

KORELASI NILAI *TIME REPETITION (TR)* DAN *TIME ECHO (TE)* TERHADAP *SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR)* PADA CITRA MRI

Alan Tanjung Aji Prastowo¹, Wahyu Setiabudi² dan Choirul Anam^{2*}

¹Instalasi Radiologi, Rumah Sakit Tlogorejo, Semarang

²Jurusan Fisika, Universitas Diponegoro, Semarang

*Korespondensi Penulis, Email: anam@fisika.undip.ac.id

Abstract

Effort to obtain a correlation of TR and TE to the value of Signal to Noise Ratio (SNR) in MRI machine has been carried out. In this research used MRI Hitachi Airis II which has a permanent magnetic field of 0.3 Tesla. Research using a phantom object with Polyethylene Vessel containing NiCl₂: 18 mmol/l. Phantom has a tube diameter 165 mm, cap diameter 120 mm and height 320 mm. Image acquisition is done with two TE value of 20 ms and 120 ms, and TR values varied from 100 ms to 4000 ms, with the scale of 100 ms. Slice taken with a thickness 5 mm, and in the position 15 cm from the bottom of phantom. Region of interest (ROI) in the image is determined at the radius of 65 cm. SNR calculation is then performed for a variety of TE and TR. It was obtained that the SNR value increases exponentially for TR value of 100 ms to 700 ms and stabilized at the next TR to 4000 ms. At the same TR, SNR value at TE 20 ms greater than the TE 120 ms. At TE 20 ms, TR optimal value for T1WI is at 700 ms, with a SNR value of 57,6 ms, whereas for PD image on TR 3900 ms with a SNR of 57,6. At TE 120 ms, TR optimal value for T2WI was at 2200 ms with SNR value of 19.

Keywords: *Magnetic Resonance Imaging (MRI), Time Repetition (TR), Time Echo (TE), Signal to Noise Ratio (SNR)*

Abstrak

Riset ini dilakukan untuk mendapatkan korelasi nilai TR dan TE terhadap nilai Signal to Noise Ratio (SNR) pada pesawat MRI. Dalam riset ini digunakan pesawat MRI Hitachi Airis II yang memiliki medan magnet permanen 0,3 Tesla. Obyek penelitian menggunakan fantom dengan bahan Polyethylene Vessel yang berisi NiCl₂: 18 mmol/l. Fantom memiliki diameter tabung 165 mm, diameter tutup 120 mm, dan tinggi phantom 320 mm. Pengambilan citra dilakukan dengan dua nilai TE yaitu 20 ms dan 120 ms, dan nilai TR divariasikan dari 100 ms hingga 4000 ms, dengan skala 100ms. Slice diambil dengan ketebalan 5 mm dan berada pada posisi 15 cm dari dasar fantom. Region of interest (ROI) pada citra ditentukan dengan jari-jari sebesar 65 cm. Selanjutnya dilakukan perhitungan SNR untuk variasi TE dan TR. Diperoleh bahwa nilai SNR mengalami kenaikan secara eksponensial untuk nilai TR dari 100 ms hingga 700 ms dan stabil pada TR berikutnya hingga 4000 ms. Pada TR yang sama, nilai SNR pada TE 20 ms lebih besar dibanding pada TE 120 ms. Pada TE 20 ms, nilai TR optimal untuk T1WI berada pada 700 ms, dengan nilai SNR sebesar 57,6 ms, sedangkan untuk citra PD berada pada TR 3900 ms dengan SNR sebesar 57,6. Pada TE 120 ms, nilai TR optimal untuk T2WI berada pada 2200 ms dengan nilai SNR sebesar 19.

Kata kunci: *Magnetic Resonance Imaging (MRI), Waktu pengulangan (TR), Waktu gaung (TE), Signal to Noise Ratio (SNR)*

Pendahuluan

Setiap modalitas pencitraan medik perlu dilakukan kontrol kualitas [1]. Salah satu parameter kontrol kualitas pada *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) adalah nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR) [2,3]. Salah satu faktor yang menentukan nilai SNR pada MRI adalah parameter TR (*Repetition Time*) dan TE (*Echo Time*) [4-7]. TR merupakan interval waktu antara pengulangan dua pulsa 90°[4]. Sementara TE merupakan interval waktu dari saat pulsa 90° diberikan hingga diperolehnya intensitas maksimal [4-7] atau dua kali interval waktu antara pulsa 90° dan pulsa 180°. Variasi TR dan TE ini dapat menghasilkan kontras citra yang berbeda-beda, yang sering dinamakan citra terbobot (*weighted image*) [4].

