

## ANALISA PENGARUH VARIASI ECHO TRAIN LENGTH (ETL) PADA SEKUEN T2 WEIGHTED IMAGE (T2WI) AXIAL PROPELLER TERHADAP KUALITAS CITRA PEMERIKSAAN BRAIN MAGNETIK RESONANCE IMAGING (MRI)

<sup>1</sup>Yoyok Dwi Kurniarahman, <sup>2</sup>Gunawan Santoso, <sup>3</sup>Darmini

<sup>1</sup>General Hospital Panglima Sebaya Kalimantan Timur, Indonesia

<sup>2</sup>General Hospital dr Kariadi Semarang

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

Corresponding author: Written name of author  
e-mail: yo2dwi@gmail.com

### ABSTRACT

**Background:** Echo Train Length (ETL) or turbo factor refers to the echo number of radiofrequency pulse refocusing  $180^{\circ}$  after excitation RF pulse which used in Fast Spin Echo (FSE). ETL was is the single most important parameter on the image quality. Longer ETLs result in more T2-weighting because more late echoes with longer TE's contribute to the overall signal. Longer ETL's also associated with a decrease in the overall signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) because the later echoes are weaker and the image having blurring. The ETL was influence with scanning time. PROPELLER sequences can be reducing the artefact motion. The aim of this research is to known how the effect of the ETLs variation on sequences T2WI axial PROPELLER to the best image quality and the ETLs value which have best quality.

**Methods:** This type of study is a quantitative study conducted with an experimental approach in Radiology Installation of Santo Borromeo's Bandung. Data is collected by the examination brain MRI in 6 (six) patients, after a brain MRI scanning with axial slice T2WI PROPELLER sequences, with variation of Echo Train Length (ETL). The variation of ETL we used are 12, 18, 24 and 30. And the estimation using Region of Interest (ROI) at the ventricle lateral, nucleus caudate, putamen, thalamus and internal capsule. The assessment results are summarized and then in a statistical test using SPSS version 23.0 with the method of Pearson correlate and linier regression.

**Results:** The result showed that there is having effect of Echo Train Length (ETL) on sequences T2WI axial PROPELLER to the image quality. There is a strong correlation which the result of significant value  $0,000 < p$  value  $0,05$ . The relation effect variation of ETL with SNR very strong is nucleus caudate and CNR very strong between nucleus caudate and ventricle lateral. The mean rank value of SNR and CNR have been showed is ETL 12 with a mean rank up to 152,57 and 121,18

**Conclusion:** There was the influence of the echo train length toward image quality of brain MRI on sequences T2WI axial PROPELLER. The best echo train length value of brain MRI on sequence T2WI axial PROPELLER is 12.

**Keywords :** Echo Train Length, ETL, T2WI, PROPELLER, brain MRI

### Pendahuluan

MRI adalah proses pencitraan medis yang menggunakan medan magnetik dan sinyal Radio Frekuensi (RF) untuk memproduksi citra struktur anatomi, kehadiran dari suatu penyakit dan fungsi biologis lainnya dari tubuh manusia (Sprawls, 2000). Pada MRI dapat dihasilkan citra T1 *Weighted Image* (T1WI) atau pembobotan citra T1, T2 *Weighted Image* (T2WI) atau pembobotan citra T2, *Proton Density Weighted Image* (PDWI), *Diffusion Weighted Image* (DWI) serta *Susceptibility Weighted Image* (SWI). Sehingga dihasilkan citra yang tampak dengan intensitas yang berbeda-beda. Perbedaan intensitas yang dihasilkan ini akan membantu mendifferensiasikan suatu lesi.

T2 *Weighted Image* (T2WI) merupakan suatu pembobotan dimana kontras citra terutama tergantung pada perbedaan waktu relaksasi T2 antara lemak dan air. Untuk mendapatkan kontras citra, *Time of Echo* (TE) mengontrol Jumlah T2 *decay* yang terjadi sebelum sinyal diterima. Untuk mencapai T2 *Weighted Image* (T2WI), TE pada lemak dan air membutuhkan waktu lebih panjang untuk *decay*. Jika TE terlalu pendek, maka lemak dan air tidak cukup waktu untuk terjadi *decay*, sehingga perbedaan waktu relaksasi T2 tidak menimbulkan gambar. TE mengontrol jumlah T2 *Weighted*

*Image* (T2WI), dan untuk T2 *Weighted Image* (T2WI), TE harus panjang (Westbrook, 2011).

Kualitas citra MRI sangat mempengaruhi kemampuan untuk memberikan gambaran kontras pada jaringan lunak tubuh. Kualitas gambar MRI yang optimal ditentukan oleh empat karakteristik, yaitu *contrast to noise ratio* (CNR), *spatial resolution*, *signal to noise ratio* (SNR), dan *scan time*. CNR adalah perbedaan SNR antar organ yang saling berdekatan. CNR yang baik dapat menunjukkan perbedaan daerah yang terdapat patologis maupun yang sehat (Westbrook, 1998).

*Echo Train Length* (ETL) atau *turbo factor* merupakan nomer *echo* dari *refocusing*  $180^{\circ}$  pulsa radiofrekuensi (RF) setelah eksitasi pulsa RF yang digunakan pada sekuen *Fast Spin Echo* (FSE). ETL sangat berperan dalam menentukan kualitas citra. Semakin panjang ETL akan meningkatkan pembobotan T2 (T2WI) karena *echo* yang lambat dengan TE lebih panjang akan menambah sinyal secara keseluruhan. ETL yang lebih panjang akan menurunkan *Signal to Noise Ratio* (SNR), sehingga akan mempengaruhi *Contrast to Noise Ratio* (CNR) karena perlambatan *echo* yang melemah dan gambar akan menjadi kabur. ETL juga akan mempengaruhi waktu

scanning. ETL yang panjang akan dapat mengurangi waktu scanning.

