ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪연구논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 26(3), 92-98 (2016) http://dx.doi.org/10.4283/JKMS.2016.26.3.092

Evaluation of TOF MR Angiography and Imaging for the Half Scan Factor of Cerebral Artery

Young Jae Choi
Department of Radiology, Seoul National University Boramae Hospital, Seoul 07061, Korea

Dae Cheol Kweon*
Department of Radiological Science, College of Health Science, Shinhan University, 11644, Korea

(Received 23 May 2016, Received in final form 14 June 2016, Accepted 14 June 2016)

To aim of this study was to assess the full scan and half scan of imaging with half scan factor. Patients without a cerebral vascular disease (n = 30) and were subject to the full scan half scan, and set a region of interest in the cerebral artery from the three regions (C1, C2, C3) in the range of 7 to 8 mm. MIP (maximum intensity projection) to reconstruct the images in signal strength SNR (signal to noise ration), PSNR (peak signal noise to ratio), RMSE (root mean square error), MAE (mean absolute error) and calculated by paired t-test for use by statistics were analyzed. Scan time was half scan (4 minutes 53 seconds), the full scan (6 minutes 04 seconds). The mean measurement range (7.21 mm) of all the ROI in the brain blood vessel, was the SNR of the first C1 is completely scanned (58.66 dB), half-scan (62.10 dB), a positive correlation ($r^2 = 0.503$), for the second C2 SNR is completely scanned (70.30 dB), half-scan (74.67 dB) the amount of correlation ($r^2 = 0.575$), third C3 of a complete scan SNR (70.33 dB), half scan SNR (74.64 dB) in the amount of correlation between the It was analyzed with ($r^2 = 0.523$). Comparative full scan with half of SNR (4.75 ± 0.26 dB), PSNR (21.87 ± 0.28 dB), RMSE (48.88 ± 1.61), was calculated as MAE (25.56 ± 2.2). SNR is also applied to examine the half-scans are not many differences in the quality of the two scan methods were not statistically significant in the scan (p-value > .05) image takes less time than a full scan was used.

Keywords : cerebral artery, magnetic resonance imaging, magnetic resonance angiography, signal to noise ratio, time of flight

유속신호증강효과의 자기공명혈관조영술을 이용한 뇌혈관검사에서 Half Scan Factor 적용한 영상 평가

최영재
서울대학교보라매병원 영상의학과, 서울시 동작구 보라매로 5길 20, 07061

권대철*
신한대학교 보건과학대학 방사선학과, 경기 의정부시 호암로 95, 11644

(2016년 5월 23일 받음, 2016년 6월 14일 최종수정본 받음, 2016년 6월 14일 게재확정)

신호증강효과기법을 이용한 자기공명혈관술에서 뇌동맥을 half scan factor에 따른 절반스캔과 완전스캔의 영상을 평가하는데 목적으로 한다. 뇌혈관성 질환이 없는 환자(n = 30)를 대상으로 절반스캔과 완전스캔 하였고, 뇌동맥의 관심영역을 세 영역(C1, C2, C3)에서 7~8 mm의 범위로 설정하였다. MIP로 재구성한 영상으로 신호강도를 SNR(signal to noise ration), PSNR(peak signal noise to ratio), RMSE(root mean square error), MAE(mean absolute error)을 산출하고 paired t-test를 이용하여 통계분석 하였다. 스캔시간은 절반스캔(4분 53초), 완전스캔(6분 04초)이었다. 뇌혈관의 모든 ROI의 평균 측정 범위(7.21 mm)이었고, 첫 번째 C1의 SNR은 완전스캔(58.66 dB), 절반스캔(62.10 dB)이었고, 양의 상관관계($r^2 = 0.503$)이고, 두 번째 C2의 SNR은 완전스캔(70.30 dB), 절반스캔(74.67 dB)이고 양의 상관관계($r^2 = 0.575$)이었다. 세 번째 C3의 완전스캔 SNR(70.33 dB), 절반스캔 SNR

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.
*Corresponding author: Tel: +82-31-870-3416,
Fax: +82-31-870-3419, e-mail: dckweon@shinhan.ac.kr

(74.64 dB)로 양의 상관관계를 ($r^2 = 0.523$)로 분석되었다. 절반스캔과 완전스캔의 비교에서 SNR(4.75 ± 0.26 dB), PSNR(21.87 ± 0.28 dB), RMSE(48.88 ± 1.61)이었고 MAE(25.56 ± 2.2)로 산출되었다. SNR은 두 검사 스캔에서 통계학적으로 유의하지 않았고 (p-value > .05) 영상의 질에서는 많은 차이가 없어 완전스캔을 사용하였을 때보다 적은 시간이 소요되는 절반스캔을 적용하여 검사하여도 된다.

