROI 1 dengannilai pixel 422.078 dan meningkat pada ROI 4 dengan nilai pixel 752.595. Dan terjadi penurunan nilai ROI 6 dengan nilai pixel 498.723 dikarenakan perbedaan densitas karena perbedaan ketebalan objek tersebut, tebalnya objek mengakibatkan densitas rendah dan nilai menurun (Gambar 2).



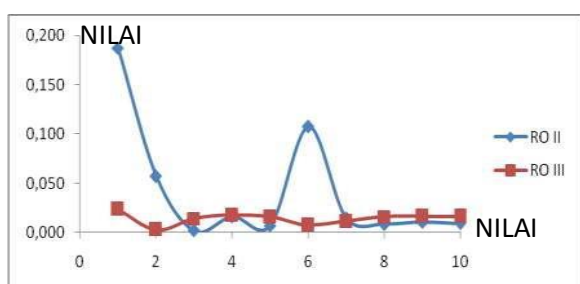
**Gambar 14.** Grafik nilai pixel anatomi Vertebra Lumbal dengan perlakuan brightness oleh RO I (b). RO II (c) dan. ROIII (d)

Nilai pixel citra Vertebra Lumbal Gambar (b) perbandingan brightness oleh Radiografer I dengan nilai mean (rata-rata) pada ROI 1 di dapat nilai pixel 23226,6. Meningkat pada ROI 4 dengan nilai pixel 49968,3. Dan terjadi penurunan nilai pada ROI 6 dengan nilai pixel 29427,9 dikarenakan perbedaan ketebalan objek yang menyebabkan densitas menurun. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 42492,4 Pada ROI 8 dengan nilai pixel 47907,9. Pada ROI 9 dengan nilai pixel 48469,8 dan pada ROI 10 dengan nilai pixel 48089,2.

Nilai pixel citra Vertebra Lumbal Gambar (c) perbandingan brightness oleh Radiografer II dengan nilai mean (nilai rata-rata) di dapat

pada ROI 1 dengan nilai pixel 27578,1. Meningkat ROI 4 dengan nilai pixel 49174,3. Dan terjadi penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 32585,9 dikarenakan perbedaan ketebalan objek yang menyebabkan densitas menurun. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 43136,4. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 47510,1. Pada ROI 9 dengan nilai pixel 47963,9. Dan pada ROI 10 dengan nilai pixel 47656,6

Nilai pixel citra Vertebra Lumbal Gambar (d) perbandingan brightness oleh Radiografer III dengan nilai mean (nilai rata-rata) didapat pada ROI 1 dengan nilai pixel 22675,3. Meningkat pada ROI 4 dengan nilai pixel 50842,7. Dan terjadi penurunan pada ROI 6 dengan nilai pixel 29207,1 dikarenakan perbedaan ketebalan objek yang menyebabkan densitas menurun. Pada ROI 7 dengan nilai pixel 42968,3. Pada ROI 8 dengan nilai pixel 48672,5 pada ROI 9 dengan nilai pixel 49264,3. Dan pada ROI 10 dengan nilai pixel 48863,4.



**Gambar 15.** Grafik perbedaan nilai *pixel* dengan perlakuan *brightness* oleh RO II dan RO III terhadap RO I.

Nilai ROI mencapai minimum saat ROI 1 dan ROI 6 dan mencapai nilai maksimum saat ROI 4 dan ROI 9. Perbedaan nilai pixel pada ROI 1 dan ROI 6 pada perlakuan *brightness* cukup terlihat perbedaan bila dibandingkan ROI II dan ROI III terhadap ROI I. Hal yang sama terjadi saat nilai pixel mencapai maksimum pada ROI 4 dan ROI 9. Oleh karena itu dapat disimpulkan bahwa pada perlakuan *brightness* perbedaan ROI I tidak jauh berbeda dengan ROI III. Kecuali pada ROI I dan ROI II terlihat lebih jelas perbedaan nilai grafik tersebut.