Pada tahun 1982-1983, ketika para peneliti menemukan bahwa T2WI pada citra *spin echo* menunjukkan patologis yang lebih baik, T2WI menjadi bagian yang tidak dapat tergantikan pada pencitraan klinis MRI (Elmağlu dan Çelik, 2012). Setiap merk pesawat MRI mempunyai identitas atau nama tersendiri untuk melakukan kompensasi terhadap sekuen atau parameter dasar pencitraan MRI yang ada. Dikembangkan oleh James G. Pipe pada sekitar tahun 1999, sebuah teknik dengan sebutan *Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction* (PROPELLER) sebagai metode untuk mengurangi koreksi pergerakan di dalam suatu bidang, fase yang tidak konsisten dan seluruh pergerakan (Pipe, 1999). Setiap merk pesawat MRI mempunyai sebutan yang berbeda-beda. Pada *General Electric* (GE) disebut dengan PROPELLER, Siemens dengan BLADE, Philips familiar dengan MultiVane, Hitachi dengan sebutan RADAR, dan Toshiba menyebutnya JET. PROPELLER dapat dimanfaatkan untuk sekuen seperti *Diffusion Weighted Image* (DWI), *Fluid Attenuation Inversion Recovery* (FLAIR) dan *T2 Weighted Image* (T2WI) ([mri-q.com/propellerblade.html](http://mri-q.com/propellerblade.html), 2016).

Menurut Brown dan Semelka (2003) disebutkan pada sekuen *Echo Train Spin Echo* (ETSE) pembobotan T2 (T2WI) *Echo Train Length* (ETL) yang biasa digunakan untuk pemeriksaan *brain* dan *spine*/tulang belakang MRI adalah kurang dari 10 (sepuluh). Sedangkan ETL sangat panjang/lebih dari 100 (seratus) dapat digunakan pada citra abdomen MRI untuk akuisisi pembobotan T2 (T2WI) dalam waktu kurang dari 1 (satu) detik. ETL lebih panjang akan mengikuti waktu *scan* yang lebih pendek pada pengumpulan data yang lebih efisien. Begitu pula halnya dikatakan oleh Elmao dkk (2012) ETL atau *turbo factor* tertinggi merupakan akuisisi *Magnetic Resonance* (MR) tercepat, tertinggi dalam pembobotan T2 (T2WI), jumlah irisan berkurang, lebih banyak artefak pergerakan dan keaburan citra menjadi lebih banyak.

Sedangkan menurut Westbrook (1999) pada sekuen *Fast Spin Echo* (FSE) dengan pembobotan T2 (T2WI) pada pemeriksaan *brain* MRI menggunakan *repetition time* (TR) lebih dari 4000 (empat ribu) milidetik dengan nilai ETL lebih besar sama dengan 16 (enam belas) akan meningkatkan keaburan pada citra. Disebutkan pula, bahwa ETL yang bisa digunakan dengan menggunakan *medium* ETL yaitu dengan rentang 8 (delapan) hingga 16 (enam belas), dengan TR 4000 (empat ribu) mili detik dan *Time of Echo* (TE) 90 (sembilan puluh) pada pemeriksaan *axial brain* MRI sekuen FSE pembobotan T2 (T2WI). Sedangkan menurut Elmağlu dan Çelik (2012), disebutkan bahwa untuk sekuen FSE (*Fast Spin Echo*) pembobotan T1 (T1WI), ETL yang biasa dipilih 2 (dua) hingga 3 (tiga), 6 (enam) sampai 8 (delapan) untuk *Proton Density Weighted Image* (PDWI), dan pembobotan T2 (T2WI) lebih baik menggunakan ETL 12 (dua belas) hingga 30 (tiga puluh).

Berdasarkan pengamatan penulis di beberapa rumah sakit dengan modalitas MRI 1,5 Tesla didapatkan bahwa dalam pelaksanaan pemeriksaan *brain* MRI khususnya pada sekuen *T2 Weighted Image* (T2WI) belum dianalisa informasi terbaik yang dapat dihasilkan oleh pesawat MRI yang ada. Biasanya nilai ETL yang digunakan pada pemeriksaan *brain* MRI di beberapa rumah sakit bervariasi seperti Rumah Sakit Abdul Wahab Syahrani Samarinda menggunakan ETL 28 (dua puluh delapan), Rumah Sakit Panti Rapih Yogyakarta ETL yang digunakan adalah 32 (tiga puluh dua), Rumah Sakit Santa Elizabeth Semarang ETL yang digunakan sebesar 28 (dua puluh delapan) dan Rumah Sakit Santo Borromeus Bandung ETL yang biasa digunakan adalah 24 (dua puluh empat). Nilai ETL yang berbeda-beda tersebut mampu menghasilkan tingkat kualitas citra yang berbeda.

### Metode

Jenis penelitian ini adalah penelitian kuantitatif dengan pendekatan eksperimen. Dilakukan dengan MRI GE Signa XdHT 1,5 Tesla di Rumah Sakit Santo Borromeus Bandung pada bulan November 2016 hingga Januari 2017. Populasi dan sampel penelitian adalah 6 pasien dengan indikasi klinis tumor *benign*. Masing-masing pasien dilakukan 4 variasi *Echo Train Length* (ETL) dengan varian 12, 18, 24, dan 30. Kemudian penilaian dilakukan dengan menggunakan *Region of Interest* (ROI) pada daerah *ventrikel lateral*, *nucleus caudatus*, *putamen*, *thalamus* dan *capsula interna* untuk mengukur SNR dan CNR. Analisa data dilakukan dengan uji korelasi Pearson dan regresi linier. Data dari setiap variasi nilai *Echo Train Length* (ETL) menghasilkan citra 22 irisan tiap gambar, dan dipilih satu citra pada pertengahan kepala.

