

## STUDI ANALISIS ECHO TRAIN LENGTH DALAM K-SPACE SERTA PENGARUHNYA TERHADAP KUALITAS CITRA PEMBOBOTAN T2 FSE PADA MRI 1.5 T

Josepa ND Simanjuntak<sup>1</sup>, Muhammad Nur<sup>\*2</sup> dan Eko Hidayanto<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Ilmu Fisika, Universitas Diponegoro Semarang

<sup>2</sup>Jurusan Fisika Universitas, Diponegoro Semarang

\*Korespondensi Penulis, Email: m.nur@undip.ac.id

### Abstract

The influence of echo train length (ETL) toward image quality of sagittal lumbar on MRI using T2-weighted FSE was analyzed on 20 images from four patients. Quantitative data analysis was performed using ROI two methods: image processing method on MRI's computer and using matlab software, then conducted the statistical test. The result of SNR from these two methods obtained the highest value of SNR at CSF tissue and the highest value of CNR at CSF-corporus tissue and CSF-medulla spinalis with ETL=16. From statistical test of SNR result directly from MRI's computer image was obtained the significant value at corpus tissue = 0.603, CSF = 0.082, and Fat = 0.213 ( $P > 0,05$ ), discus = 0.022, Medulla Spinalis (MS) = 0.010 ( $P < 0,05$ ), and for CNR result of CSF-corporus tissue has significant value = 0,023, corpus-MS = 0.011 ( $P < 0,05$ ). By using matlab programming method obtained significant SNR result at corpus tissue = 0.000, CSF = 0,000, Fat = 0,000, discus = 0,000, Medulla spinalis = 0,000 ( $P < 0,05$ ), and for the CNR result of Dicus-corporus tissue has significant value = 0.044, Dicus-MS= 0.045 ( $P < 0,05$ ). These results pointed out that ETL and T2 weighted influence the Image quality of MRI, which are the image contrast at FSE and software ability of matlab to analyze the image quality of MRI. SNR and contrast are important aspect in the process of image optimization, the higher SNR value provide the better image in giving diagnose information.

**Keywords :** MRI, Echo train length (ETL), K-space, Fast spin echo, Contrasts to noise ratio, Signal to noise ratio.

### Abstrak

Pengaruh echo train length (ETL) terhadap kualitas citra MRI lumbar sagittal menggunakan pembobotan T2 FSE, dianalisa pada 20 citra dari empat pasien. Analisa data dilakukan secara kuantitatif dengan dua metode ROI yaitu secara langsung pada citra komputer pesawat MRI dan metode menggunakan pemrograman Matlab kemudian dilakukan uji statistik. Signal to noise ratio (SNR) paling tinggi terdapat pada jaringan cerebro spinalis fluid (CSF), sedangkan kontras to noise ratio (CNR) paling tinggi terdapat pada jaringan CSF - corpus dan CSF - medulla spinalis (MS) dengan ETL=16. Dari uji statistik hasil SNR secara langsung pada citra komputer pesawat MRI diperoleh nilai penting pada jaringan corpus adalah 0.603, CSF = 0.082, dan fat = 0.213 ( $P > 0,05$ ), discus = 0.022, Medulla Spinalis (MS) = 0.010 ( $P < 0,05$ ), dan untuk hasil CNR jaringan CSF - Corpus memiliki nilai signifikan = 0,023, Corpus - MS = 0,011 ( $P < 0,05$ ). Nilai SNR dari pemrograman Matlab pada jaringan corpus = 0.000, CSF = 0.000, Fat = 0.000, discus = 0.000, Medulla Spinalis = 0.000 ( $P < 0,05$ ), dan untuk hasil CNR jaringan Discus-Corpus memiliki nilai signifikan = 0.044, Discus-MS = 0.045 ( $P < 0,05$ ). Hasil-hasil ini menunjukkan bahwa ETL dan pembobotan T2 berpengaruh terhadap kualitas citra MRI yaitu kontras citra pada FSE dan kemampuan software berbasis Matlab dalam menganalisa kualitas citra MRI. SNR dan kontras merupakan aspek yang penting dalam proses optimisasi citra yaitu semakin tinggi nilai SNR maka citra akan semakin baik dalam memberikan informasi diagnosa.

