

EFFECT OF THE ARC ACCELERATION FACTOR ON BRAIN MRI IMAGE QUALITY IN THE 3D SAGITTAL T1 CUBE SEQUENCE

PENGARUH FAKTOR AKSELERASI ARC TERHADAP KUALITAS CITRA MRI OTAK PADA SEKUEN 3D SAGITTAL T1 CUBE

Feybe Eka Dayuni¹, Ni Putu Rita Jeniyanthi^{2*}, I Made Darma Adipranata³

^{1,2,3}AKTEK Radiodiagnostik dan Radioterapi Bali

Email: feybe3006@gmail.com

*puturita24@gmail.com

ABSTRAK

Magnetic resonance imaging (MRI) menjadi salah satu modalitas utama dalam evaluasi kelainan neurologis karena mampu menghasilkan kontras jaringan lunak dengan detail anatomi yang lebih tinggi dibandingkan modalitas pencitraan lainnya. Di RSU Siloam Jember salah satu sekuen tambahan yang sering digunakan ialah sekuen 3D Sagittal T1 Cube. Namun, penambahan sekuen ini memiliki kelemahan utama yaitu waktu akuisisi yang relatif lama. Untuk mengatasi permasalahan tersebut maka digunakan teknik parallel imaging yaitu *Autocalibrating Reconstruction for Cartesian (ARC)* yang memungkinkan percepatan waktu akuisisi dengan mengurangi jumlah data yang diambil, akan tetapi penggunaan ARC juga dapat mempengaruhi kualitas citra yang dihasilkan. Tujuan penelitian ini untuk melihat pengaruh faktor ARC terhadap kualitas citra MRI Brain khususnya pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE. Penelitian ini merupakan penelitian kuantitatif dengan pendekatan eksperimental yang dilakukan di RSU Siloam Jember menggunakan MRI GE Signa explorer 1.5T. Sampel penelitian ini terdiri dari 5 relawan yang menjalani MRI Brain khusus sekuen 3D Sagittal T1 CUBE dengan variasi faktor akselerasi. Peneliti melakukan scan dengan variasi nilai akselerasi 1, 1.5, dan 2 dengan parameter lain yang dijaga konstan. Data yang diperoleh kemudian dianalisis secara kuantitatif. Setelah analisis dilakukan, penulis menyimpulkan bahwa dengan diberikan variasi terhadap nilai akselerasi tidak terdapat perubahan signifikan pada nilai SNR dan CNR, namun terdapat perbedaan yang signifikan pada waktu pemeriksaan dan kualitas *spatial resolution*. Dimana semakin tinggi nilai faktor akselerasi ARC semakin singkat waktu scan namun kualitas *spatial resolution* mengalami penurunan.

Kata kunci: 3D Sagittal T1 cube, SNR, CNR, *spatial resolution*, Kualitas citra.

ABSTRACT

Magnetic resonance imaging (MRI) is one of the main modalities in the evaluation of neurological disorders because it is able to produce soft tissue contrast with higher anatomical detail than other imaging modalities. At RSU Siloam Jember, one of the additional sequences that is often used is the 3D Sagittal T1 Cube sequence. However, the addition of this sequence has a major drawback, namely the relatively long acquisition time. To overcome this problem, a parallel imaging technique is used, namely *Autocalibrating Reconstruction for Cartesian (ARC)* which allows the acceleration of acquisition time by reducing the amount of data taken, but the use of ARC can also affect the quality of the images produced. The purpose of this study is to see the influence of ARC factor on the quality of MRI Brain images, especially in the 3D Sagittal T1 cube sequence. This study is a quantitative research with an experimental approach conducted at Siloam Jember Hospital using MRI GE Signa explorer 1.5T. The sample of this study consisted of 5 volunteers who underwent a special MRI Brain for 3D Sagittal T1 CUBE sequencing with a variety of acceleration factors. The researcher performed scans with variations in acceleration values of 1, 1.5, and 2 with other parameters kept constant. The data obtained was then analyzed quantitatively. After the analysis was conducted, the authors concluded that by giving variations in the acceleration values, there was no significant change in the SNR and CNR values, but there was a significant difference in the time of examination and the quality of spatial resolution. Where the higher the ARC acceleration factor value, the shorter the scan time, but the quality of spatial resolution decreases.

Keywords: 3D Sagittal T1 cube, SNR, CNR, *spatial resolution*, images quality.

Submitted: 13-05-2026

Revision: 27-07-2026

Accepted: 01-08-2026



PENDAHULUAN

Magnetic resonance imaging (MRI) merupakan modalitas pencitraan diagnostik yang memanfaatkan medan magnet statis, gradien medan magnet, dan pulsa radiofrekuensi untuk menghasilkan citra anatomi tanpa menggunakan radiasi pengion. MRI mempunyai keunggulan berupa kontras jaringan lunak yang tinggi, kemampuan pencitraan multiplanar, dan fleksibilitas pembobotan citra sehingga menjadi salah satu modalitas utama untuk mengevaluasi sistem saraf pusat [1-5].

Pada pemeriksaan otak, sekuen tiga dimensi berbobot T1 memungkinkan akuisisi data volumetrik dengan irisan tipis dan tanpa celah antar sayatan. Data volumetrik tersebut dapat direkonstruksi dalam bidang aksial, koronal, maupun sagital sehingga mendukung visualisasi struktur anatomi otak secara menyeluruh [1-5]. Salah satu implementasi three-dimensional fast spin echo pada perangkat MRI General Electric adalah sekuen 3D T1 CUBE. *Sekuen volumetrik fast spin echo* menggunakan *echo train* yang panjang dan *variable refocusing flip angle* untuk mengendalikan evolusi sinyal serta menghasilkan cakupan anatomi tiga dimensi [6-9].

Kualitas citra MRI ditentukan oleh sejumlah parameter yang saling berkaitan, antara lain *signal-to-noise ratio* (SNR), *contrast-to-noise ratio* (CNR), resolusi spasial, artefak, dan waktu akuisisi. SNR merupakan perbandingan antara intensitas sinyal jaringan dan noise, sedangkan CNR menggambarkan kemampuan citra membedakan dua jaringan berdasarkan perbedaan intensitas sinyal relatif terhadap noise. Resolusi spasial menunjukkan kemampuan sistem pencitraan dalam memperlihatkan dua struktur kecil yang berdekatan sebagai struktur yang terpisah [1-5].