Pada format tabel di atas didapat nilai pixel tersebut dengan cara nilai *pixel brightness contrast* perbandingan RO I, RO II, dan RO III dikurangi dengan nilai pixel *brightness contrast*

ROI dan hasil tersebut dibagi dengan nilai pixel *brightness contrast* RO I dengan rumus pada Microsoft excel ( $=ABS(\text{colom nilai pixel brightness contrast RO I} - \text{colom nilai pixel brightness contrast perbandingan RO I, RO II, dan RO III}) / \text{colom colom nilai pixel pixel brightness contrast RO I}$ ). Maka dapat disimpulkan bahwa dengan menggunakan perangkat lunak imageJ dari perlakuan *brightness* tersebut yang dapat dipakai untuk mendiagnosa pada vertebra lumbosacral lateral supine kasus LBP pada *brightness* RO I karena perubahannya densitas dan kontras tidak terlalu tinggi maupun rendah pada hasil citra radiografi tersebut.

## Simpulan

Kualitas citra radiografi dari perangkat lunak digital menggunakan aplikasi imageJ dengan sampel hasil gambaran vertebra lumbosacral proyeksi supine posisi lateral kasus LBP, dari penelitian ini mengimplementasikan beberapa teknik pengolahan citra meliputi penghalusan (*image smoothing*), penajaman (*image sharpening*), peningkatan (*image enhance*), dan kecerahan (*image brightness*), serta histogram. Penggunaan perangkat lunak digital pengolahan citra radiografi menggunakan aplikasi imageJ sangat berguna bagi Instalasi Rumah Sakit untuk menghasilkan kualitas citra radiografi yang baik, namun tidak termasuk dalam nilai data pixel yang dikeluarkan hanya untuk penelitian saja.

Menilai kualitas citra radiografi vertebra lumbosacral proyeksi supine posisi lateral kasus LBP yang dihasilkan dengan pengukuran yang didapat nilai pixelnya menggunakan perangkat lunak imageJ maka, didapat kesimpulan perlakuan (*smooth*, *sharpen*, *enhance*, dan *brightness*) dengan tanpa perlakuan (*smooth*, *sharpen*, *enhance*, dan *brightness*) lebih baik hasil gambaran radiografi dengan perlakuan (*smooth*, *sharpen*, *enhance*, dan *brightness*) karena dapat menghasilkan kualitas citra radiografi yang cukup jelas untuk menegaskan diagnosa.

## Daftar Pustaka

- Ballinger, P. W. (2003). *Merril's Atlas of Radiographic Position and Radiologic Procedures*. C.V. Mosby Company.
- Yueriwati, Y., M.Kes, Sp.Rad. (2014). *Prosedur Pemeriksaan Radiologi untuk Mendeteksi Kelainan dan Cidera Tulang Belakang*.

- Universitas Brawijaya, Malang.
- Long, B. W., Roins, J. H., & Smith, B. J. (2016). *Merril's Atlas of Radiographic Positioning and Radiographic Procedures* (Thirteenth Edition, Vol. 1). St. Louis: Mosby.
- Narulita, S. (2020). Asuhan Keperawatan Medikal Bedah pada Klien dengan Low Back Pain di Ruang Penyakit Dalam (Penelitian Kasus). Politeknik Kesehatan Banjarmasin.
- Ningtias, D. R., et al. (2016). Pengukuran Kualitas Citra Digital Computed Radiography Menggunakan Program Pengolahan Citra. Universitas Negeri Semarang. [Tautan: <http://www.scribd.com/doc/391332097>
- Nugraha, E. C. (2012). Pengembangan Program Pengolahan Citra untuk Radiografi Digital. Universitas Negeri Semarang. [Tautan: <http://journal.unnes.ac.id/nju/index.php/upej>
- Nugroho, G. (2021). KTI “Analisa Perbandingan Kriteria Gambaran Pemeriksaan Lumbalsacral Proyeksi AP dan Lateral Posisi Pasien Supine dan Erect pada Kasus LBP (Low Back Pain) di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Permata Cirebon. Sekolah Tinggi Ilmu Kesehatan An Nasher Cirebon.
- Pearce, E. (2013). *Anatomi dan Fisiologi untuk Paramedis*. Gramedia, Jakarta.
- Suyatno, F. (2008). *Aplikasi Radiasi Sinar-X di Bidang Kedokteran untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat*. Sekolah Tinggi Teknologi Nuklir.
- Zelviani, S. (2017). Kualitas Citra Pada Direct Digital Radiography dan Computer Radiography. Universitas Islam Negeri Alauddin, Makassar. [Tautan: <http://id.scribd.com/document/433244504/Citra-radiograf>

