

Original paper

PENGARUH TIME REPETITION DAN ECHO TRAIN LENGTH DALAM FAST SPIN ECHO TERHADAP SIGNAL TO-NOISE RATIO

Rifaldi*¹, Syamsir Dewang¹, Sri Dewi Astuty¹, Nindy Arty¹, Purwanto²

¹Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasanuddin

²Instalasi Radiologi, RSUD Wahidin Makassar, Indonesia

Email: Frifaldi468@gmail.com

Received: 1 Juli 2024; revised: 11 Juli 2024; accepted: 15 Juli 2024

ABSTRAK

Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah salah satu modalitas pencitraan medis yang menggunakan medan magnet dan gelombang radio untuk menghasilkan gambar organ dan jaringan tubuh. Salah satu teknik MRI yang sering digunakan adalah Fast Spin Echo (FSE) sequence. FSE sequence memiliki beberapa kelebihan dibandingkan dengan sekuens MRI lainnya, yaitu waktu akuisisi yang lebih cepat dan artefak yang lebih sedikit. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh nilai Time Repetition (TR) dan Echo Train Length (ETL) dalam sekuens Fast Spin Echo (FSE) terhadap nilai *Signal to-Noise Ratio* (SNR). Penelitian ini menggunakan metode eksperimen dengan variasi nilai TR (600 ms, 1200 ms, 1800 ms, 2400 ms, 3000 ms dan 3600 ms) dan ETL (4, 8, 12, 16, 24, 28, dan 32) pada phantom MRI. Nilai SNR diukur pada setiap variasi TR dan ETL. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai SNR meningkat dengan peningkatan nilai TR dan penurunan nilai ETL. Hal ini disebabkan oleh semakin lama waktu relaksasi T1 jaringan, semakin tinggi sinyal yang dihasilkan. Sedangkan semakin pendek ETL, semakin sedikit artefak yang dihasilkan, sehingga SNR semakin tinggi. TR dan ETL memiliki pengaruh yang signifikan terhadap nilai SNR dalam FSE sequence. Pemilihan nilai TR dan ETL yang optimal dapat meningkatkan kualitas gambar MRI dengan SNR yang tinggi.

Kata Kunci: *Time Repetition (TR), Echo Train Length (ETL), Fast Spin Echo (FSE), Signal to-Noise Ratio (SNR), Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

PENDAHULUAN

Magnetic Resonance Imaging (MRI) merupakan salah satu teknik pencitraan diagnostik dalam ilmu kedokteran, terutamateknik pencitraan radiologi. Dalam ilmu kedokteran, khususnya radiologi, yang menghasilkan citra tubuh manusia dengan menggunakan citra resonansi magnetik tanpa menggunakan pemindai sinar-X. Teknik Pemindaian MRI agak rumit karena hasilnya bergantung pada beberapa faktor. Jika dilakukan dengan benar, komposisi tubuh manusia akan cukup rinci, sehingga

memungkinkan evaluasi komprehensif terhadap anatomi dan patologi sistem rangka tubuh [1]. Berbeda dengan computed tomography (CT), ultrasound (USG), dan X-ray, MRI sering digunakan untuk tujuan diagnostik karena menghasilkan citra dengan resolusi lebih tinggi dan kontras kualitas yang lebih baik antara lapisan luar otak. MRI juga memiliki kemampuan untuk mengukur volume tubuh 3 D atau 2 D penampang tanpa mengharuskan pasien untuk berbaring di antara dua penyedia layanan. Karena alasan ini, MRI dapat digunakan dalam prosedur medis untuk membantu

mengeluarkan instrumen melalui tubuh. Prosedur yang menggunakan MRI dapat memfasilitasi diagnosis, perencanaan perawatan, dan evaluasi prosedur selama satu sesi klinis, yang pada gilirannya dapat meningkatkan semua prosedur dan menguntungkan pasien dan dokter [2].

Proses pemindaian MRI seringkali memakan waktu yang lama karena beberapa faktor. Salah satu tantangan utama adalah kebutuhan untuk meningkatkan ukuran matriks pengkodean fase (MPE) dan jumlah rata-rata sinyal (NSA) untuk mendapatkan citra berkualitas tinggi, yang memperpanjang waktu pencitraan [3]. Proses pemindaian MRI tradisional sangat penting untuk keselamatan pasien karena melibatkan pengangkatan sumbat keratin pasien dan pengukuran tulang rusuk mereka, yang dapat mengakibatkan keterlambatan selama keseluruhan proses pemindaian [4]. Selain itu, pemrosesan citra MRI yang mencakup penekanan lemak dapat memakan waktu, mendorong penundaan pemrosesan ini hingga lebih banyak data MRI diperoleh selama interval tertentu, seperti detak jantung [5]. Namun, kemajuan telah dicapai untuk mengatasi masalah waktu akuisisi MRI yang lama. Teknik seperti pencitraan paralel dan MRI non-Cartesian, khususnya pengambilan sampel radial, telah dikembangkan untuk meningkatkan kecepatan pencitraan dan secara signifikan mengurangi waktu pemindaian. Sebagai contoh, sebuah penelitian pada pasien Fontan menunjukkan bahwa MRI aliran 3D memungkinkan pengurangan waktu pemindaian hingga sepuluh kali lipat dibandingkan dengan MRI aliran 4D, sambil tetap memperoleh parameter klinis yang akurat dengan kualitas citra yang lebih baik [6]. Meskipun ada potensi waktu pemindaian yang lama, terutama dalam aplikasi khusus seperti pencitraan jaringan tanaman berkayu, upaya terus dilakukan untuk meningkatkan efisiensi MRI dan

mengurangi durasi pemindaian untuk berbagai tujuan medis dan penelitian [7].