Parameter kualitas citra MRI memiliki hubungan trade-off. Pengurangan ukuran voxel dapat meningkatkan resolusi spasial, tetapi umumnya menurunkan SNR. Sebaliknya, peningkatan jumlah akuisisi dapat meningkatkan SNR, tetapi memperpanjang waktu pemeriksaan. Waktu pemeriksaan yang panjang juga dapat meningkatkan ketidaknyamanan pasien dan kemungkinan terjadinya artefak Gerakan [1-5,10,11].

Parallel imaging merupakan salah satu teknik yang digunakan untuk mempercepat akuisisi MRI. Teknik ini mengurangi jumlah *phase-encoding lines* yang diakuisisi dari *k-space* dan menggunakan informasi sensitivitas spasial dari beberapa elemen *receiver coil* untuk merekonstruksi data yang tidak diperoleh secara langsung. (12-18) Pendekatan parallel imaging dapat dilakukan pada image domain, seperti *sensitivity encoding*, maupun pada *k-space domain*, seperti *simultaneous acquisition of spatial harmonics*, *AUTO-SMASH*, dan *generalized autocalibrating partially parallel acquisitions* [13-18].

Autocalibrating Reconstruction for Cartesian imaging (ARC) merupakan implementasi parallel imaging berbasis autocalibration yang digunakan pada sistem MRI General Electric. Teknik tersebut mengurangi jumlah *phase-encoding lines* yang diperoleh selama akuisisi dan menggunakan data kalibrasi serta informasi sensitivitas *receiver coil* untuk memperkirakan data *k-space* yang tidak diakuisisi secara langsung. Karena ARC merupakan implementasi khusus vendor, prinsip kerjanya dapat dijelaskan melalui konsep parallel imaging berbasis *k-space* dan autocalibration [12,14,16-18].

Peningkatan faktor akselerasi parallel imaging dapat memperpendek waktu akuisisi, tetapi berpotensi menurunkan SNR. Secara teoritis, SNR pada parallel imaging dipengaruhi oleh faktor akselerasi dan *geometry factor* atau *g-factor*. *Geometry factor* menunjukkan amplifikasi noise akibat konfigurasi serta sensitivitas spasial *receiver coil* selama proses rekonstruksi [12-14,17-19].

Pengukuran SNR pada citra hasil parallel imaging memerlukan perhatian khusus karena distribusi noise dapat bersifat tidak homogen secara spasial. Metode yang menggunakan standar deviasi background sebagai estimasi noise dapat menghasilkan nilai yang bias apabila noise pada background tidak mewakili noise di dalam jaringan yang dinilai. Rekonstruksi

multichannel, filtering, kombinasi citra magnitude, dan normalisasi intensitas juga dapat memengaruhi hasil pengukuran SNR dan CNR [19-24].

Standar teknis MRI merekomendasikan metode pengukuran kualitas citra yang terkontrol dan dapat direproduksi, termasuk pengukuran SNR, uniformitas, resolusi spasial, dan artefak. Hal ini penting karena perbedaan metode pengukuran dapat menghasilkan estimasi kualitas citra yang tidak dapat dibandingkan secara langsung [25-27].

Berdasarkan permasalahan tersebut, penelitian ini bertujuan menganalisis pengaruh variasi faktor akselerasi ARC 1,0; 1,5; dan 2,0 pada sekuen 3D sagittal T1 CUBE MRI otak. Parameter yang dievaluasi meliputi waktu akuisisi, estimasi SNR, estimasi CNR, dan persepsi ketajaman detail anatomi berdasarkan penilaian dokter spesialis radiologi.

Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan metode kuantitatif dengan desain eksperimental untuk mengevaluasi perubahan kualitas citra MRI otak pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE akibat variasi faktor akselerasi 1, 1,5, dan 2. Penelitian ini dilakukan pada bulan Mei 2026 di instalasi radiologi RSU Siloam Jember menggunakan MRI 1,5T GE Signa Explorer dan komputer operator MRI untuk mengambil data penelitian. Data penelitian diambil dari 5 relawan dewasa yang menjalani MRI otak khusus sekuen 3D Sagittal T1 CUBE sebanyak tiga kali dengan variasi nilai akselerasi 1, 1,5, dan 2, dengan parameter lain dijaga konstan. Kriteria relawan dalam penelitian ini adalah dewasa, kooperatif, mampu mengikuti instruksi selama pemeriksaan, dan tidak memiliki kontraindikasi terhadap pemeriksaan MRI. Relawan yang menjalani pemeriksaan MRI terdiri dari 3 perempuan dengan berat badan rata-rata 55 kilogram dan 2 laki-laki dengan berat badan rata-rata 75 kilogram.



Gambar 1. MRI 1,5T (GE) SIGNA Explore dan meja operator

Tabel 1. Parameter Pemeriksaan MRI Brain Sekuen 3D Sagittal T1 CUBE pada Variasi ARC

Parameter	ARC 1	ARC 1.5	ARC 2
Freq. FOV	25.6	25.6	25.6
Phase POV	0.90	0.90	0.90
No Phase Wrap	1.00	1.00	1.00
Slice Thickness	1.2	1.2	1.2
Freq. Dir	S/I	S/I	S/I
TR	500.0	500.0	500.0
TE	Minimum	Minimum	Minimum
SNR	100%	100%	100%
Pixel Size	1.0 x 1.0	1.0 x 1.0	1.0 x 1.0
ETL	24	24	24
frequency	256	256	256
Phase	256	256	256
NEX	1.00	1.00	1.00
Bandwidth	62.50	62.50	62.50

Penilaian kualitas citra dilakukan dengan cara perhitungan nilai SNR di area *white matter* (gyrus cinguli), *grey matter* (lobus frontalis), CSF (pada cisterna interpeduncularis), dan tulang kranium yang diperoleh nilai *mean signal intensity* dengan memberikan *region of interest* (ROI) pada keempat jaringan tersebut. Selain memberikan ROI di keempat jaringan tersebut, diberikan juga ROI di 4 area *background* untuk mendapat nilai standar deviasi²⁰. Pengaturan ROI dilakukan secara konsisten pada setiap variasi ARC. ROI ditempatkan pada *slice* dan lokasi anatomi yang sama untuk setiap subjek agar hasil pengukuran dapat dibandingkan secara setara. Ukuran ROI dibuat seragam dengan luas sekitar 2 mm² pada setiap jaringan untuk menghindari pencampuran sinyal dari jaringan lain (*partial volume effect*). Prosedur penempatan ROI dilakukan dengan metode *copy-paste* pada lokasi yang sama antarvariasi untuk memastikan konsistensi pengukuran.