Dalam aplikasi klinis, citra yang sering digunakan berdasarkan kontras citra adalah T₁ *Weighted Image* (T₁WI), T₂ *Weighted Image* (T₂WI) dan *Proton Density* (PD). Pada citra T₁WI diperoleh dengan menggunakan TR kecil dan kecil, citra T₂WI diperoleh dengan menggunakan TR besar dan TE besar, dan citra PD diperoleh menggunakan TR besar dan TE kecil [8,9].

Karena itu perlu dilakukan penelitian tentang pengaruh variasi TR dan TE terhadap nilai SNR. Diharapkan dapat diketahui nilai TR yang optimal berdasarkan harga SNR yang baik.

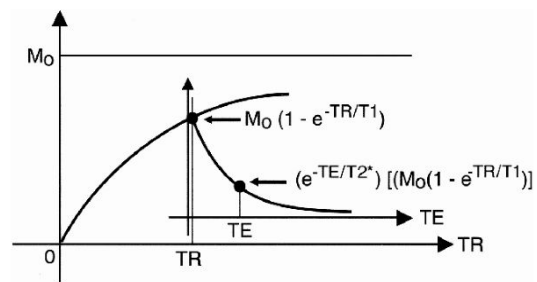
MRI merupakan teknik pencitraan dengan memanfaatkan karakteristik proton atom hidrogen yang terdapat dalam tubuh [10]. Pencitraan dengan MRI selain dapat diperoleh citra anatomi organ tubuh, dapat pula diobservasi fisiologi dan patologi organ [8,9]. Untuk mendapatkan detail anatomi organ tubuh, parameter fisis yang diperhatikan adalah perbedaan T₁ tiap jaringan, sehingga dinamakan citra T₁WI. Untuk mendapatkan informasi patologi, parameter fisis yang diperhatikan adalah

perbedaan T₂ jaringan, sehingga dinamakan citra T₂WI. Dengan MRI juga dapat diperoleh citra yang menggambarkan perbedaan kerapatan jaringan tubuh, yang dinamakan citra PD. T₁ merupakan waktu yang diperlukan untuk memulihkan magnetisasi longitudinal sebesar 63 % setelah pulsa RF 90°. Sedangkan T₂ merupakan waktu yang dibutuhkan magnetisasi transversal untuk meluruh 37 % dari nilai semula [4-7].

Untuk menghasilkan citra T₁WI, T₂WI dan PD, sangat tergantung pada lamanya TR dan TE [4]. Intensitas citra MRI pada suatu piksel ditentukan dengan persamaan [5]:

$$I = N(H) \left(e^{-TE/T2^*} \right) \left(1 - e^{-TR/T1} \right) \dots (1)$$

N(H) adalah jumlah proton atau jumlah elektron. Persamaan (1) secara diagram ditunjukkan oleh Gambar 1. Gambar tersebut merupakan gabungan kenaikan magnetisasi longitudinal dan penurunan magnetisasi transversal. Tampak bahwa setelah pemberian RF 90° magnetisasi longitudinal naik secara eksponensial dan setelah pemberian RF 90° yang kedua, magnetisasi transversal turun secara eksponensial.



Gambar 1. Kurva *recovery* dan peluruhan yang diplot pada satu grafik

T₂* merupakan perpendekan dari T₂, karena faktor ketidak-homogenan medan magnet utama dan berbagai

material dengan suseptibilitas tinggi yang berada dalam jaringan [5]. Hubungan T2 dan T2* dinyatakan dalam:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B \quad \dots (2)$$

Jika TE sangat kecil (mendekati nol), maka nilai e^{-TE/T_2^*} mendekati 1, sehingga persamaan (1) mendekati:

$$I = N(H) \left(1 - e^{-TR/T_1} \right) \quad \dots (3)$$

Dari persamaan (3) tampak bahwa untuk TE kecil, nilai intensitas hampir tidak dipengaruhi oleh T2* (T2), tetapi sangat dipengaruhi oleh T1. Karena itu untuk TE kecil pada TR kecil, citra yang diperoleh adalah citra yang sangat dipengaruhi T1, atau yang dinamakan citra T1WI. Nilai TR dianggap kecil apabila kurang dari 800 ms dan dianggap besar jika lebih dari 1500 ms. Nilai TE dikatakan kecil jika waktunya kurang dari 30 ms dan dikatakan besar jika nilainya lebih dari 80 ms.