Sampai saat ini berbagai metode telah berkembang sejalan dengan berkembangnya MRI untuk mengurangi durasi pemindaian salah satunya yaitu fast spin echo (FSE) [5]. FSE merupakan salah satu urutan pulsa SE (Spin Echo) yang memiliki waktu pemindaian lebih cepat dibandingkan dengan pencitraan MRI SE konvensional. Urutan fast spin-echo (FSE) adalah salah satu metode atau sistem pada MRI yang sangat berguna dalam pemindaian MRI, menawarkan fleksibilitas dan kemampuan pencitraan yang lebih baik. Urutan FSE memungkinkan pemetaan T2 yang dipercepat dengan tingkat kompleksitas yang lebih rendah, menghasilkan pengukuran yang cepat dan andal [8]. Namun, penggunaan beberapa pulsa pemfokusan ulang yang berdekatan dalam urutan FSE dapat menyebabkan deposisi daya RF yang lebih tinggi, yang berpotensi mendekati batas aman. Risiko ini dapat dikurangi dengan menyesuaikan sudut flip pemfokusan ulang [9]. Selain itu, urutan FSE terbukti memberikan kontras jaringan yang lebih baik dan evaluasi struktur muskuloskeletal yang lebih unggul dibandingkan dengan urutan gradien-echo, terutama dalam penilaian ligamen, tulang rawan, dan struktur kompleks lainnya di lutut [10]. Keuntungan menggunakan urutan fast spin echo (FSE) dalam pencitraan MRI mencakup pengurangan waktu pengukuran, yang sangat penting untuk pencitraan klinis [9]. Teknik FSE memungkinkan akuisisi citra yang lebih cepat dengan mengumpulkan beberapa baris k-space dalam satu rangkaian gema, meningkatkan efisiensi [11]. Selain itu, urutan FSE menawarkan fleksibilitas dalam mengevaluasi sistem muskuloskeletal, dengan urutan anisotropik 2D yang memberikan resolusi tinggi di bidang akuisisi dan urutan volumetrik isotropik 3D yang

mempertahankan resolusi spasial tanpa distorsi, membuatnya berharga untuk menilai struktur lutut dan kartilago artikular dengan kontras jaringan yang ditingkatkan dan kemampuan reformatting [10].

Teknik pencitraan fast spin echo (FSE) menawarkan resolusi tinggi dengan waktu akuisisi dan specific absorption rate (SAR) yang berkurang karena sudut flip refocusing yang rendah [12]. Namun, penggunaan beberapa pulsa refocusing yang berjarak dekat dalam urutan FSE dapat menyebabkan deposisi daya RF yang lebih tinggi, yang berpotensi mengorbankan rasio *signal-to-noise* (SNR) [9]. Untuk mengatasi hal ini, strategi seperti menggunakan sudut flip refocusing kurang dari 180° telah digunakan untuk mengurangi SAR, meskipun dengan mengorbankan SNR. Selain itu, kemajuan seperti *fast analysis of multi-echo spin-echo* (FAMESE) telah dikembangkan untuk mempercepat pemetaan T2 sambil mempertahankan resistansi SNR [8]. Dalam magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT), strategi echo-shifting telah diusulkan untuk meningkatkan Bz SNR untuk pencitraan konduktivitas cepat, yang menunjukkan peningkatan efisiensi dalam akuisisi data dan injeksi arus sambil mempertahankan akurasi [13].

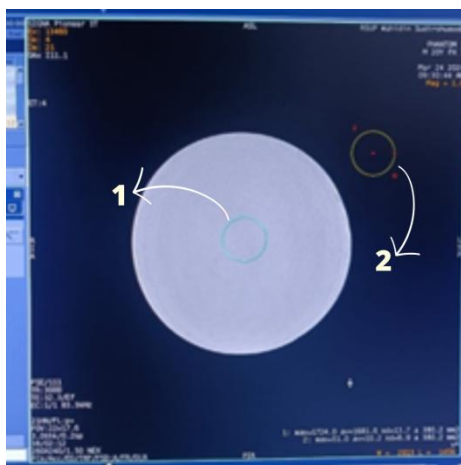
Pada pencitraan T2 dengan FSE (Fast Spin Echo), waktu pemindaian lebih singkat, dan menggunakan sekuens FSE dapat meningkatkan nilai SNR (Signal-to-Noise Ratio). Hal ini disebabkan oleh sudut eksitasi proton hidrogen yang lebih tinggi ketika diberikan gelombang radiofrekuensi dengan sudut flip besar (lebih dari 90°), sehingga energi yang diberikan akan lebih besar [14]. Berdasarkan konsep fisika, semakin besar energi yang diberikan, semakin besar sinyal yang dihasilkan. Ketika sinyal lebih kuat, ini akan menekan kebisingan sinyal. Akibatnya, nilai rasio sinyal terhadap

