

ORIGINAL ARTICLES

Inovasi Quality Control Peralatan Radiologi : Pendekatan Kurva Kalibrasi Signal to Noise Ratio (SNR) Sebagai Indikator Pemantapan Mutu Internal Peralatan MRI*Innovation in quality control of radiology equipment: signal-to-noise ratio (SNR) calibration curve approach as an indicator of strengthening the internal quality of MRI equipment***Olivia Ganna^{1*}, Akhirida Putri¹**¹Program Studi Sarjana Terapan Teknologi Radiologi Pencitraan, Politeknik Sandi Karsa, Sulawesi Selatan, IndonesiaDOI: [10.35816/jiskh.v12i2.1238](https://doi.org/10.35816/jiskh.v12i2.1238)

Received: 20-10-2023/Accepted: 09-11-2023/Published: 31-12-2023



©The Authors 2023. This is an open-access article under the CC BY 4.0 license

ABSTRACT

Background: Quality control (QC) of Magnetic Resonance Imaging (MRI) equipment is a very important thing that must be done to ensure the continuity and accuracy of diagnostic images. The lack of MRI QC equipment, according to the American College Of Radiology (ACR) standards, is an obstacle to the implementation of strengthening the internal quality of MRI equipment. Objective: to provide an alternative solution for enhancing the internal quality of MRI equipment by creating a Signal To Noise Ratio (SNR) calibration curve. The research method is experimental and has two stages. The first stage of image acquisition is determining the structure of phantom materials with values of T1 (longitudinal relaxation time), T2 (transverse relaxation time), and proton density. This value creates a calibration curve of Time Repetition (TR) and Time Echo (TE) variations on the MRI signal value. The second stage is to create an MRI image acquisition curve with variations in TR and TE values to MRI signal values. Through exponential regression analysis, Compare calibration curves, shape, and correlation. Results: The calibration curve of the variation of the TR value to the MRI signal value follows the exponential regression equation $y = 32.283e0.0007x$ with a correlation of $R^2 = 0.5278$, and the variation of the TE value results in an exponential regression equation $y = 63.455e-0.01x$ with a correlation value of $R^2 = 0.76$. The results of MRI images with the exact parameters of the resulting curve follow the exponential equation $y = 170.74e0.0011x$ with a correlation of $R^2 = 0.418$. In contrast, the variation of the TE value results in an exponential regression equation $y = 1652.1e-0.004x$ with a correlation of $R^2 = 0.6756$. The ratio of the correlation value of the curve of the MRI image with the calibration curve of TR value variation is 80.76% and TE variation 89.01%; the noise value of TR and TE variation produces an average value of 9.5 and 9.9. The T-test of 2 samples produced a value of $P=0.13$, meaning there was no difference in the noise value produced. Conclusion: Measurement of SNR value can be an alternative solution for strengthening the internal quality of MRI equipment even though the hospital does not own the ACR phantom.

Keywords: built-in phantom MRI, signal-to-noise ratio, time repetition (TR), time echo (TE),**ABSTRAK**

penting harus dilakukan untuk menjamin keajegan dan akurasi citra diagnostik. Minimnya peralatan QC MRI sesuai standar American Collage Of Radiology (ACR) menjadi kendala pelaksanaan pemantapan mutu internal peralatan MRI. Tujuan : memberikan solusi alternatif pelaksanaan pemantapan mutu internal peralatan MRI melalui pembuatan kurva kalibrasi Signal To Noise Ratio (SNR) peralatan MRI. Metode penelitian bersifat eksperimen dengan 2 tahap. Tahap pertama akuisisi citra untuk mengetahui struktur material phantom nilai T1 (waktu relaksasi longitudinal), T2 (waktu relaksasi transversal) dan proton density. Nilai ini digunakan untuk membuat kurva kalibrasi variasi Time Repetition (TR) dan Time Echo (TE) terhadap nilai signal MRI. Tahap kedua pembuatan kurva akuisisi citra MRI variasi nilai TR dan TE terhadap nilai signal MRI. Membandingkan kurva kalibrasi baik bentuk maupun korelasi melalui analisis regresi eksponensial. Hasil : Kurva kalibrasi variasi nilai TR terhadap nilai signal MRI mengikuti persamaan regresi eksponensial $y = 32.283e0.0007x$ dengan korelasi $R^2 = 0.5278$ dan variasi nilai TE menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 63.455e-0.01x$ dengan nilai korelasi $R^2 = 0.76$. Hasil

citra MRI dengan parameter yang sama kurva yang dihasilkan mengikuti persamaan eksponensial $y = 170.74e^{0.0011x}$ dengan korelasi $R^2 = 0.418$ sedangkan variasi nilai TE menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 1652.1e^{-0.004x}$ dengan korelasi $R^2 = 0.6756$. Rasio nilai kolerasi kurva hasil citra MRI dengan kurva kalibrasi variasi nilai TR 80,76% dan variasi TE 89,01%, nilai noise variasi TR dan TE menghasilkan nilai rata-rata sebesar 9,5 dan 9,9. Uji T-test 2 sampel menghasilkan nilai $P=0,13$ yang artinya tidak ada perbedaan nilai noise yang dihasilkan. Kesimpulan : Pengukuran nilai SNR dapat menjadi solusi alternative pelaksanaan pemantapan mutu internal peralatan MRI meski phantom ACR tidak dimiliki rumah sakit.