Tabel 1. Variabel terkontrol penelitian

Parameter	STIR	Keterangan
FOV (mm)	240	Variabel Terkontrol
Matrix	512 x 512	
Flip Angle (FA)	160 <sup>0</sup>	
NEX / NSA	2	
Slice Thickness(mm)	5	
ROI (cm <sup>2</sup> )	0,01	

Data dari hasil SNR dan CNR akan diolah dan dianalisa program IBM SPSS *Statistic* 23. Data yang dihasilkan berupa data rasio. Data tersebut diuji dengan *Shapiro Wilk* untuk mengetahui normalitas data. Data dikatakan normal apabila nilai signifikansi (*p value*) > 0,05. Selanjutnya apabila data berdistribusi normal, data diolah dengan uji korelasi *Pearson* untuk mengetahui hubungan antara variasi ETL dengan SNR dan CNR organ. Serta uji *regresi linier* untuk mengetahui apakah ada pengaruh yang bermakna dari variasi ETL. Untuk menentukan ETL paling baik adalah dengan mencari nilai *mean rank* tiap variasi ETL terhadap nilai SNR dan CNR yang dihasilkan. Nilai *mean rank* tertinggi pada SNR dan CNR menunjukkan nilai ETL paling baik. Nilai ETL paling baik akan menghasilkan citra yang lebih berkualitas.

**Hasil dan Pembahasan**

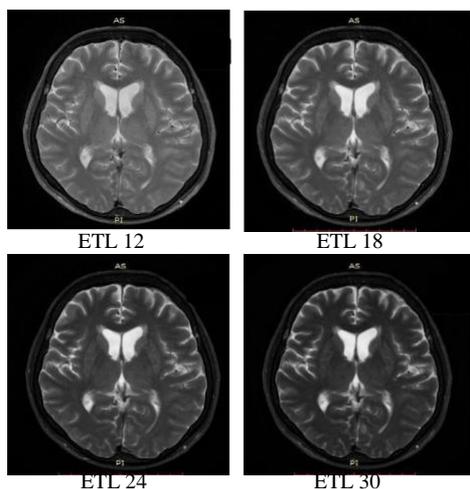
1. Pengaruh Variasi *Echo Train Length* (ETL) terhadap SNR dan CNR pemeriksaan *brain MRI* sekuen T2 *Weighted Image* (T2WI) *Axial PROPELLER*.

Penelitian telah dilaksanakan terhadap 6 pasien dengan karakteristik: Laki-laki dan perempuan, usia 48-65 tahun, berat badan 50-100 kg.

Tabel 2. Deskripsi sampel penelitian

Pasien	Jenis Kelamin	Usia	Berat Badan
1	Laki – laki	65 th	100 kg
2	Laki – laki	55 th	80 kg
3	Laki – laki	62 th	59 kg
4	Laki – laki	59 th	65 kg
5	Perempuan	58 th	50 kg
6	Perempuan	48 th	62 kg

Hasil citra tiap variasi dipilih satu irisan yang mampu menampilkan *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna* yaitu pada irisan tengah kepala.



Gambar 1. Hasil citra variasi ETL

a. SNR

Tabel 3. Hasil rata - rata pengukuran SNR kepala

ETL	SNR				
	Ventrikel lateral	Nucleus caudatus	Putamen	Thalamus	Capsula interna
12	243,11	144,61	129,19	134,15	112,10
18	268,05	126,78	114,43	115,96	98,43
24	323,20	101,13	88,36	93,51	77,22
30	353,11	86,35	71,07	76,16	64,30

Hasil pengukuran SNR lumbal kemudian dilakukan uji statistik normalitas data *shapiro wilk test*, berdasarkan hasil uji normalitas data diperoleh *p value* > 0,05, sehingga dapat dikatakan data berdistribusi normal.

Tabel 4 Nilai signifikansi (*p value*) SNR dari hasil uji normalitas data

SNR citra diagnostik	Statistic	df	Sig	keterangan
<i>ventrikel lateral</i>	0,924	24	0,071	data normal
<i>thalamus</i>	0,955	24	0,343	data normal
<i>nucleus caudatus</i>	0,944	24	0,202	data normal
<i>putamen</i>	0,959	24	0,416	data normal
<i>capsula interna</i>	0,929	24	0,94	data normal

Tabel 5. Hasil koefisien korelasi *Pearson* SNR kepala

SNR	R	Sig.	Makna
<i>ventrikel lateral</i>	0,815**	0,000	Hubungan “sangat kuat” dan bermakna antara ETL dan SNR <i>ventrikel lateral</i> . Tanda positif menyatakan korelasi searah
<i>thalamus</i>	-0,925**	0,000	Hubungan “sangat kuat” dan bermakna antara ETL dan SNR <i>thalamus</i> . Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah
<i>nucleus caudatus</i>	-0,935**	0,000	Hubungan “sangat kuat” dan bermakna antara ETL dan SNR <i>nucleus caudatus</i> . Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah
<i>putamen</i>	-0,903**	0,000	Hubungan “sangat kuat” dan bermakna antara ETL dan SNR <i>putamen</i> . Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah

Catatan : \*\* korelasi signifikan pada tingkat kepercayaan 95%

Berdasarkan hasil uji korelasi *Pearson* pada interval kepercayaan 95 %, antara ETL dengan SNR organ *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna* menunjukkan *p value* < 0,05, sehingga dapat disimpulkan bahwa ada pengaruh variasi ETL terhadap SNR organ *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna*. Nilai R berada diantara 0 (nol) sampai dengan 1 (satu). Semakin mendekati angka 1 (satu), hubungan antar variabel semakin kuat, dan sebaliknya semakin mendekati angka 0 (nol) maka hubungan antar variabel makin lemah. Sedangkan tanda positif (+) menunjukkan hubungan yang searah dan tanda minus (-) dan menunjukkan hubungan yang berlawanan arah. Pada organ *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna* tampak hubungan yang sangat kuat dan sangat signifikan atau bermakna dengan variasi ETL.