## Rancang Bangun Alat Ukur Jarak dengan Sensor Ultrasonik untuk Pesawat Sinar-X Mobile

Muhammad Erfansyah<sup>1</sup>, Budi Santoso<sup>2</sup>, Puji Hartoyo<sup>3</sup>

<sup>1)</sup> Poltekkes Kemenkes Semarang, Indonesia

<sup>2,3)</sup> Universitas Nasional Jakarta, Indonesia

Corresponding Author: Muhammad Erfansyah

e-mail: m.erfansyah93@gmail.com

### ABSTRACT

**Background:** Many mobile X-ray aircraft currently do not have meters to measure the distance from the x-ray source to the patient, this makes it very difficult for a radiographer to adjust the position and distance correctly. Currently, there is still a need to develop more efficient and accurate distance measuring tools to support Mobile X-ray Aircraft maintenance.

**Methods:** This research is experimental, making a distance measuring instrument using an ultrasonic sensor with the help of a microcontroller.

**Results:** The device is applied for measuring the distance horizontally and vertically from 90 cm up to 130 cm. Step wisely from 90 cm to 130 cm at incrementally 10 cm. This device will be installed in the tube x-ray mobile device. Comparison is made for the distance in the vertical position of timed by the device to the measured distance using standard technique deviations more less then 0.044 % and in the horizontal 0.036.

**Conclusions:** This concludes that the results obtained sufficiently by the device are accurate and can be recommended for x-ray mobile device accessory.

**Keywords:** gauge; ultrasonic sensors; microcontrollers.

### Pendahuluan

Ultrasonik adalah suara atau getaran dengan frekuensi yang terlalu tinggi untuk didengar oleh telinga manusia, yaitu kira-kira diatas 20 kiloHertz. Gelombang ultrasonik ini dapat merambat pada medium padat, cair dan gas. Dengan memanfaatkan delay gelombang pantul dan gelombang datang seperti pada radar dan deteksi gerakan oleh sensor pada robot atau hewan. Karena kecepatan suara yang diketahui adalah 343 m/s, dengan demikian jika diketahui waktu antara pengiriman gelombang dan penerimaan gelombang, maka akan dapat dihitung jarak antara pemancar dan penerima (Muhammad Arif Maula Nabil, 2018).

Program kendali mutu merupakan salah satu program jaminan mutu yang bertujuan untuk melakukan monitoring dan perawatan yang bersifat teknis agar tidak mengurangi gambaran kualitas yang dihasilkan. Selain itu, program kendali mutu merupakan bagian dari program jaminan mutu yang berhubungan dengan instrumentasi atau pemakaian pesawat dan peralatan. Salah satu yang mempengaruhi kualitas

citra adalah jarak. Kolimator berbentuk kotak dan berfungsi sebagai pembatas Sinar-X yang keluar. Jarak yang keluar dari kolimator dapat diukur menggunakan cara konvensional dengan meteran (Sudarsih dkk., 2018).

Pada akhir-akhir ini teknik kontrol telah menjadi bagian yang sangat penting dalam kehidupan manusia. Semakin tingginya tingkat kebutuhan maka untuk memenuhi kebutuhan tersebut dibutuhkan suatu perancangan sistem yang mampu berjalan secara otomatis. Di dalam dunia industri maupun riset, sistem akuisisi data merupakan ujung terdapan dari proses pengumpulan data secara mentah langsung dari sumbernya dimana sistem ini mengkonversi sinyal fisik menjadi sinyal elektronik dan kemudian mendigitalisasi sinyal tersebut sehingga dapat disimpan, ditransmisikan atau disajikan pada display atau komputer. Perkembangan teknologi mikroelektronik yang mendorong berkembangnya mikrokontroler saat ini semakin membuka peluang untuk mewujudkan perangkat keras sistem akuisisi yang dapat mengakuisisi lebih dari satu macam besaran dan

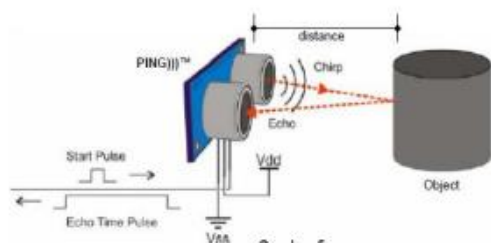
dapat menyimpan serta mentransmisikannya melalui komputer dengan menggunakan fasilitas komunikasi serial yang terdapat dalam sebuah chip mikrokontroler. Sistem Akuisisi data ini terdiri dari sensor (yang mengubah besaran fisik menjadi besaran listrik) dan sistem mikrokontroler yang mengolah besaran listrik menjadi kuantitas yang terukur yang berbentuk data digital yang siap diolah atau dianalisis (Budiarto & Prihandono, 2015).