**Kata kunci :** MRI, Echo train length, K- space, Fast spin echo, perbandingan sinyal dengan derau, perbandingan kontras dengan derau.

## Pendahuluan

*Magnetic Resonance Imaging* (MRI) merupakan alat *scanning non ionizing* [1], yang mampu mencitrakan organ yang diperiksa berdasarkan prinsip resonansi magnetik inti atom hidrogen dengan menggunakan sinyal radio frekuensi (RF) dan medan magnet pada skala tertentu [2]. MRI menjadi modalitas *imaging* yang utama untuk mengevaluasi jaringan lunak, terutama otak tulang belakang, susunan saraf pusat karena kemampuannya untuk multiplanar, memberikan gambaran detail tubuh manusia dengan perbedaan yang kontras dan baik dalam pencitraan anatomi [3].

*Fast Spin Echo* (FSE) merupakan salah satu dari urutan pulsa *spin echo* (SE) dengan waktu *scan* yang lebih cepat dari pada SE konvensional pencitraan MRI. Pada FSE pemberian pulsa dengan satu kali pulsa  $90^\circ$  diikuti dengan multiple  $180^\circ$  *rephasing* dalam satu *time repetition* (TR). Pengaplikasian beberapa pulsa  $180^\circ$  dalam tiap TR akan menghasilkan rangkaian *echo* disebut dengan *echo train length* (ETL). Setiap *echo* mempunyai *phase encode* yang berbeda-beda tiap TR dan akan mengisi baris yang berbeda pada *k-space* yang sama dalam pembentukan citra [4].

*Echo train* yang panjang atau *echo train Length* pada pembobotan T2 MRI FSE dapat menyebabkan *blurring*, mempengaruhi kualitas citra MRI yaitu memungkinkan pengurangan nilai *signal to noise ratio* (SNR) atau perbandingan antara besarnya amplitudo sinyal dengan amplitudo *noise*, yang berpengaruh terhadap kontras citra atau *contras to noise ratio* (CNR) merupakan salah satu kelemahan FSE [5].

*K-space* merupakan ruang propagasi frekuensi, dimana sinyal berupa frekuensi yang bersal dari pasien disimpan. *K-space* akan terisi lebih cepat sehingga waktu *scan* akan lebih

singkat yang merupakan kelebihan dari FSE, karena ETL yang efektif, sehingga menciptakan sinyal yang kuat seperti pada cairan cerebro spinalis atau *Crebro Spinal Fluid* (CSF) dan mencitrakan akar-akar persyarafan secara detail [6].

Pembobotan T2 penting dalam memperlihatkan citra dari *vertebra lumbal* terutama irisan sagital dibandingkan teknik SE konvensional [7-10].

*Signal to noise ratio* (SNR) dan CNR diperoleh menurut ketentuan Bryan, [11] yaitu

$$SNR = \frac{S_1}{N} \quad (1)$$

*contras to noise ratio* (CNR) yaitu

$$CNR = \frac{S_1 - S_2}{N} \quad (2)$$

## Metode Penelitian

Materi penelitian adalah hasil pencitraan MRI sebanyak 20 citra pembobotan T2 *Fast Spin Echo* (FSE) lumbal sagital dari empat pasien, yang dilakukan di unit Radiologi RS. Ken Saras Ungaran, Kabupaten Semarang, dengan menggunakan Instrument MRI 1.5 T model magnetom avanto, merk Siemens yang dilengkapi dengan perangkat komputer, Monitor, *viewing tool*, *Syngo MR B17* dan PC dengan *software* Matlab. Citra pembobotan T2 FSE MRI lumbal diperoleh dengan beberapa langkah yaitu persiapan pasien, persiapan alat dan bahan, positioning pasien, scanning, pengambilan citra, penentuan ROI, evaluasi SNR dan CNR, kemudian analisa data. Scanning diawali dengan protocol, kemudian dengan variasi ETL, parameter yang lain tetap. Penentuan *region of interest* (ROI) dengan dua metode yaitu metode secara langsung pada komputer pesawat MRI dan metode menggunakan pemograman matlab. Dengan metode ROI langsung citra lumbal komputer MRI, ditentukan