Sementara jika TR sangat besar (mendekati ~), maka persamaan (1) akan mendekati:

$$I = N(H) \left(e^{-TE/T_2^*} \right) \quad \dots (4)$$

Dari persamaan (4) tampak bahwa jika TR besar, maka nilai intensitas tidak lagi dipengaruhi oleh T1 dan sebaliknya sangat dipengaruhi oleh T2* (T2). Karena itu untuk TR besar pada TE besar, citra yang diperoleh adalah citra yang sangat dipengaruhi T2* (T2), atau yang dinamakan citra T2WI.

Sementara untuk TR besar pada TE kecil, maka persamaan (1), medekati:

$$I = N(H) \quad \dots (5)$$

Dari persamaan (5) tampak, bahwa sinyal hanya bergantung pada jumlah

elektron $N(H)$. Citra dengan mode ini, sering dinamakan citra *proton density* (PD). Sementara jika TR kecil dengan TE besar, maka nilai I akan mendekati nol. Pada kondisi ini, tidak diperoleh sinyal MRI.

Intensitas sinyal yang digunakan dalam rekonstruksi citra MRI selalu diganggu dengan *noise*, yang salah satu penyebabnya adalah fluktuasi acak arus listrik pada koil penerima. Adanya *noise* ini dapat menurunkan kualitas citra, sehingga terkadang cukup sulit untuk dapat membedakan berbagai obyek. Besarnya *noise* pada suatu obyek biasanya dinyatakan dalam *Signal to Noise Ratio* (SNR), yang didefinisikan sebagai nilai rata-rata intensitas citra pada daerah tertentu (ROI) dibagi dengan akar variasi *noise* pada daerah tersebut:

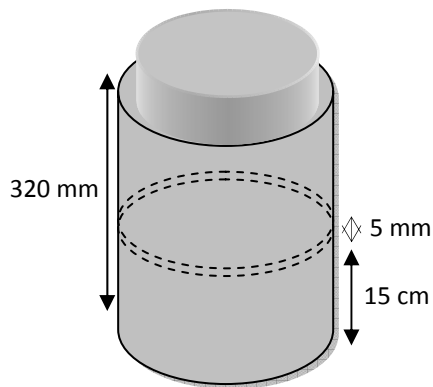
$$SNR = \frac{\bar{I}}{\sqrt{\sigma}} \quad \dots (6)$$

Dengan σ adalah variansi noise. Beberapa faktor yang berpengaruh terhadap SNR antara lain sistem resonansi frekuensi, koil, pelindung radiofrekuensi atau ruang MRI, citra dan parameter pencitraan yang digunakan.

Metode Penelitian

Alat dan Bahan

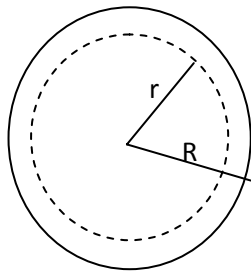
Beberapa alat yang digunakan: a. Satu unit pesawat MRI merk Hitachi Airis II, jenis magnet permanen dengan kekuatan 0,3 Tesla. b. *Head Coil*. c. Fantom dengan bahan *Polyethylene Vessel* yang berisi NiCl₂: 18 mmol/l. Fantom memiliki diameter tabung 165 mm, diameter tutup 120 mm, dan tinggi 320 mm. Terdapat *thermo-sensitif tape* yang berfungsi sebagai sensor panas. Fantom ditunjukkan oleh Gambar 1.



Gambar 1. Ukuran dimensi fantom

Prosedur Penelitian

Pertama dilakukan pengambilan citra fantom dengan dua nilai TE yaitu 20 ms dan 120 ms, dan nilai TR divariasi dari 100 ms hingga 4000 ms dengan skala 100ms. Citra diambil dengan ketebalan *slice* 5 mm dan berada 15 cm dari dasar fantom. Selanjutnya ditentukan *region of interest* (ROI) pada citra yang dipeoleh, dengan jari-jari sebesar 65 cm. Pada Gambar 2 tampak bahwa r adalah jari-jari ROI dengan nilai sebesar 65 mm dan R adalah jari-jari obyek sebesar 82,5 cm. Menurut AAPM, ROI yang harus diambil untuk pengukuran minimal 75% dari ukuran obyek yang akan diukur, sedangkan ROI yang diambil untuk pengukuran ini sudah lebih besar dari 75%. Selanjutnya dilakukan perhitungan SNR untuk variasi TE dan TR.