Tabel 6. Hasil uji regresi linier SNR *brain MRI*

SNR	R Square (R <sup>2</sup> )	Sig.	Makna R Square
<i>ventrikel lateral</i>	0,664	0,000	Ada pengaruh yang signifikan ETL terhadap SNR <i>ventrikel lateral</i> , 66,4% SNR pada <i>ventrikel lateral</i> dipengaruhi oleh ETL, dan sisanya (35,6%) dipengaruhi oleh faktor lain
<i>thalamus</i>	0,856	0,000	Ada pengaruh yang signifikan ETL terhadap SNR <i>thalamus</i> , 85,6 % SNR pada <i>thalamus</i> dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (14,4%) dipengaruhi oleh faktor lain
<i>nucleus caudatus</i>	0,873	0,000	Ada pengaruh yang signifikan ETL terhadap SNR <i>nucleus caudatus</i> , 87,3 % SNR pada <i>nucleus caudatus</i> dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (12,7%) dipengaruhi oleh faktor lain
<i>putamen</i>	0,815	0,000	Ada pengaruh yang signifikan ETL terhadap SNR <i>putamen</i> , 81,5 % SNR pada <i>nucleus lentiformis</i> dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (19,5%) dipengaruhi oleh faktor lain

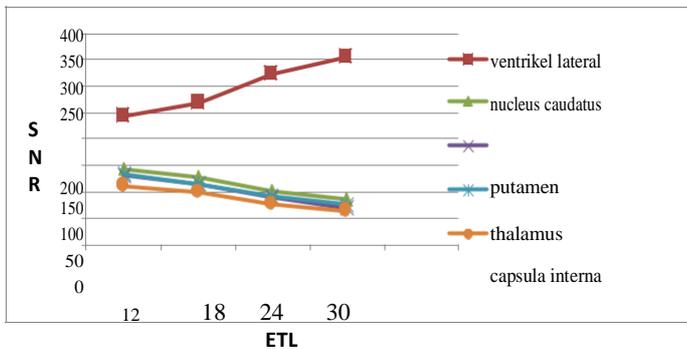
Tabel 6 merupakan tabel R square (R<sup>2</sup>) atau kuadrat dari R yang menunjukkan nilai koefisien determinasi. Angka ini diubah ke dalam bentuk persen, yang artinya presentase sumbangan pengaruh variabel independen (variasi ETL) terhadap variabel dependen (SNR citra organ).

Dari hasil uji regresi, dapat diperoleh persamaan regresi ETL terhadap SNR, yaitu persamaan  $Y = a + bX$ , dimana Y adalah SNR; a adalah koefisien regresi; b adalah konstanta dan X adalah ETL.

Tabel 7. Hasil persamaan regresi SNR

SNR	Nilai konstanta (B)	Koefisien regresi	Persamaan regresi
<i>ventrikel lateral</i>	162,064	0,815	$y = 162,064 + 0,815x$
<i>thalamus</i>	173,864	-0,925	$y = 173,864 - 0,925x$
<i>nucleus caudatus</i>	184,428	-0,935	$y = 184,428 - 0,935x$
<i>putamen</i>	170,915	-0,903	$y = 170,915 - 0,903x$
<i>capsula interna</i>	145,630	-0,885	$y = 145,630 - 0,885x$

Berdasarkan hasil persamaan regresi SNR pada tabel 7, akan didapatkan grafik sebagai berikut :



Gambar 2. Grafik hasil persamaan regresi SNR

Berdasarkan grafik pada gambar 2, dapat diketahui bahwa pada organ *ventrikel lateral* seiring dengan penambahan nilai ETL, SNR yang dihasilkan akan semakin meningkat. Sedangkan pada organ *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna* seiring penambahan nilai ETL, SNR yang dihasilkan semakin menurun.

b. CNR

Tabel 8. Hasil rata-rata pengukuran CNR kepala

ETL	CNR				
	<i>ventrikel lateral - nucleus caudatus</i>	<i>ventrikel lateral - capsula interna</i>	<i>thalamus - capsula interna</i>	<i>nucleus caudatus - capsula interna</i>	<i>putamen - capsula interna</i>
12	106,50	131,00	22,01	32,51	17,69
18	147,28	169,62	17,52	28,34	16,01
24	214,07	245,65	16,3	23,91	11,14
30	260,76	288,81	11,87	22,05	6,77

Hasil pengukuran CNR lumbal kemudian dilakukan uji statistik normalitas data *shapiro wilk test*, berdasarkan hasil uji normalitas data diperoleh p value > 0,05, sehingga dapat dikatakan data berdistribusi normal.

Tabel 9. Nilai signifikansi (p value) SNR dari hasil uji normalitas data

CNR citra diagnostik	Statistic	df	Sig	keterangan
<i>ventrikel lateral - nucleus caudatus</i>	0,919	24	0,055	data normal
<i>ventrikel lateral - capsula interna</i>	0,923	24	0,069	data normal
<i>thalamus - capsula interna</i>	0,926	24	0,079	data normal
<i>nucleus caudatus - capsula interna</i>	0,946	24	0,226	data normal
<i>putamen - capsula interna</i>	0,934	24	0,118	data normal

Tabel 10. Hasil koefisien korelasi *Pearson (R)* CNR kepala

CNR citra diagnostik	R	P (Sig)	Makna
SNR <i>ventrikel lateral</i> - SNR <i>nucleus caudatus</i>	0,928**	0,000	Hubungan "sangat kuat" dan bermakna antara ETL dan CNR <i>ventrikel lateral</i> dengan <i>nucleus caudatus</i> . Tanda positif menyatakan korelasi searah
SNR <i>ventrikel lateral</i> - SNR <i>capsula interna</i>	0,919**	0,000	Hubungan "sangat kuat" dan bermakna antara ETL dan CNR <i>ventrikel lateral</i> dengan <i>capsula interna</i> . Tanda positif menyatakan korelasi searah
SNR <i>thalamus</i> - SNR <i>capsula interna</i>	-0,117	0,587	Hubungan "sangat lemah" dan tidak bermakna antara ETL dan CNR <i>thalamus</i> dengan <i>capsula interna</i> . Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah
SNR <i>nucleus caudatus</i> - SNR <i>capsula interna</i>	-0,460	0,024	Hubungan "sedang" dan bermakna antara ETL dan CNR <i>nucleus caudatus</i> dengan <i>capsula interna</i> , Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah
SNR <i>putamen</i> - SNR <i>capsula interna</i>	-0,353	0,091	Hubungan "lemah" dan tidak bermakna antara ETL dan CNR <i>putamen</i> dengan <i>capsula interna</i> , Tanda negatif menyatakan korelasi berlawanan arah

Catatan : \*\* korelasi signifikan pada tingkat kepercayaan 99%

Berdasarkan tabel 10 pada hasil signifikansi (*p value*), tampak bahwa CNR pada *thalamus - capsula interna*, *putamen - capsula interna* menunjukkan *p value* > 0,05,

yang artinya tidak ada pengaruh variasi ETL terhadap CNR pada *thalamus - capsula interna*, *putamen - capsula interna*. Sedangkan CNR pada *ventrikel lateral - nucleus caudatus*, *ventrikel lateral - capsula interna* dan *nucleus caudatus - capsula interna* menunjukkan *p value* < 0,05 sehingga dapat disimpulkan bahwa ada pengaruh variasi ETL terhadap CNR pada *ventrikel lateral - nucleus caudatus*, *ventrikel lateral*, dan *nucleus caudatus - capsula interna*.