Kata Kunci: signal-to-noise ratio, time repetition (TR), time echo (TE), phantom bawaan MRI

*) Corresponding Author

Name : Olivia Ganna

Email : oliviaganna3@gmail.com

Afiliasi : Program Studi Sarjana Terapan Teknologi Radiologi Pencitraan, Politeknik Sandi Karsa, Sulawesi Selatan, Indonesia

Pendahuluan

Dalam bidang radiologi, keberlanjutan kualitas dan keakuratan gambar yang dihasilkan oleh peralatan Magnetic Resonance Imaging (MRI) sangat penting untuk diagnosis dan perawatan pasien. Keakuratan hasil pemeriksaan sangat bergantung pada kualitas citra yang dihasilkan oleh peralatan tersebut [1]. Oleh karena itu, pemantapan mutu internal (PMI) dan kendali mutu (Quality Control) peralatan radiologi menjadi aspek yang sangat krusial untuk menjamin keajekan keluaran pada peralatan MRI. Quality Control (QC) pada peralatan radiologi, khususnya MRI, bertujuan untuk memastikan bahwa peralatan berfungsi secara optimal dan menghasilkan citra yang konsisten dan akurat [2]. Tanpa QC yang efektif, risiko terjadinya kesalahan diagnosis meningkat, yang pada gilirannya dapat membahayakan pasien. QC yang baik juga membantu dalam mendeteksi dini kerusakan atau penyimpangan pada peralatan, sehingga perawatan atau perbaikan dapat dilakukan sebelum masalah menjadi lebih serius dan mahal [3]. Pemeriksaan pencitraan resonansi magnetik (MRI) merupakan salah satu modalitas radiologi canggih yang digunakan dalam diagnosis berbagai kondisi medis. Akurasi hasil pencitraan sangat bergantung pada kualitas sinyal yang dihasilkan oleh peralatan MRI [4]. Oleh karena itu, pemantapan mutu internal peralatan menjadi aspek krusial dalam memastikan konsistensi dan keandalan hasil pemeriksaan. Salah satu indikator utama dalam penilaian kualitas pencitraan MRI adalah Signal to Noise Ratio (SNR), yang mencerminkan perbandingan antara sinyal yang diinginkan dengan gangguan (noise) yang muncul selama proses pencitraan [5].

Standar QC yang digunakan saat ini, seperti yang direkomendasikan oleh American College of Radiology (ACR), memerlukan penggunaan phantom QC yang spesifik. Phantom ini dirancang untuk mensimulasikan kondisi klinis dan memberikan tolak ukur yang dapat diandalkan untuk mengevaluasi kinerja peralatan MRI [6]. Namun, penggunaan phantom ini menghadapi beberapa tantangan, biaya pada phantom QC ACR cukup mahal sehingga tidak semua rumah sakit atau fasilitas kesehatan dapat mengaksesnya, ketersediaan phantom QC sering kali sulit ditemukan terutama di negara-negara berkembang atau di rumah sakit dengan anggaran terbatas, serta penggunaan phantom QC memerlukan pelatihan khusus dan prosedur yang rumit yang mungkin tidak selalu mudah diterapkan di semua fasilitas kesehatan [7]. Sebagai alternatif, pengukuran Signal to Noise Ratio (SNR) dapat menjadi metode yang efektif dan efisien dalam pelaksanaan QC untuk peralatan MRI. SNR adalah perbandingan antara sinyal yang diinginkan dengan derau yang tidak diinginkan dalam citra MRI [8]. Tinggi rendahnya nilai SNR berpengaruh langsung terhadap kualitas citra yang dihasilkan. Metode ini menawarkan beberapa keunggulan, pertama biaya pengukuran SNR tidak memerlukan phantom khusus yang mahal sehingga lebih ekonomis, kedua SNR dapat diukur dengan menggunakan perangkat lunak yang

sudah ada pada peralatan MRI atau dengan perangkat tambahan yang lebih terjangkau dan mudah digunakan. Serta metode ini dapat diterapkan di berbagai fasilitas kesehatan tanpa harus tergantung pada ketersediaan phantom QC yang spesifik [9].

Pendekatan inovatif dalam pengukuran SNR untuk QC peralatan MRI dapat memberikan beberapa manfaat signifikan: Peningkatan Aksesibilitas : Dengan metode yang lebih ekonomis dan mudah diimplementasikan, lebih banyak rumah sakit dan fasilitas kesehatan dapat melakukan QC secara rutin, Keandalan yang lebih tinggi : Pengukuran SNR memberikan indikator langsung tentang kualitas citra, memungkinkan penilaian dan perbaikan yang cepat dan akurat. Optimalisasi kualitas layanan : Dengan QC yang lebih mudah diterapkan, kualitas pelayanan radiologi dapat ditingkatkan, memastikan bahwa pasien menerima diagnosis yang tepat dan perawatan yang optimal. Dengan demikian, pengukuran SNR sebagai indikator pemantapan mutu internal peralatan MRI tidak hanya menawarkan solusi yang lebih praktis dan ekonomis, tetapi juga meningkatkan keandalan dan kualitas layanan radiologi secara keseluruhan. Pendekatan inovatif ini dapat menjadi langkah maju dalam memastikan bahwa semua fasilitas kesehatan, terlepas dari keterbatasan anggaran, dapat menjaga standar tinggi dalam pemeriksaan radiologi. Adapun tujuan penelitian berdasarkan latar belakang di atas adalah untuk mengevaluasi dan mengembangkan pendekatan inovatif dalam pengendalian kualitas (Quality Control) peralatan Magnetic Resonance Imaging (MRI) melalui pengukuran Signal to Noise Ratio (SNR). Upaya implementasi pelaksanaan Standar Akreditasi Rumah Sakit Kementerian Kesehatan Tahun 2022 terkait standar Pengkajian Pasien (PP) Elemen penilaian 4.5 poin a) Terdapat bukti bahwa unit radiologi klinik telah melaksanakan Pemantapan Mutu Internal (PMI).