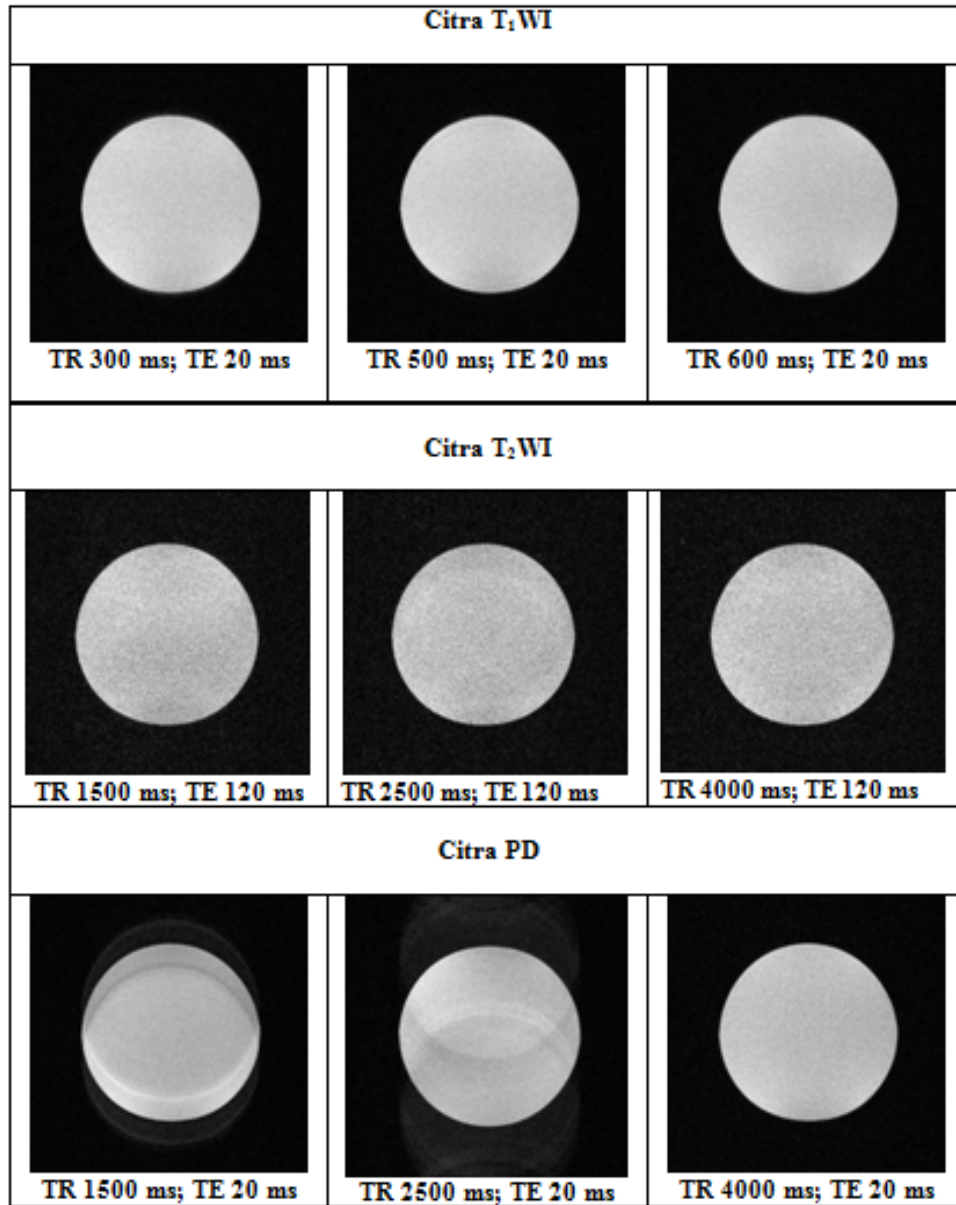


Gambar 2. Potongan aksial fantom dan pemilihan ROI pada citra

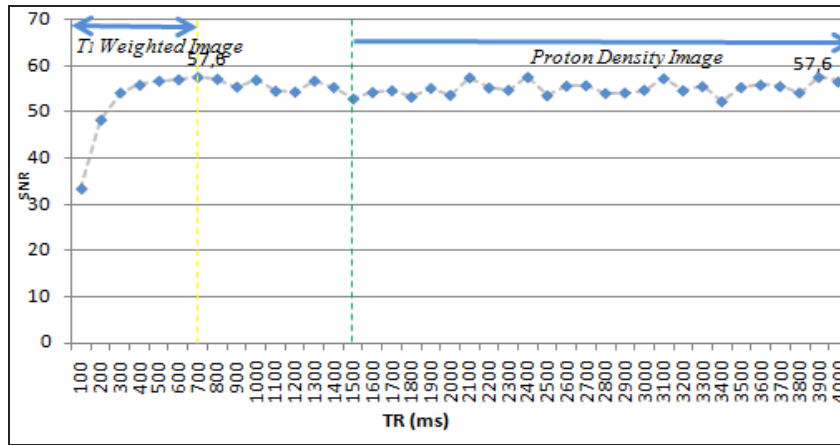
Hasil dan Pembahasan

Dari penelitian ini didapatkan citra fantom pada potongan aksial dengan nilai TR mulai dari 100 ms hingga 4000 ms pada TE 20 ms dan TE 120 ms. Gambar 3 merupakan citra fantom untuk T₁WI (TR kecil dan TE kecil 20 ms), T₂WI (TR besar dan TE besar 120 ms) dan PD (TR besar dan TE kecil 20 ms). Kurva perubahan nilai SNR untuk variasi TR dari 100 ms sampai 4000 ms pada TE 20 ms ditunjukkan oleh gambar 4. Tampak dari gambar 4. bahwa nilai SNR pada TR 100 ms sampai TR 700 ms mengalami kenaikan secara signifikan, sedangkan setelah TR 700 ms, nilai SNR relatif stabil. Kenaikan SNR pada TR 100 ms hingga 700 ms dikarenakan adanya kenaikan sinyal. Hal ini dikarenakan pada saat setelah pemberian pulsa RF 90°, magnetisasi longitudinal (arah sumbu-z) yang semula nol, kemudian mengalami kenaikan secara eksponensial.