Gambar 1. Penempatan *region of interest* (ROI) pada sekuen 3D Sagittal CUBE sebagai lokasi pengukuran SNR pada anatomi dan background

Keterangan:

- 1 = White matter cingulate gyrus
- 2 = Grey matter lobus frontal
- 3 = CSF (interpeduncular cistern)
- 4 = Cranium
- 5,6,7,8 = Background

Setelah didapatkan *mean signal intensity* dari ROI jaringan dan standar deviasi, dilakukanlah penghitungan SNR^{2,20} dengan rumus:

$$SNR = \frac{SI}{\sigma}$$

Keterangan:

SI = *Mean Signal Intensity* dari ROI Jaringan
 σ = Standar Deviasi *Background Signal/Noise*

Setelah dilakukan penghitungan SNR, penulis melakukan perhitungan CNR. *Contrast-to-Noise Ratio* (CNR) merupakan perbedaan intensitas sinyal antara dua jaringan dibandingkan standar deviasi *noise background*^{2,21} dengan rumus:

$$CNR = \frac{|SI_1 - SI_2|}{\sigma}$$

Keterangan:

SI = *Mean Signal Intensity* dari ROI Jaringan
 σ = Standar Deviasi *Background Signal/Noise*

Setelah dilakukan perhitungan SNR dan CNR. Nilai SNR dan CNR kemudian dianalisis menggunakan Repeated Measures ANOVA sehingga diketahui jika ada perbedaan data yang diperoleh.

Selain analisis kuantitatif, dilakukan analisis kualitas citra yang dihasilkan secara subjektif oleh 2 dokter spesialis radiologi untuk menilai resolusi spasial (ketajaman detail anatomi) menggunakan skala Likert 1-5. Untuk memastikan konsistensi penilaian, dilakukan uji kesepakatan antar-pengamat (*interobserver agreement*) menggunakan *Cohen's Kappa*, yang menunjukkan nilai $\kappa = 0,82$ (kesepakatan sangat baik), sehingga skor dari kedua pengamat dapat digabungkan untuk analisis statistik.

Tabel 2. Penilaian Skala Likert

Skor	Kategori
1	Sangat Buruk
2	Buruk
3	Cukup
4	Baik
5	Sangat Baik

Hasil Penelitian

Telah dilakukan eksperimen mengenai variasi nilai ARC terhadap sekuen 3D Sagittal T1 CUBE. Penelitian dilakukan pada 5 relawan terdiri dari 3 perempuan dan 2 laki-laki yang menjalani MRI otak dengan total *scan* sebanyak tiga kali pada sekuen yang sama yaitu 3D Sagittal T1 CUBE dan parameter yang dikontrol sama, dengan variasi faktor ARC di ARC 1, ARC 1,5 dan ARC 2.

Pada proses *scanning* terhadap lima subjek, parameter *scan* pada setiap subjek tetap sama untuk masing-masing variasi ARC. Namun, durasi *scan* berbeda sesuai nilai akselerasi ARC yang digunakan, yaitu:

Tabel 3. Perbandingan Waktu Scan ARC 1, 1.5 dan 2 pada 3D Sagittal T1 CUBE

Variasi ARC	Total Waktu Scan (Detik)
ARC 1	463 Detik
ARC 1.5	326 Detik
ARC 2	264 Detik

Dari data yang didapat disimpulkan bahwa, semakin tinggi nilai akselerasi ARC, semakin singkat durasi *scan*.

Dari data kelima subjek penelitian didapatkan nilai SNR Sebagai Berikut:

Tabel 4. Hasil Standar Deviasi dan SNR di MRI Brain Sekuen 3D Sagittal T1 CUBE

Objek	ARC	SD	SNR White Matter	SNR Grey Matter	SNR CSF	SNR Bone
1	1	3.35	164.93	114.12	45.52	319.70
	1.5	2.15	263.95	176.14	60.93	466.05
	2	1.75	328.80	209.43	84.34	570.51
2	1	2.76	205.87	148.64	40.87	247.54
	1.5	2.62	209.62	154.77	51.15	217.06
	2	2.87	203.76	146.27	39.65	189.02
3	1	3.17	183.22	125.08	43.15	216.15
	1.5	2.12	275.47	191.37	59.76	300.38
	2	2.07	288.26	187.00	59.76	321.98
4	1	1.55	404.32	210.77	73.42	569.55
	1.5	2.67	221.16	149.89	43.90	348.01
	2	2.17	272.81	152.53	57.97	377.24
5	1	1.35	400.74	256.04	79.63	669.41
	1.5	1.20	438.17	299.83	84.33	781.50
	2	1.17	456.32	321.79	90.60	767.69

Setelah dilakukan uji normalitas dengan *Shapiro-Wilk* didapatkan bahwa data pada seluruh variasi ARC dan seluruh jaringan yang diuji berdistribusi normal $p\text{-value} > 0.05$.

Tabel 5. Hasil Uji Normalitas *Shapiro-Wilk* Nilai SNR pada Variasi ARC

Variabel	Anatomi	P value
Variasi nilai ARC	White matter cingulate gyrus	$P > 0.05$
	Grey matter lobus frontal	$P > 0.05$
	CSF (Interpeduncular cistern)	$P > 0.05$
	Cranium	$P > 0.05$

Setelah dilakukan uji normalitas dilanjutkan dengan uji beda atau uji homogenitas varians (Levene Test). Namun dari uji homogenitas didapatkan nilai $P\text{-value} > 0.05$ yang berarti

data homogen sehingga memenuhi syarat untuk dilakukan analisis parametrik seperti *repeated measure ANOVA*.

Tabel 6. Hasil Uji Repeated Measure ANOVA Nilai SNR pada Variasi ARC

Variabel	Anatomi	P-value	Keterangan
Variasi nilai ARC	White matter cingulate gyrus	0.832	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	Grey matter lobus frontal	0.756	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	CSF (Interpeduncular cistern)	0.693	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	Cranium	0.957	Tidak terdapat perbedaan signifikan

Setelah dilakukan uji ANOVA, ditarik kesimpulan bahwa tidak terdapat perbedaan yang signifikan pada nilai antar variasi ARC 1, ARC 1.5, dan ARC 2 terhadap masing-masing jaringan yang diuji. Hal ini menunjukkan bahwa perubahan nilai ARC pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE tidak memberikan pengaruh yang signifikan terhadap hasil pengukuran pada masing-masing jaringan.