Metode

Penelitian inovasi menggunakan alat MRI dengan spesifikasi kuat medan magnet utama 3.0 Tesla merk GE type Signa Pioneer yang terinstal di Instalasi Radiologi RSUP Dr.Wahidin Sudirohusodo Makassar sejak tahun 2019. Material phantom terbuat dari bahan dimethyl silicone fluid, gadolinium dan colorant dengan dimensi panjang 270 mm dan diameter lingkaran 111 mm. Penelitian ini menggunakan metode eksperimen yang dibagi menjadi dua tahap utama. Tahapan ini dirancang untuk mengembangkan pendekatan inovatif dalam pengukuran Signal to Noise Ratio (SNR) sebagai indikator pemantapan mutu internal (PMI) peralatan MRI.

Eksperimen penentuan material phantom

Menentukan dan memilih material yang akan digunakan sebagai phantom untuk eksperimen. Bahan-bahan ini harus mampu mencerminkan properti jaringan tubuh manusia dengan akurasi yang memadai. Phantom dipilih merupakan phantom yang sudah tersedia bawaan pabrikan alat MRI. Material phantom terbuat dari bahan dimethyl silicone fluid, gadolinium dan colorant berbentuk silinder dengan dimensi panjang 270 mm diameter lingkaran 111 mm. Melakukan pengukuran untuk mendapatkan nilai-nilai T1 (relaksasi longitudinal), T2 (relaksasi transversal), dan Proton Density (PD) dari material phantom yang dipilih. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan peralatan MRI dan prosedur standar untuk memastikan keakuratan data yang diperoleh. Prosedur protocol standar menggunakan urutan pulsa sequens Magnetic Resonance Image Compilation (MAGiC) yang dapat menentukan kuantifikasi material T1, T2 dan PD. Nilai ini digunakan untuk membuat kurva variable Time Repetition (TR), Time Echo (TE) dengan signal MRI sebagai kurva kalibrasi. Sesuai dengan formula rumus sebagai berikut :

$$\text{Signal} = \text{PD} (1 - e^{-(TR/T1)}) \cdot e^{-\frac{TE}{T2}} \quad \text{.....(1)}$$

Dimana PD = Proton Density, TR = Time Repetition, TE = Time Echo, T1 = Waktu Relaksasi Longitudinal (ms) dan T2 Waktu Relaksasi Transversal (ms) (Bushberg , 2011 ; Brown , 2011 ; Hashemi , 2012). Untuk membuat kurva pengaruh signal terhadap variasi nilai time repetition maka parameter nilai time echo dan waktu relaksasi T2 dibuat tetap sehingga kurva variasi nilai TR terhadap nilai signal MRI di formulasikan sebagai berikut:

$$\text{Signal} = \text{PD} (1 - e^{-(TR/T1)}) \quad \text{.....(2)}$$

Demikian pula jika melihat hubungan variasi nilai TE terhadap signal maka nilai TR dibuat tetap sehingga formulasi rumus dapat ditulis sebagai berikut :

$$\text{Signal} = \text{PD} (1 - e^{-\frac{TE}{T2}}) \dots\dots\dots(3)$$

Berikut parameter urutan pulsa MAGiC yang digunakan dalam penelitian ini : TR = 4121.0 ms, TE = 21.6 ms, Slice Thickness = 4.00 mm, Spacing = 1.0, FOV = 24.0 mm, Number Of Excitation = 1.00, Voxel size = $0.8 \times 0.9 \times 4.0 \text{ mm}^3$, Pixel = 142.1. Menggunakan data T1, T2, dan PD untuk membuat kurva hubungan antara variasi nilai Time Repetition (TR) dengan Signal to Noise Ratio (SNR). Analisis dilakukan untuk mengidentifikasi hubungan kuantitatif antara TR dan SNR, yang nantinya akan digunakan sebagai dasar untuk pengujian lebih lanjut sesuai dengan rumus (1)