kebisingan, atau yang disebut SNR, akan meningkat. SNR adalah rasio amplitudo sinyal terhadap rata-rata amplitudo kebisingan [15]. Kualitas citra MRI yang baik dapat ditentukan oleh empat karakteristik utama, yaitu SNR (Signal to Noise Ratio), CNR (Contrast to Noise Ratio), resolusi spasial, dan waktu pemindaian. Hasil citra yang baik juga dipengaruhi oleh beberapa parameter seperti Repetition Time (TR), Echo Time (TE), Echo Train Length (ETL), Inversion Time (TI), Number of Excitations (NEX), Field of View (FOV), dan bandwidth [16]. Parameter yang memiliki pengaruh paling signifikan terhadap SNR, CNR, dan waktu pemeriksaan adalah TR dan ETL. Memberikan TR yang panjang dapat mengevaluasi organ dalam lebih banyak irisan dan memberikan nilai sinyal terhadap kebisingan yang baik, namun juga menyebabkan waktu yang dibutuhkan menjadi lebih lama [17]. Menggunakan TR yang cepat dapat mempersingkat waktu dalam pengambilan data, namun jumlah irisan organ yang dievaluasi menjadi lebih sedikit sehingga nilai SNR dapat lebih baik. Memberikan satu pulsa 90° diikuti oleh serangkaian rephasings 180° dalam satu TR menghasilkan serangkaian echo yang dikenal sebagai ETL dalam FSE [18]. Setiap echo memiliki fase yang terenkripsi berbeda per TR dan akan mengisi baris lain dalam k-space yang sama dalam pembentukan citra [19]. Penggunaan ETL tinggi dalam pengaturan T2 FSE dapat menyebabkan kabur, yang pada gilirannya mempengaruhi kualitas gambar dengan mengurangi nilai SNR dan dampaknya terhadap CNR. Dalam urutan FSE, *k-space* akan diisi dengan lebih cepat untuk mempersingkat waktu pemindaian. Penggunaan ETL yang efektif dapat menciptakan sinyal yang kuat dan memperoleh gambaran yang lebih detail dari akar saraf [19]. Penelitian ini bertujuan untuk mengidentifikasi bahwa signal to-noise ratio yang optimal dapat diperoleh dengan menggunakan waktu

pemindaian singkat untuk berbagai variasi TR dan ETL yang digunakan dalam sequence FSE.

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan di instalasi radiologi RSUP Wahidin Sudirohusodo kota Makassar dengan menggunakan pesawat MRI 3 *Tesla Signa Pioneer, Phantom MRI* dan *head coil 32 channel*. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis bagaimana pengaruh variasi nilai TR Dan ETL terhadap SNR. Proses pengambilan data dilakukan dengan cara mengubah variasi parameter pada nilai TR Dan ETL yang dimana setiap variasi nilai tersebut dilakukan proses scanning sebanyak 5 kali. Sebelum penelitian dimulai, hal pertama yang harus dilakukan yaitu pemeriksaan terhadap pesawat MRI terlebih dahulu untuk memastikan bahwa kondisi scan parameter pada pesawat dalam keadaan siap untuk digunakan.



Gambar 1. Citra *Phantom* (1) objek (2) *background*.

Parameter scan diatur pada variasi nilai TR 600, 1200, 1800, 2400, 3000, 3600, tebal irisan 4 ml, *slide gap* 0,4 ml, FOV 22×17.6. Untuk pengaruh nilai ETL terhadap SNR dilakukan proses *scanning* dengan parameter 4, 8, 12, 16, 24, 28, dan 32. Citra yang dihasilkan dari MRI menggunakan fantom akan dianalisis menggunakan *software* pada komputer prosesing yang ada di RSUP Wahidin

Sudirohusodo. Gambar 1 menampilkan penempatan *region-of-interest (ROI)* dalam pengukuran parameter yang dimaksud.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Time Repetition (TR)

TR merupakan parameter utama dalam pemeriksaan MRI. Pengulangan waktu mempengaruhi kontras citra MRI. Pemberian TR yang berkepanjangan dapat memeriksa jaringan dalam lebih banyak irisan dan memberikan nilai sinyal yang lebih baik, namun hal ini juga akan meningkatkan waktu perolehan citra. TR yang cepat dapat mempersingkat waktu pengumpulan data namun jumlah irisan jaringan yang diperiksa lebih sedikit dan SNR buruk [20]. Hasil citra yang didapatkan dibaca menggunakan visualisasi pada komputer prosesing yang ada pada rumah sakit sebagaimana pada Gambar 2 yang dimana ROI ditempatkan pada beberapa titik yang diasumsikan sebagai objek dan *background* gambar untuk mendapatkan nilai signal dan noise dari setiap ROI. Setiap ROI berdiameter 2 cm ditempatkan pada bagian pusat dan pada bagian *background* Gambar 2.

Dalam penentuan nilai SNR pada citra MRI, diasumsikan pada 2 objek disekeliling objek terdapat 2 indikasi latar, yaitu bagian citra yang berwarna hitam dan bagian citra yang berwarna putih. Maka dari itu untuk mendapatkan optimasi atau rata-rata nilai SNR suatu citra untuk setiap variasi TR dibandingkan antara citra yang berlatar hitam dan putih. Besar area ROI yang digunakan yakni 2 cm yang dimana tidak terlalu besar dan tidak terlalu kecil. dari 2 titik disetiap variasi TR didapatkan nilai signal dan noise dan untuk pengambilan titik *background* diletakkan pada objek terdekat pada citra yang dihasilkan.