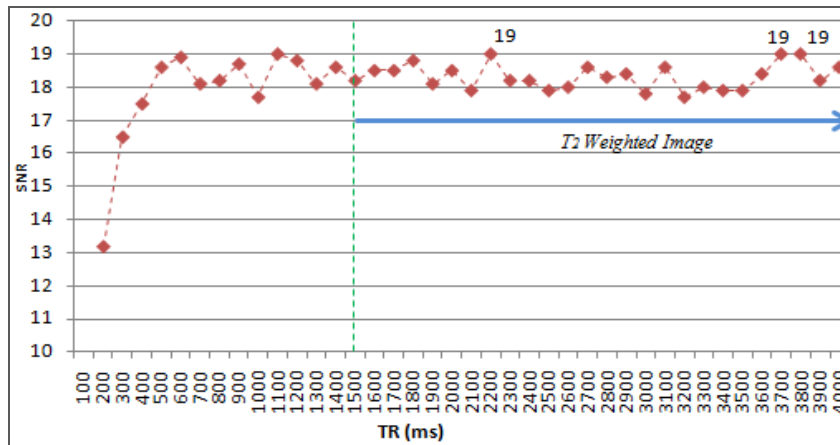
SNR tertinggi untuk TE pendek (20 ms) yang merupakan citra T₁WI, berada pada TR 700 ms, yaitu dengan nilai SNR sebesar 57,6. Sedangkan citra pada pembobotan *Proton Density* adalah TR 3900 ms, yaitu dengan SNR sebesar 57,6. Pemilihan TR yang tepat pada T₁WI ini sangat krusial, hal ini dikarenakan sedikit perubahan nilai TR akan berpengaruh besar pada SNR. Sedangkan pada pembobotan *proton density*, perubahan TR tidak berpengaruh pada nilai SNR, tapi TR yang relatif rendah (lebih kecil dari 4000 ms) akan menghasilkan artefak (Gambar 3). Sedangkan perubahan SNR pada TE 120 ms dengan variasi TR dari 100 ms sampai dengan 4000 ms ditunjukkan oleh Gambar 5. Nilai SNR memiliki pola yang sama dengan Gambar 4. SNR mengalami kenaikan secara signifikan pada TR 200 ms hingga 600 ms, dan setelah itu SNR relatif stabil.