Eksperimen hubungan SNR

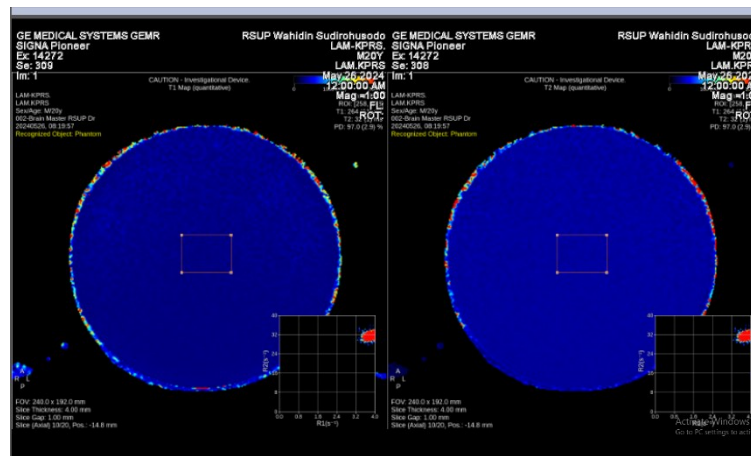
Menggunakan material phantom yang telah diukur pada tahap pertama, dilakukan pencitraan menggunakan peralatan MRI. Pencitraan dilakukan dengan berbagai variasi parameter TR dan TE. TR yang digunakan mulai 46 mengikuti rumus eksponensial a^x dimana a menunjukkan konstanta bilangan eksponensial dari nilai TR yang digunakan yaitu 46 ms sedangkan x menunjukkan pangkat bilangan yang dimulai dari (1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0) dengan total scan 8 kali sedangkan variasi TE mulai dari konstanta TE 5 ms dengan bilangan pangkat mulai dari pangkat (2.0, 3.0, 4.0) dengan interval 10 dengan total scan 4 kali untuk melihat nilai SNR dari citra yang dihasilkan. Untuk melihat pengaruh parameter T1 material terhadap nilai SNR maka akuisisi atau scanning dilakukan dengan menggunakan TE tetap 100 ms dan untuk melihat pengaruh T2 terhadap SNR nilai parameter TR tetap sebesar 3000 ms. Berikut data lengkap parameter akuisisi scanning phantom : Slice thickness = 5 mm, Spacing = 1 mm, Jumlah irisan = 5 Slice, Area potongan irisan = Pertengahan objek, Voxel Size = $0.7 \times 0.9 \times 5.0$, Pixel = 312.5, NEX = 1.00.

Mengevaluasi citra yang dihasilkan dari pencitraan phantom berdasarkan variasi TR dan TE yang berbeda. Mengukur nilai SNR dari setiap citra yang dihasilkan dan menganalisis hubungan antara SNR dan kualitas citra yang diperoleh. Pengukuran SNR menggunakan perangkat ROI (Region Of Interest) pada slice ketiga, diukur pada area tengah objek dengan area ROI 22 mm^2 . Hasil pengukuran ROI mean menunjukkan nilai signal citra dan nilai standar deviasi (sd) menunjukkan nilai noise citra. Semua nilai signal dan noise dicatat untuk dilakukan analisis. Mengidentifikasi korelasi antara nilai SNR berdasarkan variasi nilai TR dan TE melalui grafik hubungan variasi nilai TR dan TE terhadap nilai SNR. Selain itu juga dilakukan analisa korelasi antara formulasi kurva berdasarkan persamaan 1 dan kurva nilai SNR hasil citra variasi nilai TR dan TE. Melakukan pengujian ulang untuk memastikan konsistensi hasil yang diperoleh jika terdapat hasil yang menyimpang melalui scanning ulang pada nilai TR dan TE tertentu. Validasi dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran dan analisis dari berbagai sesi pencitraan untuk memastikan bahwa metode pengukuran SNR dapat diandalkan sebagai indikator QC. Data yang diperoleh dari kedua tahap eksperimen akan dikumpulkan dan dianalisis menggunakan metode statistik yang sesuai. Hasil analisis akan digunakan untuk menyusun model hubungan antara SNR dan parameter pencitraan MRI yang relevan. Model ini akan menjadi dasar untuk merekomendasikan standar baru dalam QC peralatan MRI yang lebih terjangkau dan mudah diimplementasikan.

Hasil

Dalam tahap pertama penelitian ini, dilakukan eksperimen untuk menentukan nilai T1, T2, dan Proton Density (PD) dari campuran material phantom yang dipilih. Campuran material yang digunakan meliputi *dimethyl silicone fluid*, *gadolinium*, dan *colorant*. Berikut hasil citra urutan pulsa sequens MAGiC beserta nilai T1, T2 dan Proton Density (PD). Selain material phantom proses ini juga menghasilkan geometric akurasi dimensi phantom yang sesuai dengan dimensi ukuran sesungguhnya, hasil citra menunjukkan panjang phantom 270 mm dan diameter

lingkarannya 111 mm.

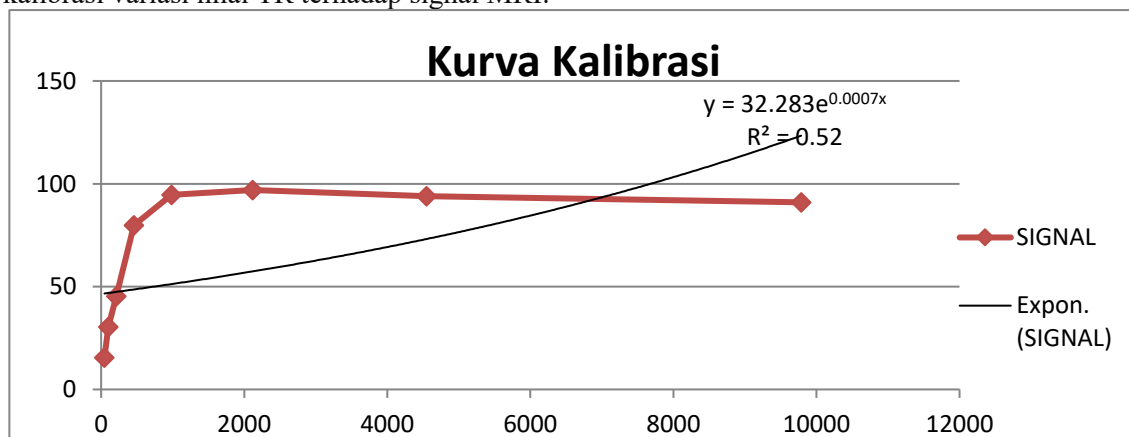


Gambar 1. Hasil citra urutan pulsa sequens MAGiC yang memperlihatkan pembobotan T1 dan T2 Mapping

Berdasarkan gambar 1 melalui post processing komputer MRI urutan pulsa sequens MAGiC dapat mengkuantifikasi nilai T1 (waktu relaksasi longitudinal) sebesar 264 ± 11 ms, T2 (waktu relaksasi transversal) sebesar 32 ± 1 ms dan *Proton Density* sebesar 97 ± 2.9 pu (part unit). Hasil nilai tersebut digunakan untuk membuat kurva kalibrasi nilai signal MR yang dihasilkan dari variasi nilai TR dan TE.