Dengan memanfaatkan mikrokontroler tersebut akan dilakukan pembuatan rancangan alat ukur otomatis dengan menggunakan sensor ultrasonik.

## Metode

### Perancangan Alat

Secara umum prinsip kerja dari alat ukur jarak otomatis dengan sensor ultrasonik adalah pada mulanya gelombang ultrasonik yang merupakan sinyal ultrasonik dengan frekuensi kurang lebih 40 kHz akan dipancarkan selama 200µs. Gelombang ini akan merambat di udara dengan kecepatan 343 m / detik (atau 1 cm setiap 29.034µs), kemudian akan dikontrol oleh ATmega328 (Saputro dkk., 2016; Yeole dkk., 2007). Kemudian sinyal-sinyal ultrasonik yang dikirim (dipancarkan) oleh pemancar ultrasonik ini akan menuju benda penghalang, sehingga ketika gelombang ultrasonik mengenai benda penghalang, gelombang ultrasonik ini akan dipantulkan dan diterima kembali oleh penerima ultrasonik. Setelah diterima kemudian diproses di dalam rangkaian mikrokontroler. Tentunya hasilnya akan dijadikan data acuan untuk menghidupkan indikator di LCD dan alarm buzzer.



**Gambar 1.** Ilustrasi Cara Kerja Alat.

## Hasil dan Pembahasan

### Pengujian Sistem

Dari hasil yang didapat dari pengukuran secara *vertical* dan *horizontal* masih ditemukan seisi setelah dilakukan pengukuran berulang sebanyak 5 kali disetiap penambahan jarak 10 cm dari 90 cm sampai dengan 130 cm. Data yang didapat dari percobaan yang dilakukan setelah alat

dipasang di pesawat sinar-x *mobile* akan dicari kesalahan relatifnya. Untuk mencari kesalahan relatif dari data diatas maka harus di cari dahulu rata-rata dia setiap pengukuran dengan cara sebagai berikut:

$$\bar{X} = \frac{\sum x_i}{n}$$

Dan salah mutlak  $\Delta X$  adalah simpangan baku dari nilai rata-rata, yaitu:

$$\Delta X = \sqrt{\frac{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}{n^2(n-1)}}$$

Kesalahan relatif, yaitu:

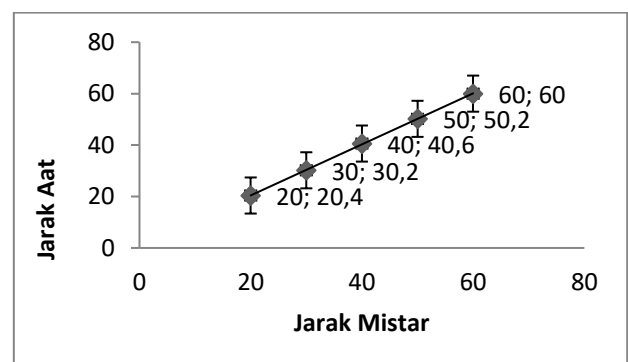
$$KR = \frac{\Delta X}{\bar{X}} \times 100\%$$

### Pegujian Dengan Alat BPFK

**Tabel 1.** Hasil Kesalahan relatif

| Alat BPFK | Alat Rancangan | Kesalahan relatif |
|-----------|----------------|-------------------|
| 20 cm     | 20,4 cm        | 1,19 %            |
| 30 cm     | 30,2 cm        | 0,66 %            |
| 40cm      | 40,6 cm        | 0,60 %            |
| 50 cm     | 50,2 cm        | 0,39 %            |
| 60 cm     | 60,0 cm        | 0,00 %            |

Rancang bangun ini sudah di uji menggunakan alat mistar dari BPFK dan mendapatkan kesalahan relatif 1,19 % (Fitriyani dkk., 2017). Jadi alat ini dapat digunakan untuk melakukan pengukuran di pesawat sinar-x *mobile* ini.