nilai sinyal pada jaringan *corpus*, *diskus*, *medulla spinalis* (MS), CSF, *fat* dan diluar jaringan atau derau (*noise*), kemudian diperoleh nilai SNR dan CNR.



Gambar 1 Penentuan ROI

Gambar 1 menunjukkan penentuan ROI secara langsung untuk memperoleh nilai SNR dan CNR. Dengan metode pemrograman Matlab, ditentukan nilai sinyal setiap jaringan citra MRI jenis DICOM dengan *crop* pada jaringan *corpus*, *diskus*, *medulla spinalis* (MS), CSF, *fat*, yang dianggap sebagai  $I_0$  merupakan sinyal intensitas jaringan dan diluar jaringan atau derau (*noise*), sebagai  $I_1$  merupakan sinyal derau atau *noise* yang dinyatakan sebagai angka tingkat keabuan dari angka 0 sampai 255.



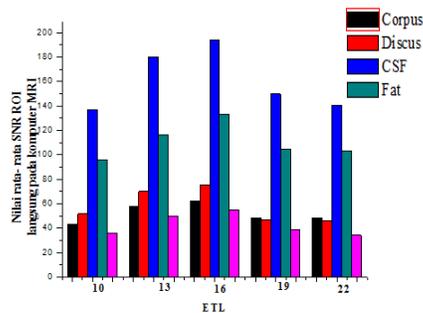
Gambar 2 User Interface (GUI) untuk memperoleh nilai Sinyal intensitas jaringan.

Gambar 2 menunjukkan cara penentuan ROI dengan mengcroping pada daerah tertentu citra MRI, setiap variasi ETL yaitu ungu untuk jaringan *medulla spinalis*, biru jaringan *corpus*, hijau *cerebro spinalis*, kuning *diskus*, hitam lemak, dan merah sebagai derau atau *noise*. Analisa data secara kuantitatif pada kedua metode penentuan ROI, untuk mengetahui

pengaruh ETL dalam *k-space* terhadap kualitas citra yaitu nilai SNR dan CNR secara berarti pada setiap jaringan yang ditentukan dilakukan uji statistik menggunakan uji ANOVA (*Analysis of Variance*).

### Hasil dan Pembahasan

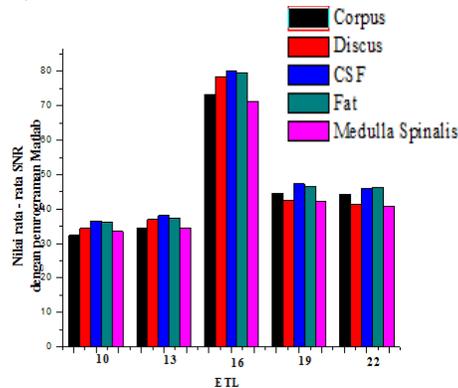
Hasil penelitian ini berupa citra yang akan ditentukan kualitasnya secara kuantitatif dengan pengukuran dan perhitungan SNR dan CNR yang diperoleh dengan dua metode penentuan *region of interest* (ROI) yaitu secara langsung pada komputer MRI dan pemrograman Matlab. Nilai rata-rata SNR diperoleh dari nilai sinyal penentuan ROI langsung pada komputer MRI yang merupakan nilai sinyal setiap jaringan diperlihatkan pada gambar 3.