Tabel 11. Hasil uji regresi CNR brain MRI

CNR citra	R <sup>2</sup>	Sig	Makna
SNR ventrikel lateral – SNR nucleus caudatus	0,861	0,000	Ada pengaruh yang signifikan variasi ETL terhadap CNR ventrikel lateral dengan nucleus caudatus. 86,1% CNR pada ventrikel lateral dengan nucleus caudatus dipengaruhi oleh ETL, dan sisanya (13,9%) dipengaruhi oleh faktor lain
SNR ventrikel lateral – SNR capsula interna	0,844	0,000	Ada pengaruh yang signifikan variasi ETL terhadap CNR ventrikel lateral dengan capsula interna. 84,4% CNR pada ventrikel lateral dengan capsula interna dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (14,6%) dipengaruhi oleh faktor lain
SNR thalamus - SNR capsula interna	0,014	0,587	Tidak ada pengaruh variasi ETL terhadap CNR thalamus dengan capsula interna. 0,14% CNR pada thalamus dengan capsula interna, dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (99,86%) dipengaruhi oleh faktor lain. Tanda negatif berarti berlawanan arah
SNR nucleus caudatus – SNR capsula interna	0,211	0,024	Ada pengaruh variasi ETL terhadap CNR nucleus caudatus dengan capsula interna. 21% CNR pada nucleus caudatus dengan capsula interna, dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (79%) dipengaruhi oleh faktor lain. Tanda negatif berarti berlawanan arah
SNR putamen – SNR capsula interna	0,124	0,91	Tidak ada pengaruh variasi ETL terhadap CNR putamen dengan capsula interna. 1,24 % CNR pada putamen dengan capsula interna dipengaruhi oleh variasi ETL dan sisanya (98,76%) dipengaruhi oleh faktor lain. Tanda negatif berarti berlawanan arah

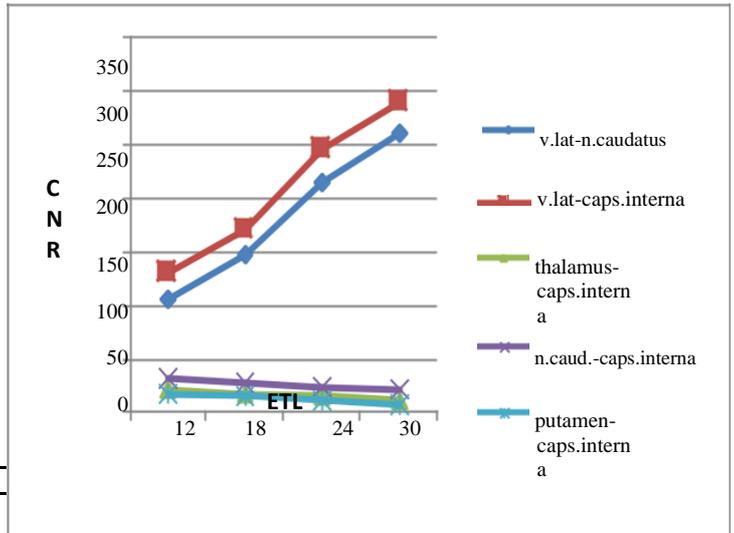
Tabel 12. Hasil persamaan regresi CNR brain MRI

CNR citra	B Constant	Koefisien regresi	Persamaan
ventrikel lateral - nucleus caudatus	3,198	0,928	y = 3,198 + 0,928x
ventrikel lateral – capsula interna	16,434	0,919	y = 16,434 + 0,919x
thalamus - capsula interna	18,020	-0,117	y = 18,020 - 0,117x
nucleus caudatus - capsula interna	32,751	-0,460	y = 32,751 - 0,460x
putamen – capsula interna	22,959	-0,353	y = 22,959 - 0,353x

Dari hasil uji regresi pada tabel 12, dapat diperoleh persamaan regresi ETL terhadap CNR, yaitu persamaan  $Y = a + bX$ , dimana Y adalah CNR; a adalah koefisien regresi; b adalah konstanta dan X adalah ETL.

Berdasarkan hasil persamaan regresi SNR pada tabel 12, akan didapatkan grafik sebagai berikut :

Gambar 3. Grafik hasil persamaan regresi CNR



Berdasarkan grafik pada gambar 3, dapat diketahui bahwa pada organ *ventrikel lateral* dengan *nucleus caudatus*, dan *ventrikel lateral* dengan *capsula interna* seiring dengan penambahan nilai ETL, CNR yang dihasilkan akan semakin meningkat. Sedangkan pada organ *thalamus* dengan *capsula interna*, *nucleus caudatus* dengan *capsula interna*, dan *putamen* dengan *capsula interna* seiring penambahan nilai ETL, CNR yang dihasilkan akan semakin menurun.

2. Nilai *Echo Train Length* (ETL) paling baik pada Pemeriksaan *brain MRI* Sekuen T2 *Weighted Image* (T2WI) Axial PROPELLER

Tabel 13. Hasil uji *descriptive mean rank*

Nilai ETL	Mean Rank SNR	Mean Rank CNR
12	152,5651	121,1758
18	144,7286	104,8699
24	138,5777	77,0709
30	130,1957	61,5756

Berdasarkan tabel 13 dapat diketahui bahwa *mean rank* tertinggi SNR dan CNR berada pada ETL 12 dengan nilai *mean rank* SNR 152,57 dan *mean rank* CNR 121,28. Sedangkan *mean rank* terendah SNR berada pada ETL 30 dengan nilai 130,20 dan *mean rank* terendah CNR berada pada ETL 30 dengan nilai 61,58.