Untuk memperkuat hasil analisis ANOVA, selanjutnya dilakukan uji lanjut (*Post Hoc*) *Bonferroni* guna mengetahui perbedaan antar masing-masing pasangan variasi nilai akselerasi ARC.

Tabel 7. Hasil Uji Beda Tiap variasi ARC terhadap SNR

Anatomi	Variabel	P-value
White matter cingulate gyrus	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
Grey matter lobus frontal	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
CSF (interpeduncular cistern)	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
Cranium	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05

Hasil uji *Post Hoc Bonferroni* menunjukkan seluruh nilai signifikansi $P>0,05$, sehingga tidak terdapat perbedaan yang signifikan antara ARC 1, ARC 1.5, dan ARC 2 pada seluruh jaringan yang diuji. Setelah dilakukan Perhitungan CNR didapatkan nilai:

Tabel 8. Hasil CNR. Ket. WM = White Matter, GM = Gray Matter, C=Cranium

ARC	Objek	WM-GM	WM-CSF	GM-CSF	WM-C	GM-C	CSF-C
1	1	50.81	119.40	68.66	154.78	205.58	274.93
	2	56.52	163.04	106.52	41.85	98.19	261.23
	3	58.17	139.75	81.58	33.12	91.48	231.23
	4	193.55	330.97	137.10	130.39	63.23	267.10
	5	135.70	321.11	185.19	269.41	405.19	590.37
	Rata-rata	118.86	244.46	125.60	242.06	360.91	602.97
1.5	1	88.14	201.16	113.02	201.16	289.30	490.47
	2	54.92	158.59	103.05	7.94	62.86	166.41
	3	84.58	215.71	131.13	24.62	109.20	240.33
	4	71.09	157.42	85.47	127.15	56.55	212.62
	5	138.08	353.58	215.50	343.58	481.67	697.17
	Rata-rata	87.36	217.29	129.63	140.89	199.92	361.40
2	1	118.86	244.46	125.60	242.06	360.91	602.97
	2	57.42	57.42	88.08	14.77	72.20	160.28
	3	101.93	224.15	122.22	33.29	135.22	257.49
	4	120.74	214.84	94.10	104.42	26.27	120.74
	5	134.62	366.58	231.20	302.65	437.26	668.38
	Rata-rata	106.71	221.49	132.24	139.44	206.37	361.97

Selain SNR hasil CNR juga dilakukan uji normalitas dengan Shapiro-Wilk

Tabel 9. Hasil Uji Normalitas Shapiro-Wilk Nilai CNR pada Variasi ARC

CNR	ARC	P-value
WM-GM	1	0.094
	1.5	0.437
	2	0.276
WM-CSF	1	0.090
	1.5	0.086
	2	0.605
CSF-Cranium	1	0.003
	1.5	0.240
	2	0.185
GM-Cranium	1	0.115
	1.5	0.172
	2	0.337
WM-Cranium	1	0.498
	1.5	0.580
	2	0.389
GM-CSF	1	0.691
	1.5	0.172
	2	0.068

Berdasarkan hasil uji normalitas *Shapiro-Wilk* pada data CNR, sebagian besar kelompok menunjukkan nilai signifikansi $>0,05$ sehingga data berdistribusi normal. Namun, pada CNR jaringan CSF dengan kranium dengan variasi ARC 1 diperoleh nilai signifikansi sebesar 0,003 ($p<0,05$) yang menunjukkan data tidak berdistribusi normal. Oleh karena itu akan dilanjutkan dengan uji *Repeated Measures ANOVA* tanpa CNR CSF dengan kranium. Sedangkan CSF dengan kranium akan dilanjutkan dengan uji *non-parametrik Friedman*.

Setelah dilakukan uji homogenitas didapatkan $P>0.05$ sehingga dapat dilanjutkan dengan test *ANOVA* dan uji lanjut (*Post Hoc*) *Bonferroni*.

Tabel 10. Hasil uji Repeated Measure ANOVA Nilai CNR pada Variasi ARC

Variabel	CNR	P-value	Keterangan
Variasi nilai ARC	White matter_Grey matter	P>0.05	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	White matter-CSF	P>0.05	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	Grey matter-Cranium	P>0.05	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	White matter-Cranium	P>0.05	Tidak terdapat perbedaan signifikan
	Grey matter-CSF	P>0.05	Tidak terdapat perbedaan signifikan

Dari hasil uji ANOVA dapat ditarik kesimpulan tidak terdapat perbedaan CNR yang signifikan setelah dilakukan variasi ARC.

Tabel 11. Hasil uji beda setiap variasi ARC terhadap CNR

Anatomi	Variabel	P-value
White matter_Grey matter	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
White matter-CSF	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
Grey matter-Cranium	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
White matter-Cranium	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05
Grey matter-CSF	ARC 1 – ARC 1.5	P>0.05
	ARC 1 – ARC 2	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 1	P>0.05
	ARC 1.5 – ARC 2	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1	P>0.05
	ARC 2 – ARC 1.5	P>0.05

Tabel 12. Hasil uji Friedman CSF-Cranium

Ranks	Mean rank	Test Statistics ^a
CSF-Cranium ARC 1	1.80	N
CSF-Cranium ARC 1.5	2.20	Chi-Square
CSF-Cranium ARC 2	2.00	Df
		Asymp. Sig.
		0.819

Dari hasil uji lanjut (*Post Hoc*) Bonferroni didapatkan nilai P-value >0.05 dan khusus CNR CSF dan kranium dilakukan uji Friedman juga didapatkan menunjukkan nilai signifikansi sebesar 0,819 ($p>0,05$). Dari uji Repeated Measures ANOVA dan uji non-parametrik Friedman yang sudah dilakukan dapat disimpulkan tidak terdapat perbedaan yang signifikan antara variasi nilai akselerasi ARC terhadap nilai CNR antar jaringan yang diuji.

Selain menganalisis nilai SNR dan CNR, penulis juga melakukan analisis kualitas citra berdasarkan aspek resolusi spasial (ketajaman detail anatomi). Penilaian resolusi spasial dilakukan secara subjektif oleh dua dokter spesialis radiologi menggunakan skala Likert 1 sampai 5 untuk menilai kejelasan anatomi dan detail citra pada masing-masing variasi nilai akselerasi ARC.