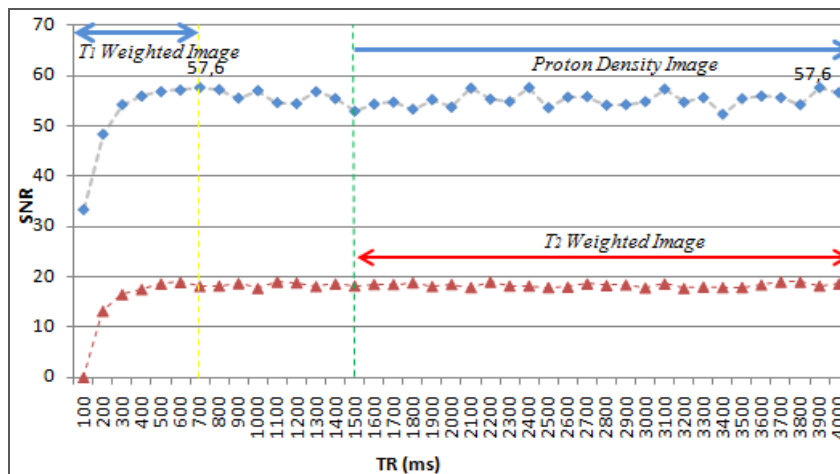
Gambar 3. Citra fantom untuk variasi TR dan TE



Gambar 4. Kurva perubahan nilai SNR pada TE 20 ms



Gambar 5. Kurva perubahan nilai SNR pada TE 120 ms



Gambar 6. Kurva perbandingan penggunaan TE panjang dan TE pendek

Sedangkan perbandingan nilai SNR pada penggunaan TE panjang dan TE pendek ditunjukkan oleh Gambar 6. Tampak bahwa nilai SNR pada TE 120 ms jauh lebih rendah dari SNR pada TE 20 ms. Hal ini dikarenakan pada TE 120 ms magnetisasi sudah mengalami *decay* (peluruhan) jauh lebih besar dibanding TE 20. Ini tampak seperti dalam persamaan 1.

Dalam aplikasi klinis, TE 120 ms biasa digunakan untuk mendapatkan citra *T2WI*. Pemilihan TR untuk mendapatkan citra *T2WI* pada TR di atas 1500 ms tidak terlalu berpengaruh pada perubahan SNR karena perubahan dengan nilai yang sangat kecil. Karena itu penggunaan TR yang tidak terlalu besar, akan menghemat waktu pencitraan dengan hasil citra yang baik.

Kesimpulan

1. Nilai SNR mengalami kenaikan secara eksponensial pada nilai TR antara 100 ms hingga 700 ms, sedangkan pada nilai TR di atas 700 ms menghasilkan nilai SNR yang konstan.
2. Nilai SNR pada TE 20 ms jauh lebih besar dibandingkan TE 120 ms untuk nilai TR yang sama.
3. Pada TE 20 ms, nilai TR optimal untuk T1WI berada pada 700 ms, dengan nilai SNR sebesar 57,6 ms, sedangkan untuk citra PD berada pada TR 3900 ms dengan SNR sebesar 57,6. Pada TE 120 ms, nilai TR optimal untuk T2WI berada pada 2200 ms dengan nilai SNR sebesar 19.

Daftar Pustaka

- [1] Bushberg J.T., Seibert J.A., dan Boone J.M., Boone, 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [2] Och J.G., Clarke G.D., dan Sobol W.T., 1992, *Acceptance Testing of Magnetic Resonance Imaging Systems*, American Association of Physicist in Medicine, USA.
- [3] Dixon R.L., 1988, *MRI: Acceptance Testing and Quality Control*, Medical Physics Publishing Corp, Wincosin.
- [4] Brown M.A. dan Semelka R.C., 2003, *MRI: Basic Principle and Applications*, Third Edition, John Willey and Son Inc, New York.
- [5] Hashemi, H.R. dan Bradley G, 1997, *MRI: The Basic*, The Williams & Wilkins: New York.
- [6] Hornak J.P., 1997, *The Basics of MRI*, Center for Imaging Science, Rochester Institute of Technology, Rochester.
- [7] McRobby D.W., Moore E.A., Graves M.J., dan Prince M.R., 2006, *MRI Picture to Proton*, Cambridge Univ Press, Cambridge.
- [8] Kuperman, V., 2000, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Applications*, Academic Press.
- [9] Prasad, P.V., 2006, *Magnetic Resonance Imaging: Methods and Biologic Applications*, Humana Press.
- [10] William H.R. dan Russel R.E., 2002, *Medical Imaging Physics*, Willey-Liss, Canada.