Gambar 3 nilai rata - rata SNR sebagai fungsi ETL dengan ROI langsung

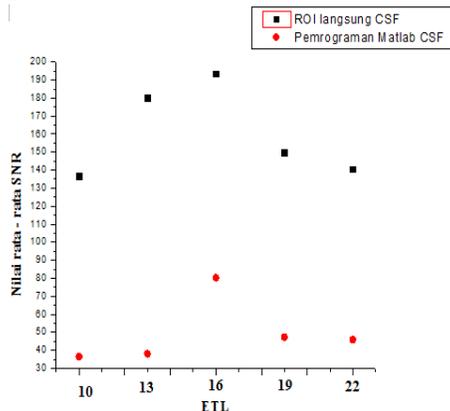
Gambar 3 menunjukkan bahwa nilai rata- rata SNR dengan ROI langsung pada komputer MRI paling tinggi pada jaringan CSF dibandingkan dengan jaringan yang lain dan terlihat bahwa hasil pengukuran nilai rata - rata SNR untuk setiap jaringan paling tinggi pada ETL = 16, karena akuisisi data tepat pada pertengahan *k-space* [4]. Nilai CSF lebih tinggi karena jaringan CSF merupakan cairan, dimana pada T2 FSE adanya faktor ETL yang efektif, sensitif terhadap pencitraan pada jaringan yang banyak mengandung cairan. Nilai sinyal tidak

hanya diperoleh dengan penentuan ROI langsung pada komputer MRI akan tetapi ditentukan juga dengan pemrograman Matlab pada citra MRI jenis DICOM, dengan nilai rata-rata SNR yang diperoleh sebagai fungsi ETL dengan variasi ETL seperti pada Gambar 4.



Gambar 4 nilai rata-rata SNR sebagai fungsi ETL dengan Pemrograman Matlab

Gambar 4 menunjukkan bahwa nilai rata-rata SNR dengan pemrograman Matlab paling tinggi pada jaringan CSF, dengan ETL = 16. Hasil nilai rata-rata SNR dengan ROI langsung maupun dengan pemrograman Matlab sama yaitu paling tinggi pada jaringan CSF dengan ETL 16.

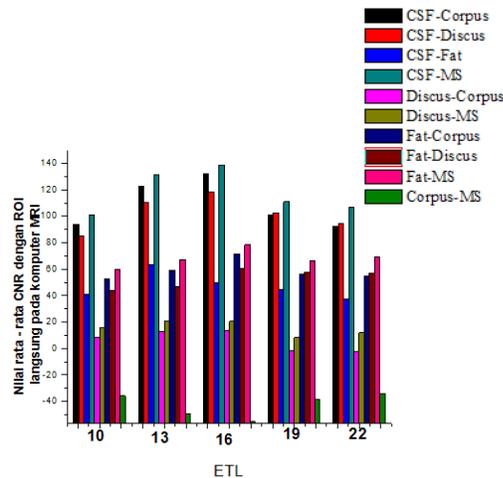


Gambar 5 nilai rata-rata SNR jaringan CSF dengan ROI langsung pada komputer MRI dan Pemrograman Matlab pada ETL 16

Gambar 5 menunjukkan nilai rata-rata SNR untuk kedua metode ROI, dengan hasil yang sama yaitu pada jaringan CSF pada ETL 16 adalah tinggi daripada jaringan lainnya, akan tetapi untuk angka nilai SNR berbeda lebih tinggi pada ROI langsung jaringan CSF daripada pemrograman Matlab, karena pada citra komputer MRI mempunyai *depth pixel* 0-65535 dan Matlab *dept pixel* 0-255.

Pengukuran dan perhitungan CNR yang digunakan untuk kedua metode penentuan ROI, berdasarkan ketentuan Bryan [11] yaitu selisih intensitas sinyal antara CSF- *Corpus*, CSF - *Medulla Spinalis*, CSF- *Discus*, CSF- *Fat*, *Discus - Corpus*, *Discus - MS*, *Fat - Corpus*, *Fat - Discus*, *Fat - MS*, dan *Corpus - Medulla Spinalis*, dibandingkan dengan derau atau intensitas sinyal *background*.

Nilai rata-rata CNR sebagai fungsi ETL, dari hasil ROI langsung pada komputer MRI disajikan pada Gambar 6.