**Pembahasan**

1. Pengaruh Variasi *Echo Train Length* (ETL) terhadap Kualitas Citra pemeriksaan *brain MRI* sekuen T2

*Weighted Image* (T2WI) Axial PROPELLER

a. Pengaruh variasi ETL terhadap SNR

Berdasarkan hasil bahwa nilai SNR tertinggi tampak pada organ *ventrikel lateral* dan nilai SNR terendah terdapat pada organ *capsula interna*.

Berdasarkan hasil uji normalitas data SNR *brain MRI* pada tabel 4, dapat diketahui bahwa data berdistribusi normal. Uji normalitas data yang digunakan adalah *shapiro wilk test*, karena data yang dihasilkan kurang dari 50.

Menurut Priyatno (2012), data dikatakan berdistribusi normal jika  $p \text{ value} > 0,05$ . Berdasarkan tabel tersebut dapat diketahui bahwa data nilai SNR lumbal yang dihasilkan berdistribusi normal, yaitu  $p \text{ value} > 0,05$ . Dari tabel 4 dapat diketahui bahwa data SNR berdistribusi normal. Sehingga dilanjutkan dengan uji korelasi *Pearson*.

Dari hasil analisis koefisien korelasi *Pearson*, didapatkan ada hubungan yang signifikan ( $p \text{ value} < 0,05$ ) pada organ *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna*. Dari hasil uji regresi linier diperoleh persamaan regresi dimana pada organ *ventrikel lateral* pada setiap penambahan ETL, nilai SNR *ventrikel lateral* akan meningkat. Sedangkan pada *diskus*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen*, dan *capsula interna* pada setiap penambahan ETL, SNR akan mengalami penurunan.

Ada korelasi atau hubungan yang sangat kuat antara variasi ETL dengan *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen* dan *capsula interna*. Sebagaimana dapat dilihat pada tabel 5 menunjukkan nilai signifikan  $< 0,05$  yang artinya ada pengaruh dan hubungan yang sangat kuat antara variasi ETL dengan organ *ventrikel lateral*, *thalamus*, *nucleus caudatus*, *putamen* dan *capsula interna*.

Menurut (Sze et al, 1993), dikatakan bahwa parameter ETL yang meningkat akan menurunkan SNR, Akan tetapi kontras meningkat dengan waktu akuisisi yang lebih rendah dan artefak pergerakan juga berkurang, Hal ini sesuai dengan hasil data penelitian ini didapatkan bahwa ETL yang tinggi justru akan menurunkan SNR, Hal ini juga dikatakan bahwa hasil ETL yang lebih panjang akan menambah pembobotan citra T2 karena lebih banyak *echo* yang mengalami perlambatan dengan TE yang lebih panjang mengkontribusi sinyal secara keseluruhan serta ETL yang lebih panjang secara keseluruhan akan menurunkan SNR karena *echo-echo* yang melambat menjadi lemah. Hal ini juga sama seperti Woodward dan Peggy (2001) keuntungan dari ETL adalah dapat mengurangi waktu *scanning*, sedangkan kekurangan yang dihasilkan dari penambahan ETL dapat menyebabkan gambar menjadi kabur dan juga memungkinkan pengurangan pada nilai SNR. Pemakaian parameter ETL memungkinkan dalam pembentukan citra yang cepat, *echo* yang panjang memungkinkan untuk menghasilkan pembobotan pada T2 dengan kontras resultan.

Penurunan nilai SNR pada tiap jaringan, dapat dipengaruhi oleh struktur molekul pada setiap jaringan. Jika pada jaringan tersebut memiliki komposisi atom hidrogen yang banyak akan menghasilkan SNR yang tinggi. Selain itu, faktor usia juga mempengaruhi hasil citra MRI karena komposisi atom hidrogen pada tiap jaringan akan berkurang dengan bertambahnya usia. Sehingga pada penelitian ini, organ yang paling sensitif terhadap ETL adalah pada *ventrikel lateral* yang berisi banyak cairan atau atom hidrogen karena terdapat cairan serebrospinal (CSF). Penggunaan ETL yang terlalu panjang, akan menyebabkan lemak/fat dan cairan menjadi hiperintens (terang). Hal ini terjadi, akibat pulsa radiofrekuensi (RF)  $180^{\circ}$  *rephasing* akan mengurangi interaksi *spin* pada lemak sehingga T2 decay meningkat dan lemak akan berwarna keabu-abuan (*J-Coupling*) yang merupakan keterbatasan dari sekuen *Fast Spin Echo* (FSE). Aplikasi ETL yang berlebihan akan menyebabkan amplitudo sinyal akan menurun. Hal ini disebabkan karena dalam aplikasi ETL yang cukup besar dengan *Echo Time* (TE) yang semakin banyak akan menyebabkan proses *phase encode* yang akan mengisi ruang K atau *K-space* akan lebih cepat (Westbrook, 2002).

Menurut Liney, 2006 peningkatan *Echo Time* (TE) akan menyebabkan peningkatan pembobotan T2. Akan tetapi, sinyal menjadi lebih lemah. Dan menurut Kuperman, 2000 untuk meningkatkan citra SNR dapat ditingkatkan dengan menggunakan sinyal rata-rata, akan tetapi dapat meningkatkan waktu *scanning*. Sehingga, meningkatkan sinyal rata-rata tidak menjadi efektif. SNR dapat ditingkatkan dengan mengubah variasi parameter citra seperti ukuran matriks dan waktu akuisisi. Pada penelitian ini membuktikan bahwa ETL yang meningkat pada sekuen T2WI *axial PROPELLER* akan meningkatkan TE, TR, dan secara keseluruhan SNR akan menurun.