Kurva kalibrasi hubungan variasi TR terhadap signal MRI

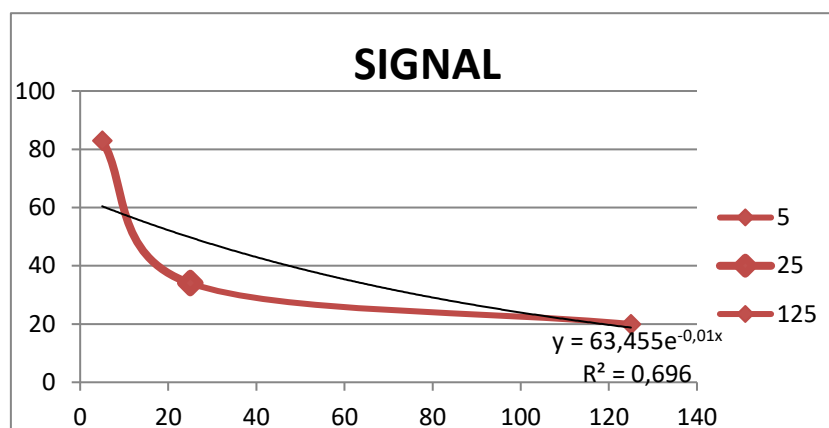
Untuk membuat kurva kalibrasi hubungan variasi nilai TR terhadap signal MRI digunakan rumus (2) dimana nilai T1 material *dimethyl silicone fluid*, *gadolinium* dan *colorant* sebesar 264 ms, *Proton density* 97 pu dengan variasi nilai TR mulai 46^1 sampai 46^2 ms. Berikut kurva kalibrasi variasi nilai TR terhadap signal MRI.



Gambar 2. Kurva kalibrasi hubungan variasi nilai TR terhadap Signal MRI sesuai formulasi rumus (2) menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 32.283e^{0.0007x}$ dengan korelasi $R^2 = 0.5278$

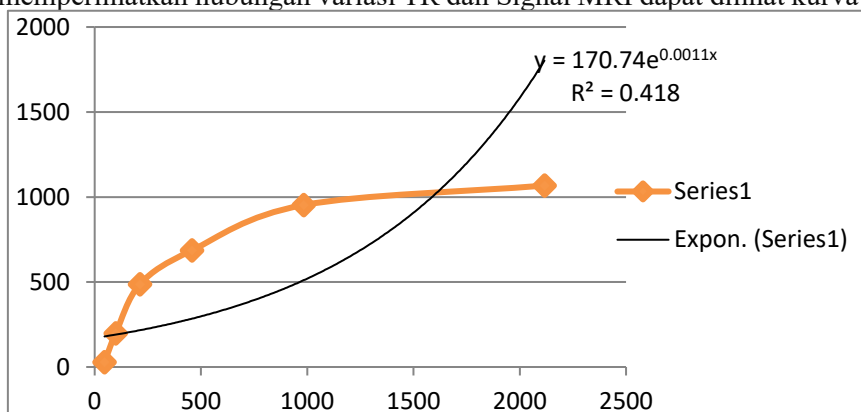
Berdasarkan gambar 2 TR yang pendek signal MRI rendah disebabkan waktu pengulangan yang cepat tidak memberikan cukup waktu untuk relaksasi longitudinal. Dengan peningkatan nilai TR, signal MR meningkat hingga mencapai nilai puncak pada nilai TR 983 ms (5T) dimana relaksasi longitudinal mendekati keadaan stasioner. Kurva kalibrasi hubungan variasi TE terhadap signal MRI, Untuk membuat kurva kalibrasi hubungan variasi nilai TE terhadap signal MRI digunakan rumus (3) dimana nilai T2 material *dimethyl silicone fluid*, *gadolinium* dan *colorant* sebesar 264 ms, Proton density 97 pu dengan variasi nilai TE mulai 5^1 sampai 5^4 ms.

Berikut kurva kalibrasi variasi nilai TE terhadap signal MRI :



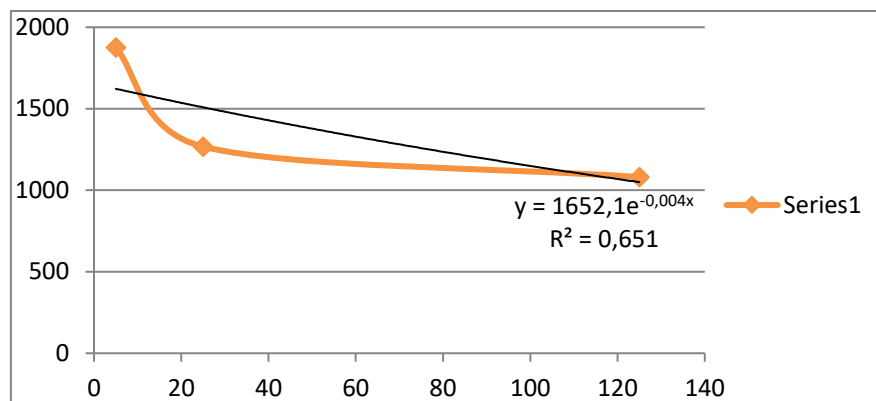
Gambar 3. Kurva hubungan nilai TE terhadap signal MRI sesuai formulasi rumus (3) menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 63.455e^{-0.01x}$ dengan nilai korelasi $R^2 = 0.76$