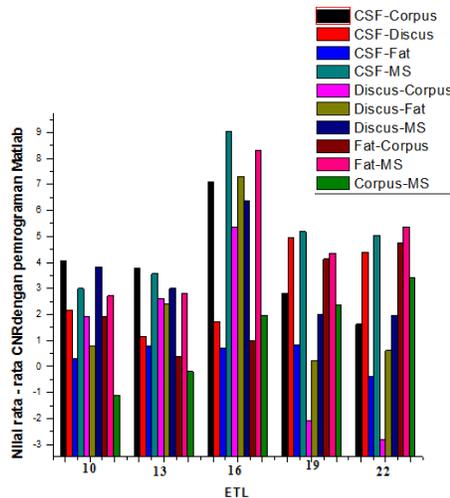


Gambar 6 nilai rata-rata CNR sebagai fungsi ETL

Gambar 6 adalah nilai rata-rata CNR untuk setiap jaringan berbeda dan dominan lebih tinggi pada ETL 16. Pada setiap ETL diperoleh nilai rata-rata CNR paling tinggi pada jaringan CSF-MS yaitu ETL10= 100.8; ETL13= 131; ETL16= 138.88; ETL19= 111; ETL22=

106.75 dan jaringan CSF- *corpus* yaitu ETL10= 93.65; ETL13= 122.8; ETL16= 131.83; ETL19= 101.27; ETL22= 92.1, karena jaringan CSF- *corpus* merupakan jaringan yang memiliki struktur jauh berbeda, dimana korpus yang kaya akan kalsium kurang rentan terhadap resonansi radio frekuensi sehingga akan memberikan kontribusi pada citra yang *hypointense*, sedangkan pada CSF struktur yang membentuknya sangat kaya akan cairan yang mengandung hidrogen, dimana sangat peka terhadap resonansi frekuensi radio dan akan memberikan kontribusi pada citra yang *hyperintense*.

Nilai rata-rata CNR sebagai fungsi ETL ditampilkan pada Gambar 7.



Gambar 7 nilai rata- rata CNR sebagai fungsi ETL

Gambar 7 menunjukkan bahwa dengan pemrograman Matlab diperoleh hasil nilai CNR untuk setiap jaringan berbeda dan dominan lebih tinggi pada ETL 16, karena dalam pendeteksian MRI didasarkan kerelatifan kandungan air atau proton hidrogen pada jaringan. Nilai rata- rata CNR paling tinggi pada jaringan CSF- MS untuk setiap ETL yaitu ETL10= 2.99; ETL13= 3.56; ETL16= 9.04; ETL19= 5.18; ETL22= 5.02, dan jaringan CSF - *corpus* yaitu ETL10= 4.08; ETL13= 3.76; ETL16=

7.08; ETL19= 2.8; ETL22= 1.62, ini berarti hasil nilai rata – rata CNR pemrograman Matlab sama dengan ROI langsung pada komputer MRI yaitu sama – sama lebih tinggi pada jaringan CSF- MS dan CSF – *corpus*.

Hasil analisa variasi pengaruh ETL terhadap nilai SNR dengan ROI langsung , memiliki nilai signifikan pada jaringan *corpus* = 0.603, CSF = 0.082 dan Fat = 0.213 ( $P > 0,05$ ) yang artinya pada setiap tingkatan nilai ETL yang diberikan tidak berpengaruh secara signifikan pada sinyal yang dihasilkan pada jaringan *corpus*, CSF dan *fat*. Pada jaringan *discus* memiliki nilai signifikan = 0.022, *Medulla Spinalis* = 0.010 ( $P < 0,05$ ), artinya pada setiap tingkatan nilai ETL yang diberikan berpengaruh secara signifikan pada sinyal yang dihasilkan pada jaringan *discus* dan *Medulla Spinalis*. Untuk hasil analisa variasi pengaruh ETL terhadap nilai SNR dengan pemrograman Matlab, memiliki nilai signifikan pada jaringan *corpus* = 0.000, CSF = 0.000, Fat = 0.000, *discus* = 0.000, *Medulla Spinalis* = 0.000 ( $P < 0,05$ ), artinya pada setiap tingkatan nilai ETL yang diberikan berpengaruh secara signifikan pada sinyal yang dihasilkan pada jaringan *corpus* , CSF, *fat*, *discus* dan *Medulla Spinalis*.