Berdasarkan hasil penelitian ini sudah sesuai dengan teori yang ada. Dimana *Echo Train Length* (ETL) yang semakin besar akan menurunkan SNR. Faktor yang mempengaruhi adalah karena dengan *Echo Train Length* (ETL) yang meningkat, sinyal *echo-echo* yang melambat akan menjadi lemah. Meskipun dengan menurunkan *Echo Train Length* (ETL) yang pendek akan meningkatkan waktu *scanning*. Hal tersebut terjadi karena dengan *Echo Train Length* (ETL) yang semakin kecil maka sinyal akan menjadi lebih lama dalam pengisian ruang atau *K-space*.

Faktor lain yang mempengaruhi SNR selain *Echo Train Length* (ETL) yaitu faktor inherensi jaringan (obyek), faktor komponen MRI dan faktor teknis. Faktor inherensi jaringan seperti densitas proton daerah yang diperiksa, dimana semakin tinggi densitas proton maka semakin tinggi nilai SNR yang dihasilkan, waktu relaksasi T1 dan T2 yang pendek menyebabkan SNR meningkat, adanya gerakan fisiologis seperti aliran darah, CSF dan *chemical shift* pada obyek menyebabkan SNR menurun. Faktor komponen MRI seperti magnet utama, shim coil, radiofrekuensi coil dan sistem komputer. Jika komponen MRI tidak terawat dan terkalibrasi dengan baik akan menyebabkan kekuatan medan magnet dan tingkat homogenitasnya menurun sehingga sinyal menurun dan *noise* meningkat. *Noise* dihasilkan dari variasi sinyal yang terdapat pada substansi tubuh, disebabkan oleh inhomogenitas medan magnet yang akan menghasilkan background pada sinyal. Kemudian faktor teknis, berupa parameter yang digunakan seperti tebal irisan dimana semakin besar ukuran ketebalan irisan maka semakin tinggi pula nilai SNR, TR yang panjang dapat meningkatkan SNR dan TR yang pendek dapat mengurangi SNR. *Flip angle* (FA) yang kecil dapat menghasilkan SNR yang rendah, NEX bertambah maka jumlah data yang tersimpan pada *K-space* juga bertambah, NEX digandakan akan meningkatkan SNR sebesar 1,4. Dan penggunaan koil yang dipasang sedekat mungkin dengan obyek akan meningkatkan SNR (Westbrook, 1998).

Menurut Mc Robbie (2006) SNR merupakan salah satu aspek yang penting dalam proses optimisasi citra yaitu semakin tinggi nilai SNR maka kualitas citra akan semakin baik. Varian ETL yang disarankan.

b. Pengaruh variasi ETL terhadap CNR

Berdasarkan hasil rata-rata pengukuran CNR dapat diperoleh hasil bahwa nilai CNR tertinggi tampak antara *ventrikel lateral* dengan *nucleus caudatus* dan nilai CNR terendah tampak antara organ *thalamus* dengan *capsula interna*.

Berdasarkan hasil uji normalitas data CNR *brain MRI* pada tabel 9, dapat diketahui bahwa data berdistribusi normal dengan uji normalitas data *shapiro-wilk test* karena data yang dihasilkan kurang dari 50 (lima puluh).

Dari hasil analisis koefisien korelasi *Pearson*, didapatkan ada hubungan yang berpengaruh atau signifikan ( $p \text{ value} < 0,05$ ) variasi ETL terhadap CNR *ventrikel lateral – nucleus caudatus*, *ventrikel lateral – capsula interna*, *nucleus caudatus – capsula interna* dan *nucleus caudatus – capsula interna*. Sedangkan CNR pada organ *thalamus - capsula interna putamen - capsula interna* menunjukkan  $p \text{ value} > 0,05$ , yang artinya tidak ada pengaruh variasi ETL

terhadap CNR pada *thalamus - capsula interna*, dan *putamen - capsula interna*.

Dari hasil uji regresi linier pada tabel 11, diperoleh persamaan regresi yang diperjelas dengan grafik hasil persamaan regresi dimana setiap penambahan ETL sebanyak 6 (enam) dari semula, nilai CNR akan semakin meningkat pada organ ventrikel lateral – *nucleus caudatus*, ventrikel lateral – *capsula interna*. Sedangkan nilai CNR pada organ *nucleus caudatus – capsula interna*, *thalamus - capsula interna* dan *putamen - capsula interna* akan semakin menurun.

Secara keseluruhan, CNR akan menurun pada setiap penambahan ETL. Peningkatan nilai CNR seiring dengan meningkatnya SNR pada organ yang memiliki SNR paling tinggi dalam penelitian ini adalah ventrikel lateral. Hal ini dapat diketahui bahwa hasil CNR tertinggi pada organ ventrikel lateral – *capsula interna*. Sedangkan CNR terendah pada organ *putamen – capsula interna*.

Menurut Elster (2015) dan Simanjuntak (2014), ETL yang panjang menyebabkan penurunan pada SNR karena echo-echo selanjutnya akan lemah, sehingga akan mempengaruhi CNR dan gambar menjadi kabur, dengan ETL semakin panjang SNR menjadi menurun. Hal ini dapat dijelaskan bahwa, pada FSE dilakukan pengisian lebih dari satu baris *K-space* dalam satu Time of Repetition (TR), sehingga citra terbentuk lebih dari satu Time of Echo (TE). Echo dengan amplitudo tinggi akan mengisi pusat *K-space* dan menentukan kontras citra secara keseluruhan. TE yang menghasilkan echo dengan amplitudo tinggi disebut TE efektif. Pada pembobotan T2, TE efektif diatur sepanjang mungkin untuk memaksimalkan kontras T2. Echo yang menentukan ketajaman gambar merupakan echo yang memiliki amplitudo lebih rendah dan signal loss lebih besar dibanding echo yang berasal dari TE efektif. Signal loss inilah yang menyebabkan image blurring atau citra menjadi kabur pada penggunaan turbo factor (ETL). Sehingga setiap penambahan ETL akan memberikan perbedaan nilai pada CNR ventrikel lateral-nucleus caudatus, CNR ventrikel lateral-capsula interna, CNR nucleus caudatus-capsula interna, CNR thalamus-capsula interna, dan CNR putamen-capsula interna.