Tabel 13. Skor penilaian dengan skala likert dari 2 dokter radiologi

Parameter Penilaian	ARC 1 (Obs 1)	ARC 1.5 (Obs 1)	ARC 2 (Obs 1)	ARC 1 (Obs 2)	ARC 1.5 (Obs 2)	ARC 2 (Obs 2)
Ketajaman batas white matter dan grey matter	4	4	3	4	4	3
Kejelasan detail anatomi korteks cerebri	4	4	3	5	5	5
Kejelasan sulkus dan girus cerebri	4	4	4	5	5	4
Ketajaman batas ventrikel dan CSF	4	4	4	5	5	5
Kejelasan struktur midline (corpus callosum, brainstem)	5	4	4	5	5	5
Kejelasan detail fossa posterior	4	4	4	5	5	5
Ketajaman batas antara jaringan anatomi	4	4	4	5	5	5
Tingkat blur pada citra	4	4	3	5	5	5
Kejelasan detail struktur kecil	4	4	3	5	5	5
Overall spatial resolution citra MRI	4	4	3	5	5	5

Sebelum dilakukan analisis statistik, data penilaian spatial resolution diuji normalitas menggunakan Shapiro-Wilk dan diperoleh nilai signifikansi $p<0,05$ pada seluruh variasi ARC sehingga data tidak berdistribusi normal. Oleh karena itu analisis dilanjutkan menggunakan uji non parametrik Friedman.

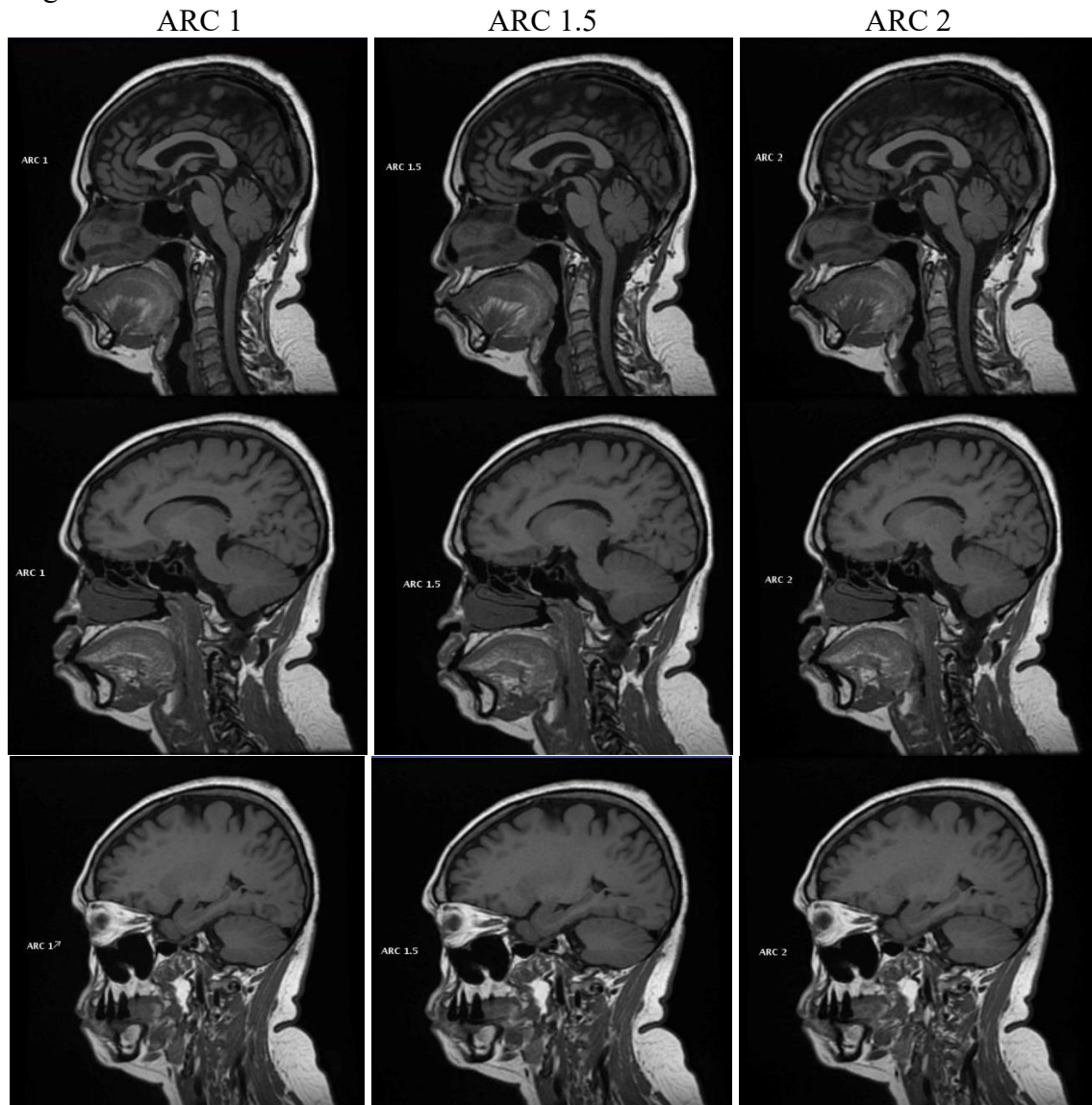
Tabel 14. Uji normalitas penilaian spatial resolution

Variabel	Shapiro-Wilk Sig.
ARC 1	<0.001
ARC 1.5	<0.001
ARC 2	<0.001

Tabel 15. Hasil uji Friedman penilaian spatial resolution

Ranks	Mean rank	Test Statistics ^a	
ARC 1	2.20	N	20
ARC 1.5	2.13	Chi-Square	12.286
ARC 2	1.68	Df	2
		Asymp. Sig.	<0.002

Berdasarkan hasil uji friedman diperoleh nilai signifikansi $p < 0.05$ menunjukkan bahwa terdapat perbedaan signifikan variasi nilai akselerasi ARC terhadap *spatial resolution* pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE. Berdasarkan nilai mean rank kualitas *spatial resolution* terbaik diperoleh pada ARC 1, sedangkan kualitas *spatial resolution* cenderung menurun pada peningkatan nilai akselerasi ARC terutama ARC 2.