Hasil variasi pengaruh ETL terhadap rata – rata nilai CNR dengan ROI langsung pada komputer MRI pada jaringan CSF - *Corpus* memiliki nilai signifikan = 0,023, *Corpus* – MS = 0,011 ( $P < 0,05$ ) yang artinya berbagai nilai ETL memiliki pengaruh terhadap nilai CNR pada jaringan CSF-*Corpus*, *Corpus* – MS, sehingga pada setiap tingkatan nilai ETL yang diberikan berpengaruh secara signifikan pada kontras yang dihasilkan di CSF-*Corpus* , *Corpus* – MS. Untuk hasil variasi pengaruh ETL terhadap nilai CNR yang diperoleh dengan pemograman Matlab berbeda nilai signifikannya dengan ROI langsung, karena pengaruh kedalaman pixelnya atau *depth pixel*.

### Kesimpulan

*Echo train length* (ETL) dalam *k-space* dan pembobotan T2 berpengaruh pada kualitas citra yaitu kontras citra FSE MRI lumbal. *Software* berbasis Matlab dapat digunakan untuk menganalisa kontras citra MRI, yang dapat mendukung hasil diagnosa secara visual oleh radiolog. SNR merupakan salah satu aspek yang penting dalam proses optimisasi citra yaitu semakin tinggi nilai SNR maka citra akan semakin baik dalam memberikan informasi diagnosa.

### Ucapan terima kasih

Karya ini terselenggara didukung oleh Instansi Radiologi RS.Kensaras Ungaran.

### Daftar Pustaka

- [1] Forshult, Stig E, 2007, magnetic resonance imaging- MRI- An Overview, Karlstad university, Swedia
- [2] Bushbreg, J.T.,J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, and J.M.Boone. 2002, *The Essential Physic of medical Imaging second edition*, second edition, 377- 462, Lippincott williams and Wilkins, Philadelphia, USA.
- [3] Gamio, J.C., Xu, D., Newitt, D., Han, E.T., Vigneron, D.B., and Majumdar, S., 2007, *Single shot fast spin echo diffusion tensor imaging of the lumbar spine at 1.5 and 3T*, Magnetic Resonance Imaging, 25, 665-670.
- [4] Woodward.Peggy, 2001, *MRI for Technologist second edition*, The McGraw-Hill Companies, USA.
- [5] Qin Qin., 2012, *Point spread functions of the T2 decay in k-space trajectories with long echo train*, Magnetic Resonance Imaging, 30, 1134– 1142.
- [6] Westbrook and Catherine, 1994, *Handbook of MRI Technique*, DP photoseting lesbury, Bucks Printed and Bound in Great Britain, Cambridge.
- [7] Carmichael, D.W., Thomas, D.L., and Ordidge, R.J., 2009, *Reducing ghosting due to k-space discontinuities in fast spin echo (FSE) imaging by a new combination of k-space ordering and parallel imaging*, Journal Magnetic Resonance, 200,119-125.
- [8] Maksymowych, and Walter P. 2007. *Magnetic Resonance Imaging for Spondyloarthritis Avoiding the Minefield*. The Journal of Rheumatology Publishing Company , Kanada.
- [9] Goethem, V.J.W.M., Parizel, P.M., and Jinkins, J.R., 2002, *Review Article: MRI of the Postoperative Lumbar Spine*, 44, 723–739.
- [10] Haughton and Victor. 2006. *Imaging Intervertebral Disc Degeneration*, Jurnal of Bone and Joint Surgery, Volume 88-A, Supplement 2.
- [11] Bryan, R.N., 2010, *Introduction to the science of medical Imaging*, 67-171, University Press, Cambridge New York.