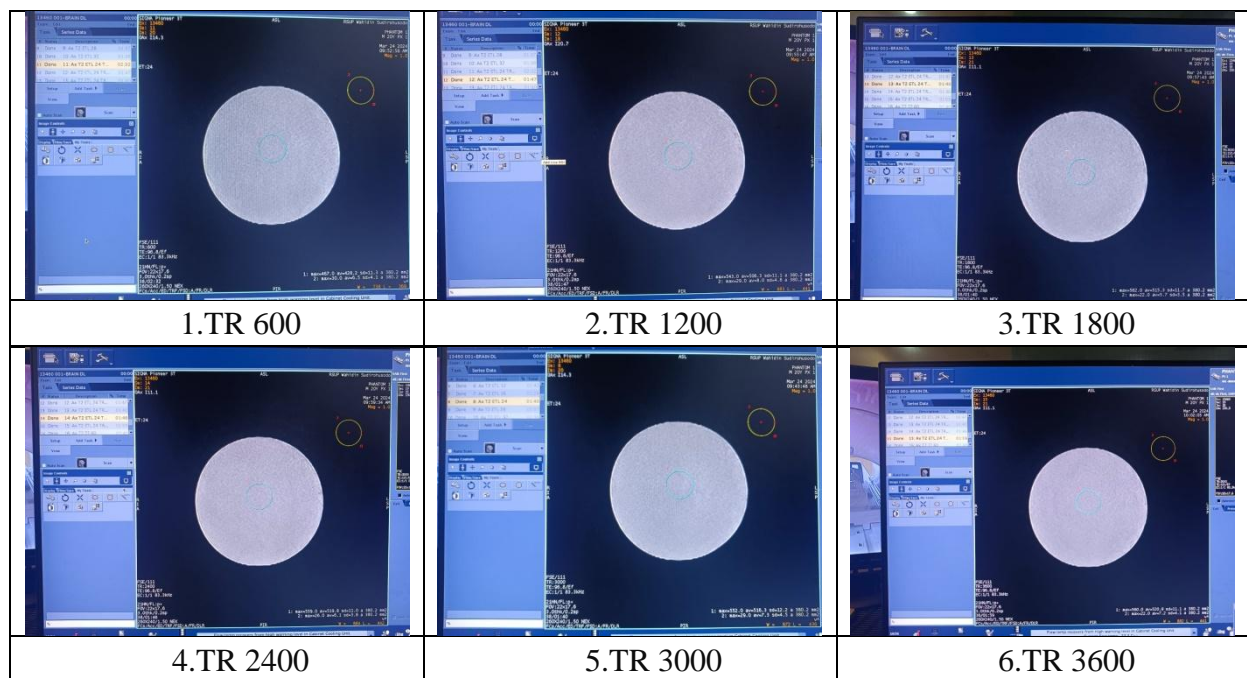
Nilai SNR didapatkan dengan melakukan pengukuran hasil citra yang

dimana rata-rata nilai signal dibagi dengan rata-rata nilai noise pada setiap variasi nilai TR pada citra *phantom*. Tabel 1 menampilkan hasil pengukuran nilai SNR dari beberapa variasi TR.

Berdasarkan Tabel 1, nilai SNR yang didapatkan yaitu 63.49853 pada TR 600, 67.97855 untuk TR 1200, 75.35484 untuk TR 1800, 73.51282 untuk TR 2400, 72.06723 untuk TR 3000, dan 74.23563 untuk TR 3600 dengan tebal irisan 4 ml, *slide gap* 0,4 ml, FOV 22×17.6 yang dimana menghasilkan nilai SNR terendah, yaitu pada TR 600 dengan nilai SNR 63.49853 sedangkan nilai SNR tertinggi terletak pada TR 1800 dengan nilai SNR 75.35484. Hal ini disebabkan karena nilai TR mempengaruhi nilai SNR yang dimana

semakin tinggi nilai TR maka nilai SNR akan meningkat. Begitupun sebaliknya, jika nilai TR semakin kecil maka nilai SNR juga akan semakin mengecil.

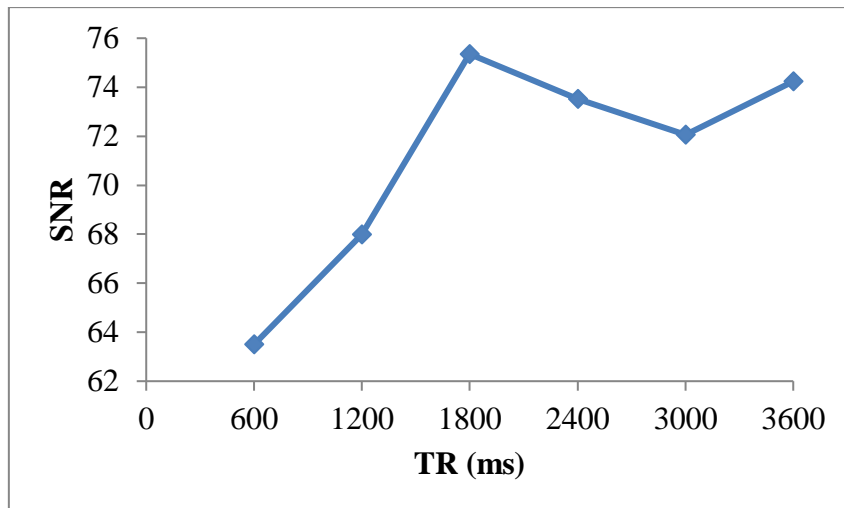
Studi telah menunjukkan bahwa mengoptimalkan nilai TR dapat menyebabkan peningkatan SNR, dengan nilai TR tertentu menunjukkan tingkat SNR yang optimal untuk berbagai jenis sekuens MRI seperti gambar berbobot T1 dan berbobot T2 [21]. Dari Tabel 1 dapat dilihat bahwa rata-rata nilai SNR pada hasil pengukuran nilai TR didapatkan dengan rata-rata 71.10793261. Gambar 3 menunjukkan grafik yang menggambarkan data dari Tabel 1 nilai SNR dari variasi nilai TR.