Gambar 2. Perbandingan citra MRI Brain pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE pada ARC 1, 1.5, dan 2

Pembahasan

Penelitian ini mengevaluasi pengaruh variasi faktor akselerasi Autocalibrating Reconstruction for Cartesian imaging (ARC) terhadap kualitas citra MRI otak pada sekuen 3D sagittal T1 CUBE. Faktor ARC yang digunakan adalah 1,0; 1,5; dan 2,0, sedangkan parameter akuisisi lainnya dipertahankan tetap. Parameter yang dianalisis meliputi waktu akuisisi,

estimasi SNR, estimasi CNR, dan persepsi ketajaman detail anatomi berdasarkan penilaian dua dokter spesialis radiologi.

Pengaruh faktor ARC terhadap waktu akuisisi

Hasil penelitian menunjukkan bahwa peningkatan faktor ARC memperpendek waktu akuisisi. Waktu akuisisi pada ARC 1 adalah 463 detik atau 7 menit 43 detik. Pada ARC 1,5, waktu akuisisi berkurang menjadi 326 detik atau 5 menit 26 detik, setara dengan penurunan sekitar 29,6%. Pada ARC 2, waktu akuisisi menjadi 264 detik atau 4 menit 24 detik, setara dengan penurunan sekitar 43,0% dibandingkan ARC 1.

Hasil tersebut sesuai dengan prinsip *parallel imaging*. Peningkatan faktor akselerasi mengurangi jumlah *phase-encoding lines* yang harus diakuisisi dari *k-space*. Informasi yang tidak diperoleh secara langsung kemudian direkonstruksi menggunakan karakteristik sensitivitas *receiver coil* dan data *autocalibration* [12–18].

Pengurangan waktu akuisisi tidak selalu berbanding lurus sempurna dengan faktor akselerasi. Durasi total sekuen juga dipengaruhi oleh jumlah *calibration lines*, *oversampling*, *echo train length*, *repetition time*, jumlah irisan, serta batas minimum *sequence timing* pada perangkat MRI. (1–9,12) Oleh karena itu, peningkatan faktor ARC dari 1 menjadi 2 tidak selalu menghasilkan pengurangan waktu akuisisi tepat sebesar 50%.

Pengurangan waktu pemeriksaan berpotensi meningkatkan kenyamanan pasien dan menurunkan kemungkinan terjadinya artefak gerakan. Artefak gerakan pada MRI otak dapat menyebabkan ghosting, blurring, ketidaktepatan registrasi data, dan penurunan kejelasan struktur anatomi. (10,11) Namun, penelitian ini tidak mengukur artefak gerakan secara khusus. Dengan demikian, manfaat tersebut merupakan implikasi teoritis dan klinis potensial, bukan hasil yang telah dibuktikan secara langsung dalam penelitian ini.

Pengaruh faktor ARC terhadap estimasi SNR

Analisis *repeated-measures ANOVA* menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan estimasi SNR yang signifikan antara ARC 1, ARC 1,5, dan ARC 2 pada white matter, grey matter, cairan serebrospinal, maupun kranium. Seluruh analisis menghasilkan nilai $p > 0,05$. Uji perbandingan berpasangan dengan koreksi Bonferroni juga tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan.

Tidak ditemukannya perbedaan yang signifikan tidak membuktikan bahwa ketiga variasi ARC menghasilkan SNR yang ekuivalen. Nilai $p > 0,05$ hanya menunjukkan bahwa penelitian ini tidak mendeteksi perbedaan pada jumlah sampel yang dianalisis. Dengan jumlah subjek sebanyak lima orang, kekuatan statistik penelitian terbatas dan risiko kesalahan tipe II relatif tinggi. Pembuktian ekuivalensi memerlukan desain equivalence atau non-inferiority dengan margin yang ditentukan sebelum penelitian.

Secara teoritis, peningkatan faktor akselerasi *parallel imaging* menyebabkan penurunan SNR. Besarnya penurunan dipengaruhi oleh faktor akselerasi dan geometry factor. Geometry factor bergantung pada konfigurasi *receiver coil* dan kemampuan profil sensitivitas coil dalam membedakan lokasi spasial yang mengalami aliasing [12–19].

Meskipun demikian, pada beberapa relawan estimasi SNR meningkat ketika faktor ARC dinaikkan. Hasil tersebut kemungkinan tidak menggambarkan peningkatan SNR fisik yang sebenarnya. Pada citra hasil *parallel imaging*, distribusi noise dapat bersifat tidak homogen secara spasial. Standar deviasi yang diukur pada area background karena itu belum tentu mewakili noise pada jaringan otak yang dinilai [19,20].

Pengukuran SNR pada citra magnitude juga dipengaruhi oleh distribusi noise Rician, terutama pada area dengan intensitas sinyal rendah. Pada citra yang diperoleh menggunakan *phased-array coil*, kombinasi sinyal dari beberapa elemen coil dapat menghasilkan distribusi noise yang lebih kompleks daripada noise Gaussian sederhana [21–24].

Variasi nilai SNR juga dapat dipengaruhi oleh perubahan kecil posisi kepala, sensitivitas coil, posisi dan ukuran *region of interest*, *partial-volume effect*, filtering rekonstruksi, dan normalisasi skala intensitas citra. Faktor-faktor tersebut dapat menyebabkan standar deviasi

background berubah antar-akuisisi dan menghasilkan estimasi SNR yang tidak mengikuti prediksi teoritis [19–24,28].

Oleh karena itu, nilai yang diperoleh dalam penelitian ini lebih tepat disebut sebagai estimasi SNR berbasis background, bukan pengukuran SNR absolut. Standar NEMA dan IEC juga menekankan bahwa metode pengukuran SNR harus dinyatakan secara jelas karena nilai SNR bergantung pada metode akuisisi dan analisis yang digunakan [25,26].

Hasil penelitian ini hanya menunjukkan bahwa tidak terdapat perubahan estimasi SNR yang terdeteksi secara statistik pada faktor ARC 1, 1,5, dan 2. Hasil tersebut belum cukup untuk menyatakan bahwa ARC 2 mempunyai SNR yang sama atau ekuivalen dengan ARC 1.

Pengaruh faktor ARC terhadap estimasi CNR

Analisis CNR menunjukkan bahwa sebagian besar kelompok data berdistribusi normal. Data CNR antara cairan serebrospinal dan kranium pada ARC 1 tidak berdistribusi normal sehingga dianalisis menggunakan uji Friedman, sedangkan pasangan jaringan lainnya dianalisis menggunakan *repeated-measures ANOVA*. Seluruh analisis menghasilkan nilai $p > 0,05$.