Berdasarkan gambar 3 terlihat TE yang rendah, signal MR tinggi karena waktu echo yang singkat tidak memberikan cukup waktu untuk relaksasi transversal. Dengan peningkatan nilai TE, signal MR menurun karena lebih banyak sinyal hilang akibat relaksasi transversal. Kurva hasil citra yang memperlihatkan hubungan variasi TR dan Signal MRI dapat dilihat kurva di bawah ini



Gambar 4. Hasil kurva citra MRI variasi nilai TR dengan nilai Signal MRI. Menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 170.74e^{0.0011x}$ dengan korelasi $R^2 = 0.418$

Berdasarkan hasil perbandingan kurva kalibrasi dengan kurva hasil citra variasi nilai TR dengan nilai signal MRI yang terbentuk secara prinsip tidak jauh berbeda jika kita membandingkan rasio nilai korelasi (R^2) antara kurva kalibrasi (pada gambar 3) dibandingkan dengan kurva hasil didapatkan nilai 0.807 ($0,418 / 0,52$) atau sebesar 80.76% Kurva hasil citra yang memperlihatkan hubungan variasi TE dan Signal MRI dapat dilihat kurva di bawah ini



Gambar 5. Hasil kurva citra MRI variasi nilai TE dengan nilai Signal MRI. Menghasilkan persamaan regresi eksponensial $y = 1652,1e^{-0,004x}$ dengan korelasi $R^2 = 0,6756$

Berdasarkan hasil perbandingan kurva kalibrasi dengan kurva hasil citra variasi nilai TE dengan nilai signal MRI yang terbentuk secara prinsip tidak jauh berbeda jika kita membandingkan rasio nilai korelasi (R^2) antara kurva kalibrasi (pada gambar 4) dibandingkan dengan kurva hasil citra didapatkan nilai 0.89 ($0,6756 / 0,759$) atau sebesar 89.01%. Hasil citra variasi TR dan TE terhadap signal MRI menghasilkan nilai rata-rata noise pada variasi TR sebesar 9.5 sedangkan noise yang dihasilkan pada variasi TE rata-rata sebesar 9.9. Hasil statistik T-test ada 2 sampel menghasilkan nilai $P > 0,13$. Hasil nilai P ini menunjukkan nilai lebih besar dari nilai 0,05 dapat disimpulkan *noise* yang dihasilkan akibat variasi TR dan TE tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan.

Pembahasan

Hasil pengukuran nilai T1, T2, dan Photon Density (PD) dari material phantom melalui urutan pulsa sequens MAGiC menghasilkan nilai-nilai T1 264 ms, T2 32 ms dan PD 97 pu. Nilai-nilai ini memberikan dasar yang kuat untuk memahami karakteristik pencitraan dari material phantom yang digunakan. Nilai T1 dan T2 yang relatif rendah menunjukkan bahwa material ini memiliki relaksasi longitudinal dan transversal yang cepat, sementara PD yang tinggi menunjukkan densitas proton yang cukup tinggi, mendekati nilai jaringan manusia sebenarnya. Rasio dan bentuk kurva perbandingan kurva signal hasil citra dengan kurva kalibrasi menunjukkan bahwa hasilnya tidak jauh berbeda. Ini mengindikasikan beberapa hal penting: Validitas dan Akurasi : Kurva kalibrasi yang dibuat berdasarkan pengukuran nilai T1, T2, dan PD dapat merepresentasikan hasil citra yang diperoleh dengan cukup akurat. Ini menunjukkan bahwa metode kalibrasi yang digunakan valid dan dapat diandalkan, Konsistensi Material Phantom : Konsistensi antara kurva signal hasil citra dan kurva kalibrasi menunjukkan bahwa material phantom yang digunakan memiliki sifat fisik yang stabil dan dapat diprediksi. Hal ini penting untuk memastikan bahwa phantom dapat digunakan sebagai standar dalam pengukuran SNR dan QC peralatan MRI. Efektifitas Pengukuran SNR : Kesamaan antara kurva signal hasil citra dan kurva kalibrasi juga menunjukkan bahwa pengukuran SNR menggunakan metode ini efektif dalam memberikan gambaran kualitas citra yang dihasilkan oleh peralatan MRI. Ini memperkuat argumen bahwa SNR dapat digunakan sebagai indikator yang andal untuk pemantapan mutu internal (PMI) peralatan MRI [10].