Gambar 2. Penentuan nilai signal dan noise tiap variasi TR.

Tabel 1. Data hasil pengukuran SNR berdasarkan nilai TR.

TR (ms)	SIGNAL	NOISE	SNR
600	430.52	6.78	63.49853
1200	507.12	7.46	67.97855
1800	513.92	6.82	75.35484
2400	516.06	7.02	73.51282
3000	514.56	7.14	72.06723
3600	516.68	6.96	74.23563



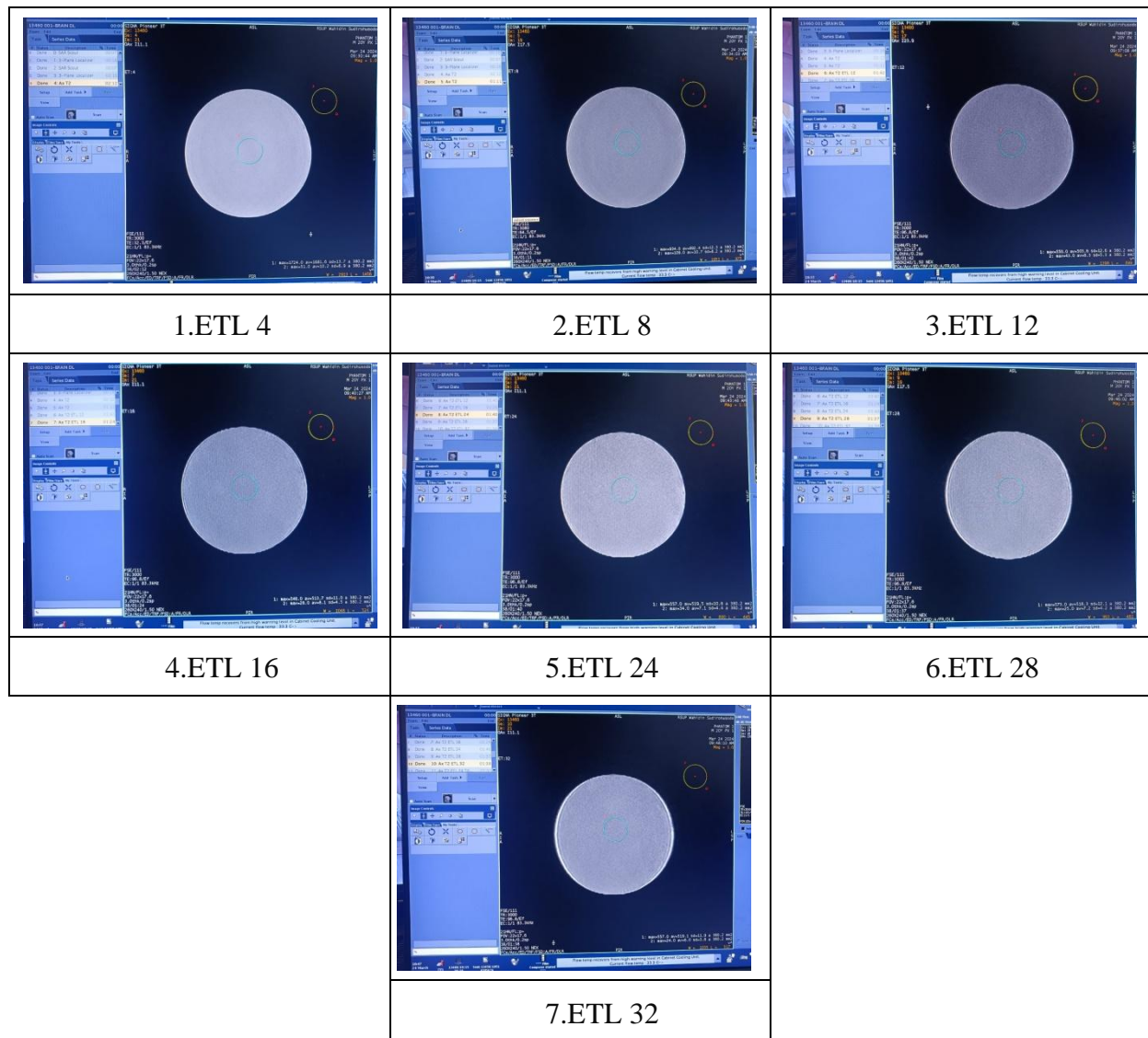
Gambar 3. Grafik nilai SNR variasi nilai TR