Hasil tersebut menunjukkan bahwa penelitian ini tidak mendeteksi perbedaan estimasi CNR yang signifikan antara ARC 1, ARC 1,5, dan ARC 2. Namun, karena CNR dihitung menggunakan selisih intensitas sinyal yang dibagi dengan standar deviasi background, validitas nilai CNR bergantung pada ketepatan estimasi noise.

Distribusi noise yang tidak homogen pada parallel imaging dapat memengaruhi hasil CNR sebagaimana memengaruhi hasil SNR [19–24]. Apabila noise yang diukur pada background lebih rendah daripada noise pada jaringan, nilai CNR dapat menjadi lebih tinggi secara artifisial. Sebaliknya, penempatan ROI background pada area dengan noise tinggi dapat menyebabkan nilai CNR tampak lebih rendah.

Ukuran sampel yang kecil dan variasi antarsubjek juga membatasi interpretasi analisis CNR. Oleh karena itu, hasil $p > 0,05$ harus diartikan sebagai tidak ditemukannya perbedaan yang terdeteksi secara statistik, bukan sebagai bukti bahwa kontras jaringan pada ketiga variasi ARC bersifat ekuivalen.

Pengaruh faktor ARC terhadap ketajaman detail anatomi

Penilaian subjektif oleh dua dokter spesialis radiologi menunjukkan adanya perbedaan antara variasi ARC. Hasil uji Friedman menghasilkan nilai $p < 0,05$, dengan mean rank tertinggi pada ARC 1 sebesar 2,20, diikuti ARC 1,5 sebesar 2,13, dan ARC 2 sebesar 1,68. Hasil tersebut menunjukkan kecenderungan penurunan persepsi ketajaman detail anatomi pada faktor akselerasi yang lebih tinggi, terutama ARC 2.

Istilah resolusi spasial harus digunakan secara hati-hati. Resolusi spasial nominal MRI terutama ditentukan oleh field of view, matriks akuisisi, ketebalan irisan, dan ukuran voxel. (1–5) Dalam penelitian ini, ukuran voxel dipertahankan sebesar $1,0 \times 1,0 \times 1,2$ mm pada semua variasi ARC. Dengan demikian, resolusi spasial nominal tidak berubah.

Penurunan skor pada ARC 2 lebih tepat disebut sebagai penurunan ketajaman visual, kejelasan detail anatomi, atau *conspicuity* struktur kecil. Pada faktor akselerasi yang lebih tinggi, jumlah data k-space yang diakuisisi secara langsung semakin sedikit. Kondisi tersebut dapat meningkatkan amplifikasi noise akibat g-factor dan menghasilkan distribusi noise yang tidak homogen, sehingga batas anatomi dan struktur kecil terlihat kurang tegas meskipun ukuran voxel tetap sama [12–20].

Pada sekuen 3D fast spin echo, kualitas detail anatomi juga dapat dipengaruhi oleh echo train length, modulasi sinyal selama *echo train*, *variable refocusing flip angle*, dan karakteristik *point-spread function*. *Echo train* yang panjang dapat menimbulkan blurring apabila modulasi sinyal sepanjang *echo train* tidak dikendalikan secara optimal [6–9].

Mean rank ARC 1 dan ARC 1,5 relatif berdekatan, sedangkan mean rank ARC 2 lebih rendah. Secara deskriptif, hasil ini menunjukkan bahwa ARC 1,5 mungkin memberikan kompromi yang lebih baik antara pengurangan waktu pemeriksaan dan ketajaman detail anatomi. Namun, uji Friedman hanya menunjukkan adanya perbedaan global di antara ketiga

variasi. Tanpa uji lanjut berpasangan, belum dapat ditentukan pasangan ARC yang berbeda secara signifikan.

Uji lanjut dapat dilakukan menggunakan *Wilcoxon signed-rank test* untuk pasangan ARC 1 versus ARC 1,5, ARC 1 versus ARC 2, dan ARC 1,5 versus ARC 2. Karena terdapat tiga perbandingan, nilai signifikansi perlu dikoreksi, misalnya menggunakan koreksi *Bonferroni* dengan batas kemaknaan $0,05/3$ atau sekitar $0,0167$.

Implikasi pemilihan faktor ARC

ARC 1 menghasilkan mean rank ketajaman detail anatomi tertinggi, tetapi memerlukan waktu akuisisi paling lama. ARC 2 menghasilkan waktu akuisisi paling singkat, tetapi memperoleh mean rank ketajaman detail anatomi paling rendah. ARC 1,5 mengurangi waktu akuisisi sekitar 29,6% dibandingkan ARC 1 dan secara deskriptif menghasilkan mean rank yang mendekati ARC 1.

Berdasarkan hasil tersebut, ARC 1,5 dapat dipertimbangkan sebagai faktor akselerasi yang menjanjikan pada protokol yang diuji. Namun, istilah optimal belum dapat digunakan secara definitif karena penelitian belum menetapkan ambang kelayakan diagnostik, belum melibatkan pasien dengan kelainan patologis, dan belum menggunakan desain non-inferiority.

Keterbatasan penelitian

Penelitian ini memiliki beberapa keterbatasan. Pertama, jumlah subjek hanya lima orang sehingga kekuatan statistik rendah. Kedua, seluruh subjek merupakan relawan sehat sehingga kemampuan setiap variasi ARC dalam memperlihatkan kelainan patologis belum dapat dinilai. Ketiga, penelitian dilakukan pada satu rumah sakit, satu perangkat MRI 1,5 T, dan satu vendor sehingga generalisasi hasil terbatas.

Keempat, SNR dan CNR dihitung menggunakan standar deviasi background. Metode tersebut mempunyai keterbatasan pada citra multichannel dan parallel imaging karena noise dapat bersifat tidak homogen secara spasial [19–26]. Kelima, penelitian tidak mengukur g-factor, noise map, artefak aliasing, atau artefak rekonstruksi secara kuantitatif. Keenam, penilaian ketajaman detail anatomi belum dilengkapi uji lanjut berpasangan setelah uji *Friedman*.

Selain itu, unit analisis penilaian subjektif harus diperjelas. Sepuluh komponen penilaian dari dua pengamat tidak dapat langsung diperlakukan sebagai 20 observasi independen karena skor berasal dari citra, subjek, dan pengamat yang saling berkaitan. Analisis lanjutan sebaiknya mempertahankan struktur pengukuran berulang berdasarkan subjek, pengamat, dan variasi ARC.