Tidak ada perbedaan nilai noise yang dihasilkan akibat variasi perubahan nilai TR dan TE. Pada penelitian ini konsistensi dalam nilai noise menunjukkan bahwa mesin MRI mampu menghasilkan gambar dengan tingkat noise yang stabil, yang penting untuk memastikan kualitas gambar yang konsisten [11]. Informasi tambahan yang dihasilkan dari inovasi penelitian terkait kendali mutu peralatan radiologi ini selain mendapatkan nilai data signal to noise ratio (SNR)

juga didapatkan informasi akurasi geometri yang dihasilkan oleh MRI memiliki akurasi geometris yang tinggi, sehingga ukuran dan bentuk struktur anatomi sesuai dengan ukuran asli dimensi objek yang dicitrakan [12]. Hasil citra menunjukkan bahwa akurasi geometris sesuai dengan ukuran asli dimensi objek dari phantom, mengindikasikan bahwa mesin MRI berfungsi dengan baik dan sesuai standar American Collage Radiology (ACR) [13]. Akurasi geometris dalam pencitraan MRI merupakan parameter penting dalam Quality Control (QC) untuk memastikan bahwa sistem MRI mampu mereproduksi ukuran dan bentuk objek dengan presisi tinggi. Akurasi ini mengacu pada kesesuaian antara dimensi asli objek dengan hasil pencitraan yang diperoleh [14]. Untuk mengevaluasi akurasi geometris, biasanya digunakan phantom sebuah objek standar yang memiliki dimensi yang diketahui dan digunakan sebagai alat uji dalam kalibrasi serta validasi sistem pencitraan medis [15]. Pemeriksaan akurasi geometris melibatkan pengukuran berbagai parameter, termasuk panjang, lebar, dan diameter objek dalam berbagai arah (sumbu x, y, dan z). Jika hasil pengukuran menunjukkan penyimpangan yang sangat kecil dibandingkan dengan ukuran asli phantom, maka dapat disimpulkan bahwa sistem MRI bekerja dengan baik [16]. Sebaliknya, jika terdapat distorsi atau penyimpangan signifikan, hal ini dapat mengindikasikan adanya masalah dalam sistem gradien magnet atau ketidaksempurnaan dalam algoritma rekonstruksi gambar [17].

Akurasi geometris merupakan indikator utama dalam menilai kualitas pencitraan MRI. Evaluasi akurasi geometris menggunakan phantom sesuai standar American College of Radiology (ACR) memastikan bahwa mesin MRI berfungsi dengan optimal dan memberikan hasil pencitraan yang akurat [18]. Dengan menerapkan pengujian rutin serta menyesuaikan parameter pencitraan sesuai standar, dapat dipastikan bahwa sistem MRI tetap bekerja dalam kondisi terbaik, sehingga mendukung diagnosis yang lebih presisi dan efektif dalam praktik klinis [19]. Akurasi geometris dalam pencitraan MRI merupakan parameter penting dalam memastikan kualitas dan keandalan hasil diagnostik [20]. Evaluasi menggunakan phantom memungkinkan pengukuran objektif terhadap kesesuaian ukuran dimensi objek dalam citra MRI dengan ukuran aslinya [21]. Hasil yang sesuai dengan standar American College of Radiology (ACR) menunjukkan bahwa sistem MRI berfungsi dengan baik dan tidak mengalami distorsi geometris yang signifikan [22]. Penerapan metode Quality Control (QC) berbasis akurasi geometris dan kurva kalibrasi Signal to Noise Ratio (SNR) dapat membantu dalam pemantapan mutu internal peralatan MRI [23]. Pengujian secara berkala memungkinkan deteksi dini terhadap potensi gangguan sistem, sehingga tindakan perbaikan atau kalibrasi dapat dilakukan sebelum mempengaruhi hasil pencitraan [24]. Dengan demikian, akurasi geometris yang sesuai dengan standar ACR menjadi indikator utama dalam menjaga kualitas pencitraan MRI, mendukung diagnosis yang lebih akurat, serta meningkatkan kepercayaan tenaga medis dalam menggunakan teknologi pencitraan untuk pengambilan keputusan klinis. Oleh karena itu, implementasi QC yang konsisten dan berbasis standar merupakan langkah esensial dalam memastikan keandalan sistem MRI dalam jangka panjang [25].

Kesimpulan

Dapat disimpulkan bahwa pengukuran SNR dan akurasi geometri menggunakan material phantom yang lebih ekonomis dapat menjadi metode inovatif yang efektif dan andal untuk quality control peralatan MRI. Metode ini memungkinkan pemantapan mutu internal yang sesuai dengan standar ACR, meningkatkan efisiensi dan efektivitas dalam QC rutin, dan memastikan bahwa peralatan MRI terus menghasilkan gambar berkualitas tinggi yang penting untuk diagnosis medis yang akurat dan andal. Akurasi geometris yang sesuai dengan standar ACR menjadi indikator utama dalam pemantauan kualitas pencitraan MRI, mendukung peningkatan keandalan sistem, serta menjamin kualitas diagnostik yang tinggi dalam praktik radiologi. Implementasi pengujian berkala dan pemeliharaan yang sesuai dengan standar sangat diperlukan untuk menjaga kualitas dan keandalan pencitraan MRI dalam jangka panjang.