Gambar 3 menunjukkan profil nilai TR terhadap SNR dari berbagai variasi nilai TR sebagaimana yang tersaji pada Tabel 1. Dari grafik tersebut, dapat dilihat bahwa nilai SNR pada TR 600 ms sampai TR 1800 ms mengalami kenaikan secara signifikan, namun setelah nilai SNR mencapai titik maksimum yaitu pada TR 1800 ms, Setelah mencapai titik maksimum, TR menjadi cukup panjang sehingga magnetisasi longitudinal hampir pulih sepenuhnya antara setiap pulsa RF. Pada titik ini, penambahan TR lebih lanjut tidak memberikan peningkatan signifikan dalam magnetisasi longitudinal karena M_z sudah mendekati M_0 . Sebagai hasilnya, SNR mencapai nilai maksimum dan menjadi relatif konstan, karena sinyal yang diterima tidak dapat meningkat lebih lanjut meskipun TR terus ditingkatkan. Peningkatan SNR dengan meningkatnya TR hingga mencapai titik maksimal diikuti oleh keadaan konstan menunjukkan bahwa ada batas optimal pemulihan magnetisasi. Setelah mencapai nilai kesetimbangan, tambahan waktu repetisi tidak lagi memberikan keuntungan dalam meningkatkan sinyal yang diterima. Hal ini penting dalam optimisasi parameter

pencitraan MRI untuk mencapai kualitas gambar yang diinginkan tanpa memperpanjang waktu pemindaian yang tidak perlu [22].

Echo Train Length (ETL)

ETL adalah jumlah pulsa rephasing atau kelipatan pulsa 180° pada setiap TR. Efek ETL Pendek pada citra adalah peningkatan bobot T1, penurunan TE efektif, waktu pemindaian lebih lama, lebih banyak irisan per TR dan berkurangnya keburaman citra, sedangkan efek ETL panjang adalah peningkatan bobot T2, peningkatan TE efektif, pengurangan waktu pemindaian, pengurangan irisan per TR dan peningkatan keburaman citra [23]. Pengukuran selanjutnya yaitu mengetahui nilai signal dan noise pada ETL menggunakan *software* yang sama pada saat pengukuran nilai TR dengan meletakkan ROI pada hasil citra yang berwarna putih untuk mengetahui nilai signal dari variasi nilai ETL dan diletakkan juga ROI pada *background* untuk mengetahui nilai noise pada citra tersebut (Gambar 4).



Gambar 4. Penentuan nilai signal dan noise tiap variasi ETL.

Tabel 2. Data hasil pengukuran SNR berdasarkan nilai ETL.

ETL	SIGNAL	NOISE	SNR
4	1672.12	10.58	158.0453686
8	815.54	9.56	85.30753138
12	508.72	8.96	56.77678571
16	512.92	7.8	65.75897436
24	514.56	7.14	72.06722689
28	518.36	7.02	73.84045584
32	517.02	6.72	76.9375

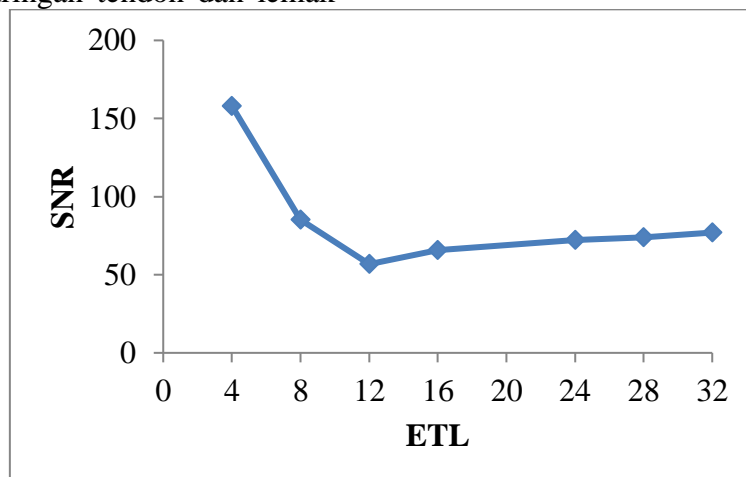
Parameter yang akan divariasikan pada nilai ETL yaitu 4, 8, 12, 16, 24, 28, dan 32 yang dimana setiap nilai dilakukan pengukuran sebanyak 5 kali dengan tebal

irisian 4 ml, *slide gap* 0,4 ml, FOV 22×17.6. Hasil data nilai signal dan noise pada variasi nilai ETL disajikan pada Tabel 2.