Secara keseluruhan, peningkatan faktor ARC memperpendek waktu akuisisi. Perbedaan estimasi SNR dan CNR tidak terdeteksi secara statistik, sedangkan penilaian visual menunjukkan penurunan ketajaman detail anatomi pada faktor akselerasi yang lebih tinggi. ARC 1,5 memberikan kompromi deskriptif antara waktu akuisisi dan kualitas visual, tetapi keunggulan klinisnya masih perlu dikonfirmasi melalui penelitian dengan jumlah subjek yang lebih besar dan melibatkan pasien dengan kelainan patologis.

Simpulan

Berdasarkan hasil penelitian dapat disimpulkan bahwa variasi faktor akselerasi *Autocalibrating Reconstruction for Cartesian* (ARC) pada sekuen 3D Sagittal T1 CUBE berpengaruh terhadap waktu akuisisi dan persepsi ketajaman detail anatomi (resolusi spasial subjektif) citra MRI otak. Semakin tinggi nilai ARC maka semakin singkat waktu akuisisi yang dihasilkan. Hasil uji *Friedman* menunjukkan nilai signifikansi $p < 0.05$ sehingga dapat disimpulkan terdapat pengaruh signifikan variasi ARC terhadap resolusi spasial dengan nilai terbaik diperoleh ARC 1 berdasarkan mean rank tertinggi, diikuti ARC 1,5 dan ARC 2. Namun, hasil analisis statistik menunjukkan bahwa variasi nilai ARC tidak memberikan pengaruh signifikan terhadap nilai SNR dan CNR dengan nilai $p > 0.05$. Secara keseluruhan ARC 1,5 dapat dipertimbangkan sebagai nilai akselerasi yang optimal karena mampu mempercepat

waktu akuisisi dengan kualitas citra yang masih baik dan dapat diterima secara diagnostik. Generalisasi hasil ini terbatas pada protokol dan perangkat MRI GE 1,5T yang diuji.

Daftar Pustaka

1. Westbrook C, Talbot J. MRI in practice. 5th ed. Hoboken (NJ): Wiley-Blackwell; 2018.
2. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI from picture to proton. 3rd ed. Cambridge: Cambridge University Press; 2017.
3. Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. Handbook of MRI pulse sequences. Burlington (MA): Elsevier Academic Press; 2004.
4. Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design. New York: Wiley-Liss; 1999.
5. Brown RW, Cheng YCN, Haacke EM, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design. 2nd ed. Hoboken (NJ): Wiley-Blackwell; 2014.
6. Mugler JP 3rd. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2014;39(4):745–67. doi:10.1002/jmri.24542.
7. Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiecho sequences with variable refocusing flip angles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states. *Magn Reson Med*. 2003;49(3):527–35. doi:10.1002/mrm.10386.
8. Busse RF, Hariharan H, Vu A, Brittain JH. Fast spin echo sequences with very long echo trains: design of variable refocusing flip angle schedules and generation of clinical T2 contrast. *Magn Reson Med*. 2006;55(5):1030–7. doi:10.1002/mrm.20863.
9. Weigel M. Extended phase graphs: dephasing, RF pulses, and echoes—pure and simple. *J Magn Reson Imaging*. 2015;41(2):266–95. doi:10.1002/jmri.24619.
10. Zaitsev M, Maclaren J, Herbst M. Motion artifacts in MRI: a complex problem with many partial solutions. *J Magn Reson Imaging*. 2015;42(4):887–901. doi:10.1002/jmri.24850.
11. Maclaren J, Herbst M, Speck O, Zaitsev M. Prospective motion correction in brain imaging: a review. *Magn Reson Med*. 2013;69(3):621–36. doi:10.1002/mrm.24314.
12. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2012;36(1):55–72. doi:10.1002/jmri.23639.
13. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med*. 1999;42(5):952–62. doi:10.1002/(SICI)1522-2594(199911)42:5<952::AID-MRM16>3.0.CO;2-S.
14. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med*. 2002;47(6):1202–10. doi:10.1002/mrm.10171.
15. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics: fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med*. 1997;38(4):591–603. doi:10.1002/mrm.1910380408.

16. Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, Sodickson DK. AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging. *MAGMA*. 1998;7(1):42–54. doi:10.1007/BF02592200.
17. Blaimer M, Breuer F, Mueller M, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging*. 2004;15(4):223–36. doi:10.1097/00002142-200408000-00005.
18. Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A. Quality assurance for MRI: practical experience. *Br J Radiol*. 2000;73(868):376–83. doi:10.1259/bjr.73.868.10844863.
19. Robson PM, Grant AK, Madhuranthakam AJ, Lattanzi R, Sodickson DK, McKenzie CA. Comprehensive quantification of signal-to-noise ratio and g-factor for image-based and k-space-based parallel imaging reconstructions. *Magn Reson Med*. 2008;60(4):895–907. doi:10.1002/mrm.21728.
20. Dietrich O, Raya JG, Reeder SB, Reiser MF, Schoenberg SO. Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters. *J Magn Reson Imaging*. 2007;26(2):375–85. doi:10.1002/jmri.20969.
21. Kellman P, McVeigh ER. Image reconstruction in SNR units: a general method for SNR measurement. *Magn Reson Med*. 2005;54(6):1439–47. doi:10.1002/mrm.20713.
22. Henkelman RM. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med Phys*. 1985;12(2):232–3. doi:10.1118/1.595711.
23. Gudbjartsson H, Patz S. The Rician distribution of noisy MRI data. *Magn Reson Med*. 1995;34(6):910–4. doi:10.1002/mrm.1910340618.
24. Constantinides CD, Atalar E, McVeigh ER. Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays. *Magn Reson Med*. 1997;38(5):852–7. doi:10.1002/mrm.1910380524.
25. National Electrical Manufacturers Association. Determination of signal-to-noise ratio in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA Standards Publication MS 1. Rosslyn (VA): National Electrical Manufacturers Association; 2008.
26. International Electrotechnical Commission. Magnetic resonance equipment for medical imaging—part 1: determination of essential image quality parameters. IEC 62464-1. Geneva: International Electrotechnical Commission; 2018.
27. Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A. Quality assurance for MRI: practical experience. *Br J Radiol*. 2000;73(868):376–83.
28. Reeder SB, Wintersperger BJ, Dietrich O, Lanz T, Greiser A, Reiser MF, et al. Practical approaches to the evaluation of signal-to-noise ratio performance with parallel imaging: application with cardiac imaging and a 32-channel cardiac coil. *Magn Reson Med*. 2005;54(3):748–54. doi:10.1002/mrm.20636