Semakin panjang ETL, pembobotan T2 akan semakin tinggi. Hal ini akan menyebabkan keaburan citra atau blurring, sehingga memungkinkan pengurangan nilai SNR atau perbandingan antara besarnya amplitudo sinyal dengan amplitudo noise, yang berpengaruh terhadap kontras citra atau CNR. Dari hasil pengukuran CNR per kriteria organ, nilai CNR tertinggi terdapat pada CNR ventrikel lateral

dengan nucleus caudatus, karena nucleus caudatus dan ventrikel lateral memiliki karakteristik jaringan yang berbeda, dimana *nucleus caudatus* struktur pembentuknya tidak banyak mengandung hidrogen sehingga pada gambaran akan *hypointense* (gelap) dan jaringan *ventrikel lateral* struktur yang membentuknya sangat kaya akan cairan yang mengandung hidrogen, dimana sangat peka terhadap resonansi frekuensi radio dan akan memberikan kontribusi pada citra yang sangat *hyperintense* (terang). Sehingga, sangat mudah dibedakan antara organ *ventrikel lateral* dengan *nucleus caudatus* pada sekuen T2WI axial PROPELLER. Berdasarkan hasil penelitian maka dapat dikatakan bahwa nilai *Echo Train Length* (ETL) mempengaruhi CNR. Namun nilai *Echo Train Length* (ETL) hanya berpengaruh terhadap CNR *ventrikel lateral* dengan *nucleus caudatus*, *ventrikel lateral – capsula interna* dan *nucleus caudatus - capsula interna*. Dengan nilai *Echo Train Length* (ETL) yang semakin tinggi maka CNR yang dihasilkan semakin rendah. *Echo Train Length* (ETL) dapat mempengaruhi CNR, karena CNR merupakan perbedaan SNR dari jaringan organ yang berdekatan. Dimana setiap organ memiliki nilai inherensi jaringan yang berbeda-beda. Nilai proton densitas yang terkandung pada setiap organ memiliki nilai yang berbeda-beda. Seperti *ventrikel lateral* yang mengandung hidrogen tampak hiperintens (terang), *capsula interna* mengandung fibrocartilago tampak lebih hipointens (gelap). Selain itu waktu relaksasi T1 dan T2 jaringan serta gerakan fisiologis jaringan akan mempengaruhi CNR. Nilai CNR akan lebih terlihat jika menggunakan pembobotan T2. CNR yang baik akan dapat menunjukkan perbedaan daerah yang patologis dengan daerah yang sehat. Faktor lain yang mempengaruhi CNR selain *Echo Train Length* (ETL) yaitu dengan memilih *magnetization transfer* dan menghilangkan gambaran jaringan normal dengan *spectral pre-saturation* atau menggunakan *Short Tau Inversion Recovery* (STIR) dan *Fluid Attenuated Inversion Recovery* (FLAIR) untuk menekan jaringan tertentu (Westbrook, 1998).

### Simpulan

Ada pengaruh variasi nilai *Echo Train Length* (ETL) pada sekuen T2 *Weighted Image* (T2WI) terhadap kualitas citra pemeriksaan *brain MRI*. Pengaruh variasi tersebut dilihat dari hasil SNR dan CNR terhadap organ *ventrikel lateral*, *nucleus caudatus*, *putamen*, *thalamus* dan *capsula*

Dari hasil *mean rank* pada SNR dan CNR *brain MRI* dapat diperoleh nilai *mean rank SNR tertinggi sebesar 152,57* dan *mean rank CNR tertinggi sebesar 121,18* dimana keduanya berada pada ETL 12. Berdasarkan hasil *mean rank* tersebut dapat disimpulkan bahwa nilai ETL pada sekuen T2 *Weighted Image* (T2WI) paling baik pada pemeriksaan *brain MRI* adalah 12.

### Daftar Pustaka

- Ai-Jun Ren, 2012, *MR imaging of the Spine at 3.0 T with T2-weighted Ideal Fast Recovery Fast Spin Echo Technique*, Korean Journal Radiology
- Bernstein, Matt A. PH. D, Kevin F. King, PH. D, dan Xiaohong Joe zhou, PH. D, 2004, *Handbook of MRI Pulse Sequences*, El Sevier Academic Press, USA
- Bitar, Richard, General Leung, Richard Perng, Alan R.Moody, Josee Sarrazin, Sameh Tadros, Caitlin McGregor, Monique Christakis, Sean Symons, Andrew Nelson, Timothy P.Roberts, 2006, *MR Pulse Sequences : What Every Radiologist Wants to Know but Is Afraid to Ask*, Radiographics ; 26:513-537
- Brown, Mark A., PH. D, dan Richard C. Semelka, M.D, 2003, *MRI Basic Principles and Application Third Edition*, John Willey & Sons Ltd, Canada
- David Cheng, Steven Thibodeau, Steve Tan, Clare dan Mc Tempny, 2010, *Comparison of Fast Recovery Spin Echo for T2 Weighted imaging of The Prostate Gland*, Magnetic Resonance Medical Magazine
- Edelman dan Hesselink, 1990, *Clinical Magnetic Resonance Imaging*, Saunders Company: USA
- Elster, Allen D, 2015, *FSE Parameters*, <http://mriquestions.com/fse-parameters.html>, Winston-Salem, diakses 13 Januari 2017.
- Hasemi, Ray H., William G Bradley, Jr, dan Christopher J. Lisanti, 2004, *MRI:The basics, 2nd Edition*, Lippincott Williams & Wilkins, USA
- Sugiyono, 2010, *Metode Penelitian Kuantitatif Kualitatif dan R&D*, Alfabeta, Bandung.
- Tamhane, Anish A, dan Konstantinos Arfakanis, 2009, *Motion Correction in PROPELLER and Turboprop-MRI*, NIH Public Access,
- Westbrook, Catherine, 1999, *Handbook of MRI technique*, Blackwell Science Ltd., United Kingdom