Tabel 2 menampilkan data perhitungan nilai SNR dengan variasi nilai ETL. Pada nilai ETL 4 didapatkan nilai SNR yaitu 158.0453686, 85.30753138 untuk ETL 8, 56.77678571 untuk ETL 12. 65.75897436 untuk ETL 16, 72.06722689 untuk ETL 24, 73.84045584 untuk ETL 28, 76.9375 untuk ETL 32 dengan tebal irisan 4 ml, *slide gap* 0,4 ml, FOV 22×17.6 yang dimana menghasilkan nilai SNR terendah pada ETL 12 dengan nilai 56.77678571 sedangkan nilai SNR tertinggi terletak pada ETL 4 dengan nilai 158.0453686. Dari Tabel 2 dapat dilihat bahwa rata-rata nilai SNR pada hasil pengukuran nilai ETL didapatkan dengan rata-rata 84.10483469. Echo Train Length (ETL) dalam pencitraan MRI berperan penting dalam menentukan SNR, yang merupakan faktor krusial untuk penilaian kualitas citra. Berbagai penelitian telah menyoroti dampak variasi ETL pada SNR dalam berbagai pemeriksaan MRI. Penelitian pencitraan MRI lutut menunjukkan bahwa mengoptimalkan pengaturan ETL sangat penting untuk mengurangi artefak gerakan dan meningkatkan kualitas citra [18]. Selain itu, sebuah penelitian yang meneliti pencitraan MRI pergelangan kaki menekankan pentingnya variasi ETL untuk mencapai kualitas citra yang optimal, terutama pada jaringan tendon dan lemak

[5]. Investigasi yang membandingkan SNR antara kumparan volume dan kumparan permukaan dalam pemeriksaan MRI lutut menunjukkan bahwa pilihan jenis kumparan dapat mempengaruhi nilai SNR, dengan kumparan volume umumnya memberikan tingkat SNR yang lebih tinggi [24]. Memahami hubungan antara ETL dan SNR sangat penting bagi ahli radiologi dan teknisi untuk mengoptimalkan parameter pencitraan MRI dan meningkatkan akurasi diagnostik. Gambar 5 menunjukkan grafik yang menggambarkan data dari Tabel 2 nilai SNR dari variasi nilai ETL.

Gambar 5 menunjukkan profil nilai SNR dari perhitungan variasi nilai ETL sebagaimana yang tersaji pada Tabel 2 dalam grafik ini dapat dilihat bahwa variasi nilai ETL terhadap SNR tidak stabil atau *non-linear* karena setiap variasi ETL yang diberikan menghasilkan SNR tertentu. Dapat dilihat pada grafik ini nilai SNR tertinggi terletak pada ETL 4 kemudian terjadi penurunan nilai SNR dari ETL 8 sampai ETL 12 namun, setelah itu kembali mengalami peningkatan yang terjadi pada ETL 16, 20, 24, 28, dan 32 dari grafik diatas ETL terhadap SNR mengalami penurunan secara eksponensial. Hal ini terjadi karena setiap echo tambahan mengalami peluruhan sinyal karena efek peluruhan T2 (relaksasi spin-spin).



Gambar 5. Grafik nilai SNR variasi nilai ETL.

Echo yang dikumpulkan belakangan dalam rangkaian mengalami peluruhan sinyal yang lebih signifikan, menyebabkan sinyal yang diterima dari echo-echo tersebut menjadi lebih lemah secara eksponensial. Penurunan eksponensial dalam SNR dengan meningkatnya ETL menunjukkan adanya batas optimal untuk panjang rangkaian echo dalam pencitraan MRI [25]. ETL memiliki efek *non-linear* terhadap SNR dengan hasil nilai SNR yang optimal terlihat pada ETL 4. Penggunaan ETL yang berlebihan menyebabkan amplitudo sinyal menurun karena jumlah ETL yang besar dengan TE mengharuskan lebih banyak fase *encode* untuk mengisi *K-space* lebih cepat. Akibatnya, penguatan sinyal berkurang meskipun waktu pemindaian menjadi lebih singkat [5].

KESIMPULAN

Dalam penelitian ini, dua parameter yang berpengaruh besar terhadap SNR yaitu nilai TR dan ETL. Dimana TR mengalami kenaikan secara signifikan pada nilai TR 600 ms sampai TR 1800 ms, sedangkan pada nilai TR diatas 1800 ms yaitu TR 2400 ms, 3000 ms, dan 3600 ms menghasilkan nilai SNR yang relatif konstan. Sehingga dapat dikatakan bahwa peningkatan nilai TR maka SNR juga akan meningkat hingga mencapai titik maksimum nilai SNR pada variasi nilai TR. Nilai SNR mengalami penurunan secara eksponensial dari beberapa variasi ETL yang digunakan yaitu 4, 8, 12, 16, 24, 28, dan 32. Nilai ETL yang menghasilkan SNR yang optimal terletak pada nilai ETL 4. dapat disimpulkan bahwa penentuan variasi ETL yang optimal berpengaruh terhadap nilai SNR dengan waktu pemindaian yang lebih singkat. Dari hasil penelitian ini Nilai TR dan ETL yang optimal terhadap SNR dalam FSE sequence terdapat pada TR 1800 ms yaitu 75.35484 dan ETL 4 yaitu 158.0453686.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Rochmayanti D, Widodo TS, Soesanti I. Pengaruh Parameter Number of Excitation (NEX) Terhadap SNR. *Forum Teknik*. 2010;33(3):166–173.
- [2] Hovet S, Ren H, Xu S, Wood B, Tokuda J, Tse ZTH. MRI-powered biomedical devices. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. 2018;27(4):191-202.
- [3] Strzelecki M, Piórkowski A, Obuchowicz R. Effect of Matrix Size Reduction on Textural Information in Clinical Magnetic Resonance Imaging. *J Clin Med*. 2022;11(9):2526.
- [4] Pirasteh A, VanDyke M, Bolton-Ronacher J, et al. Implementation of an Online Screening and Check-In Process to Optimize Patient Workflow Before Outpatient MRI Studies. *J Am Coll Radiol*. 2016;13(8):956-959.e5
- [5] Muzamil A & Firmansyah AH. Optimization image of magnetic resonance imaging (MRI) T2 fast spin echo (FSE) with variation echo train length (ETL) on the rupture tendon achilles case. *Journal of Physics: Conference Series*. 2017;853(1):012020
- [6] Rijnberg FM, van Assen HC, Juffermans JF, et al. Reduced scan time and superior image quality with 3D flow MRI compared to 4D flow MRI for hemodynamic evaluation of the Fontan pathway. *Scientific Reports*. 2021;11(1):1–10.
- [7] Faust M. Magnetic Resonance Imaging: A Nondestructive Analytical Tool for Developmental Physiology. *HortScience*. 2019;26(7):818–935.
- [8] Fatemi Y, Danyali H, Helfroush MS, Amiri H. Fast T2 mapping using multi-echo spin-echo MRI: A linear order approach. *Magn Reson Med*. 2020;84(5):2815-2830.