Daftar Pustaka

- [1] A. England *et al.*, “A comparison of perceived image quality between computer display monitors and augmented reality smart glasses,” *Radiography*, vol. 29, no. 3, pp. 641–646, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2023.04.010>.
- [2] N. Goyal *et al.*, “The need for systematic quality controls in implementing N95 reprocessing and sterilization,” *J. Hosp. Infect.*, vol. 133, pp. 38–45, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhin.2022.11.023>.
- [3] J. Zhang *et al.*, “Intelligent speech technologies for transcription, disease diagnosis, and medical equipment interactive control in smart hospitals: A review,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 153, p. 106517, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.106517>.
- [4] N. Kobylak *et al.*, “Accuracy of attenuation coefficient measurement (ACM) for real-time ultrasound hepatic steatometry: Comparison of simulator/phantom data with magnetic resonance imaging proton density fat fraction (MRI-PDFF),” *Heliyon*, vol. 9, no. 10, p. e20642, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e20642>.
- [5] O. Sehrawat, P. A. Noseworthy, K. C. Siontis, T. C. Haddad, J. D. Halamka, and H. Liu, “Data-Driven and Technology-Enabled Trial Innovations Toward Decentralization of Clinical Trials: Opportunities and Considerations,” *Mayo Clin. Proc.*, vol. 98, no. 9, pp. 1404–1421, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2023.02.003>.
- [6] T. A. Potretzke *et al.*, “Clinical Implementation of an Artificial Intelligence Algorithm for Magnetic Resonance–Derived Measurement of Total Kidney Volume,” *Mayo Clin. Proc.*, vol. 98, no. 5, pp. 689–700, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2022.12.019>.
- [7] C. M. Mullins, R. Helton, T. Owens-Tyson, P. Hill-Collins, and S. N. Domby, “Facing Healthcare Access Challenges With Specialty Care Clinics in Central Appalachia,” *J. Radiol. Nurs.*, vol. 42, no. 1, pp. 43–51, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jradnu.2022.09.006>.
- [8] C. Sumner *et al.*, “Approaches to Greening Radiology,” *Acad. Radiol.*, vol. 30, no. 3, pp. 528–535, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2022.08.013>.
- [9] A. Roguin *et al.*, “Update on Radiation Safety in the Cath Lab – Moving Toward a ‘Lead-Free’ Environment,” *J. Soc. Cardiovasc. Angiogr. Interv.*, vol. 2, no. 4, p. 101040, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jscai.2023.101040>.
- [10] N. L. Andersen *et al.*, “Immersive Virtual Reality in Basic Point-of-Care Ultrasound Training: A Randomized Controlled Trial,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 49, no. 1, pp. 178–185, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2022.08.012>.
- [11] P. O. Ukoha *et al.*, “Clinical indication diagnostic reference level (DRLCI) and post-optimization image quality for Adult Computed Tomography Examinations in Enugu, south eastern Nigeria,” *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 206, p. 110728, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110728>.
- [12] M.-L. Ho, C. W. Arnold, S. J. Decker, J. D. Hazle, E. A. Krupinski, and D. A. Mankoff, “Institutional Strategies to Maintain and Grow Imaging Research During the COVID-19 Pandemic,” *Acad. Radiol.*, vol. 30, no. 4, pp. 631–639, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2022.12.045>.
- [13] R. Matheoud *et al.*, “EFOMP’s protocol quality controls in PET/CT and PET/MR,” *Phys. Medica*, vol. 105, p. 102506, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.11.010>.
- [14] S. A. Woolen *et al.*, “Radiology Environmental Impact: What Is Known and How Can We Improve?,” *Acad. Radiol.*, vol. 30, no. 4, pp. 625–630, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2022.10.021>.
- [15] Q. Hu, X. Shen, X. Qian, G. Huang, and M. Yuan, “The personal protective equipment (PPE) based on individual combat: A systematic review and trend analysis,” *Def. Technol.*, vol. 28, pp. 195–221, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.dt.2022.12.007>.
- [16] S. Shinde, R. Mane, A. Vardikar, A. Dhumal, and A. Rajput, “4D printing: From emergence to innovation over 3D printing,” *Eur. Polym. J.*, vol. 197, p. 112356, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2023.112356>.

- [17] C. Anderson, M. Algorri, and M. J. Abernathy, "Real-time algorithmic exchange and processing of pharmaceutical quality data and information," *Int. J. Pharm.*, vol. 645, p. 123342, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2023.123342>.
- [18] S. Hegde *et al.*, "A proactive learning approach toward building adaptive capacity during COVID-19: A radiology case study," *Appl. Ergon.*, vol. 110, p. 104009, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.104009>.
- [19] J. Yu, J. Zhang, and S. Sengoku, "Innovation Process and Industrial System of US Food and Drug Administration–Approved Software as a Medical Device: Review and Content Analysis," *J. Med. Internet Res.*, vol. 25, 2023, doi: <https://doi.org/10.2196/47505>.
- [20] Z. Benmamoun, W. Fethallah, S. Bouazza, A. A. Abdo, D. Serrou, and H. Benchekroun, "A framework for sustainability evaluation and improvement of radiology service," *J. Clean. Prod.*, vol. 401, p. 136796, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2023.136796>.
- [21] M. N. K. Anudjo *et al.*, "Considerations for environmental sustainability in clinical radiology and radiotherapy practice: A systematic literature review and recommendations for a greener practice," *Radiography*, vol. 29, no. 6, pp. 1077–1092, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2023.09.006>.
- [22] A. H. Matsumoto and M. D. Dake, "Implications of IR Being a Primary Specialty on the Professional Organizational Relationship between Interventional and Diagnostic Radiology," *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 34, no. 12, pp. 2080–2084, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2023.08.011>.
- [23] A. Elsakka, B. J. Park, B. Marinelli, N. C. Swinburne, and J. Schefflein, "Virtual and Augmented Reality in Interventional Radiology: Current Applications, Challenges, and Future Directions," *Tech. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 26, no. 3, p. 100919, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.tvir.2023.100919>.
- [24] N. J. Beauchamp *et al.*, "Integrative Diagnostics: The Time Is Now—A Report From the International Society for Strategic Studies in Radiology," *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 20, no. 4, pp. 455–466, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2022.11.015>.
- [25] O. Isaac and O. A. Awan, "Global Medical Education and Its Value to Radiology," *Acad. Radiol.*, vol. 30, no. 10, pp. 2222–2224, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.acra.2023.06.014>.