**Gambar 2.** Grafik uji jarak alat dan mistar

### Pengujian Pada Pesawat Sinar-X Mobile

1. Pengukuran secara *vertical*  
Kesalahan relatif pada pengukuran ini dapat dilihat pada tabel.2 sebagai berikut.

**Tabel 2.** Hasil kesalahan relatif *vertical*

| No | Jarak (cm) | Kesalahan Relatif |
|----|------------|-------------------|
| 1  | 90         | 0,044 %           |
| 2  | 100        | 0,024 %           |
| 3  | 110        | 0,022 %           |
| 4  | 120        | 0,000 %           |
| 5  | 130        | 0,000 %           |

2. Pengukuran secara *horizontal*  
Kesalahan relatif pada pengukuran ini dapat dilihat pada tabel.3 sebagai berikut.

**Tabel 3.** Hasil kesalahan relatif *horizontal*

| No | Jarak (cm) | Kesalahan Relatif |
|----|------------|-------------------|
| 1  | 90         | 0,022 %           |
| 2  | 100        | 0,000 %           |
| 3  | 110        | 0,036 %           |
| 4  | 120        | 0,000 %           |
| 5  | 130        | 0,018 %           |

Berdasarkan tabel.2 dapat dilihat bahwa nilai kesalahan relatif yang didapat saat alat dipasang secara *vertical* kesalahan relatif terbesar yang didapat adalah 0,044 % dan pada tabel.3 saat alat di pasang secara *horizontal* kesalahan relatif yang didapat adalah 0,036 %.

## Simpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan diketahui cara merancang bangun alat ukur jarak otomatis pada pesawat sinar-x *mobile*. Dapat mengetahui pemanfaatan sensor gelombang ultrasonik untuk mengukur jarak pada pesawat sinar-x *mobile*. Nilai kesalahan relatif yang didapat saat alat dipasang secara *vertical* kesalahan relatif terbesar yang didapat adalah 0,044 % dan saat alat di pasang secara *horizontal* kesalahan relatif yang didapat adalah 0,036 %.

## Daftar Pustaka

- Budiarso, Z., & Prihandono, A. (2015). Implementasi Sensor Ultrasonik Untuk Mengukur Panjang Gelombang Suara Berbasis Mikrokontroler. *Dinamik*, 20(2),

171–177.

<https://doi.org/10.35315/DINAMIK.V20I2.4649>

- Fitriyani, F., Suharyana, Muhtarom, & Riyatun. (2017). *Effect of focus film distance to beam alignment of radiation on x-ray simulator at radiotherapy installation of RSUD Dr. Moewardi* Surakarta. [http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig\\_q=RN:49084082](http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig_q=RN:49084082)

- Muhammad Arif Maula Nabil. (2018). *Kotak Sampah Pintar Menggunakan Sensor Ultrasonik Berbasis Mikrokontroler Arduino Uno*. <https://dspace.uui.ac.id/handle/123456789/7912>

- Saputro, E., Elektro, H. W.-J. T., & 2016, undefined. (2016). Rancang bangun pengaman pintu otomatis menggunakan e-KTP berbasis mikrokontroler Atmega328. *journal.unnes.ac.id*. <https://journal.unnes.ac.id/nju/index.php/jte/article/view/8787>

- Sudarsih, K., Suraningsih, N., Indah, M., Afiliasi, P., Prodi, P., Teknik, D., Stikes, R., Husada, W., Korespondensi, S., & Sudarsih, K. (2018). Pengujian Kolimator Pada Pesawat Sinar-X Mobile Unit Merek Siemens Di Instalasi Radiologi RSUD K.R.M.T Wongsonegoro Semarang. *Journal of Health (JoH)*, 5(2), 67–71. <https://doi.org/10.30590/VOL5-NO2-P67-71>

- Yeole, A., Bramhankar, S., ... M. W.-I. J. of, & 2015, undefined. (2007). Smart phone controlled robot using ATMEGA328 microcontroller. *Citeaser*, 3297(1). <https://doi.org/10.15680/ijircce.2015.0301020>