- [9] Runge VM. *The Physics of Clinical MR Taught Through Images 3rd ed.* Thieme. 2014.
- [10] Fernandes Ada R. Are 3D FSE MRI sequences of the knee at 1.5 T effective in the detection of meniscal and ligament tears? How useful are they?. *Radiol Bras.* 2016;49(2):V-VI.
- [11] Froelich T, DelaBarre L, Wang P, Radder J, Torres E, Garwood M. Fast spin-echo approach for accelerated B1 gradient-based MRI. *Magn Reson Med.* 2023;89(6):2204-2216.
- [12] Snyder J, Seres P, Wilman AH. Signal-to-noise ratio penalties from a loss of stimulated echoes when using slab-selective excitation in three-dimensional fast spin echo imaging with long echo trains. *NMR Biomed.* 2023;36(5):e4881.
- [13] Lee H, Park J. SNR-Enhanced, Rapid Electrical Conductivity Mapping Using Echo-Shifted MRI. *Tomography.* 2022;8(1):376-388.
- [14] Muzamil A, Nurdin DZI, Rohmah J, Rulaningtyas R, Astuti SD. Cervical MRI Image Quality Optimization based on Repetition Time (TR) and Echo Train Length (ETL) Settings. *Hellenic Journal of Radiology.* 2023;8(2):19-27.
- [15] Mugler JP 3rd. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2014;39(4):745-767.
- [16] Rais MR & Darmini D. Effect of Receive Bandwidth'S Variation To Signal To Noise Ratio (SNR) and Contrast To Noise Ratio (CNR) on Mri Examination of Cervical With T2 Weighted Fast Spin Echo Sequenc Hernia Nucleus Pulposus (HNP) Case. *Jurnal Imejing Diagnostik (JImeD).* 2018;4(2):98-104.
- [17] Park J, Mugler JP 3rd, Horger W, Kiefer B. Optimized T1-weighted contrast for single-slab 3D turbo spin-echo imaging with long echo trains: application to whole-brain imaging. *Magn Reson Med.* 2007;58(5):982-992.
- [18] Indrati R, Mardiyana L, Amarudin A, et al. Clarity of Anatomic Information: Comparison of Variations in Combination of Time Repetition (TR) and Echo Train Length (ETL) MRI Lumbar Sequence T2W Turbo Spin Echo in the Diagnosis of Low Back Pain. *Proceedings of the International Conference on Health and Medical Sciences (Advances in Health Sciences Research, AHMS 2020).* 2021;34:10-14.
- [19] Simanjuntak JN, Nur M, Hidayanto E. Studi Analisis ECHO TRAIN LENGTH dalam K-Space serta Pengaruhnya Terhadap Kualitas Citra Pembobotan T2 TSE pada MRI 1,5 T. *Berkala Fisika.* 2014;17(1):7-12.
- [20] Azam M, Nur M, Damanik AOM. Pengaruh parameter teknis TR, TE dan TI dalam pembobotan T1, T2 dan FLAIR pencitraan magnetic resonance imaging (MRI). *Berkala Fisika.* 2005;8(1):15-20.
- [21] Prastowo ATA, Setiabudi W, Anam C. Korelasi Nilai Time Repetition (Tr) Dan Time Echo (Te) Terhadap Signal To Noise Ratio (Snr) Pada Citra Mri. *Berkala Fisika.* 2013;16(4):103-110.
- [22] Lingala SG, Sutton BP, Miquel ME, Nayak KS. Recommendations for real-time speech MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2016;43(1):28-44.
- [23] Sohaib SA, Reznick RH, Healy JC, Besser GM. Cystic islet cell tumors of the pancreas. *AJR Am J Roentgenol.* 1998;170(1):217.

[24] Apriantoro NH Poernama NO. SNR Value Evaluation of Knee MRI 1.5 T Using Volume and Surface Coil in Fatmawati General Hospital Jakarta. *Journal of Health and Medical Sciences*. 2019;2(1):14-20.

[25] Sasano Y, Muto S. Energy-drift correction of electron energy-loss spectra from prolonged data accumulation of low SNR signals. *J Electron Microsc (Tokyo)*. 2008;57(5):149-158.