주제어 : 자기공명혈관조영술, 유속신호증강효과, 신호대잡음비, 뇌혈관

I. 서 론

뇌혈관 질환은 뇌혈관의 이상에 의해 갑자기 발생하여 뇌기능 장애를 일으켜 쓰러지는 병으로써 발병 형태에 따라 두개내의 혈관 일부가 파손되어 출혈하는 출혈성과 혈관 속의 혈액 흐름이 나빠지거나 막히기도 하는 허혈성 뇌혈관 질환으로 구별되며, 뇌졸중의 발생 빈도는 지속적으로 증가하고 있으며, 적극 적인 물리치료와 중재에도 불구하고 운동, 감각, 인지, 지각 등의 현저 한 장애를 동반하고, 신체 다른 부위, 특히 심장 및 그 주변 기관에서 혈전이 발생하여, 이 혈전이 떨어져 나와 뇌의 혈관을 막는 뇌색전증에 의해서도 발생하기도 하며 혈액순환 장애 정도에 따라서 완전 허혈과 부분 허혈로 분류할 수 있다[1, 2]. 이러한 뇌혈관질환을 검사하는 일반적인 침습적인 디지털감산촬영법(digital subtraction angiography)와 비침습적인 혈관검사는 전산화단층촬영(CT; computed tomography), 유체속도 강조(TOF; time of flight) 자기공명영상술(MRA; magnetic resonance angiography) 공간해상력, 혈류에 대한 낮은 의존도, 혈관내외의 정보 제공 등의 장점이 있는 것으로 알려져 있다[3, 4]. 이 중에서 혈관조영술은 뇌혈관 질환을 비교적 정확하게 진단하여 주로 사용되었으나 침습적인 검사로 검사시간과 시술에 위험성이 있다는 단점을 가지고 있고, CT나 PET의 경우도 방사선을 이용한 검사방법이기 때문에 환자에게 피폭이 가해지는 단점이 있다. MRI를 이용한 뇌질환 검사는 비침습적이며, 비전리 방사선을 이용하기 때문에 방사선에 의한 피폭의 위험도 없으며, 자기공명혈관조영술을 이용한 뇌혈관 질환의 진단은 임상적 유용성이 크기 때문에 사용빈도가 점점 더 증가하고 있는 추세이다[5].

MRA의 기법으로는 크게 3가지로 나눌 수 있는데 PC(phase contrast) 기법, contrast enhance MRA(CE-MRA) 기법, TOF 기법이 있으며, PC 기법은 움직이는 스핀들은 한 쌍의 서로 반대방향의 경사 자장 안을 이동할 때 위상의 변화가 생긴다는 것은 이용한 기법이고, CE-MRA 기법은 혈관 조영제를 이용하여 혈관의 T1 감소 효과로 인한 혈관신호를 강하게 하는 혈관 조영 기법이며, 신속하게 영상을 얻을 수 있으며 비교적 세밀한 혈관 영상을 얻는 조영증강을 시행하는 경우도 있지만, 다량의 조영제를 주입해야 하고, 그에 따른 고비용의 문제와 정확한 스캔 시간을 지키지 않으면 원하지 않는 혈관조영 영상을 얻게 되는 단점이 있다. TOF 기법은 inflow effect를 이용한 혈관 조영 기법으로 불포화 스핀을 포함한 혈류가 영상 단면 진입 시 경사 에코 연쇄를 걸어주면 부동스핀에 비해 고 신호강도를 형성함으로써 영상을 얻는 기법으로 최근에는 대뇌동맥의 혈관에서 신호대잡음비(SNR; signal to noise ratio)을 향상시키고 혈관의 협착부위와 왜곡부위를 개선하여 극복하여 혈관을 명확하게 파악하는 검사로 이용되고 있다. 뇌질환의 진단위를 위해서는 혈관의 구조와 특성을 파악하여 진단하여야 하며, 뇌혈관의 협착 부위 및 폐색의 정도를 파악하는데 유용한 TOF-MRA가 뇌경색의 질환 환자에게 유용하게 사용하고 있다[6-10].

연구의 목적은 MRA-TOF 기법을 이용하여 혈관검사 기법 중에서 조영제를 사용하지 않고 뇌혈관질환 평가를 위해 절반스캔 방법과 완전스캔의 영상을 정량적으로 분석하는데 목적으로 한다.

II. Theory

1. Time-of-flight Technique

TOF는 흐르고 있는 유체에서 신호가 크다는 기법으로 영상단면내의 정지된 부분에서 나오는 포화(saturation)된 신호보다 포화되지 않는(unsaturated), 즉 새로운 스핀이 영상단면으로 흘러 들어가 발생시키는 신호 강도가 더 크게 나타나는 현상으로 in-flow effect(유속신호 강조효과)와 wash out effect(유속신호 감쇄효과)를 이용한다. Wash-out effect(유속신호 감쇄효과)는 빠른 유속에 따른 신호감소 효과인 wash-out effect는 스핀에코영상에서 양성자가 신호를 내기 위해서 90°와 180º 고주파펄스에 노출되어야 한다. 빠른 유속에 따른 신호감소나 증폭이동 효과에 따른 신호감소는 스핀에코에서 90º 펄스만 가하고, 180º 펄스를 수신하지 못한 양성자가 재위상화(rephase) 되지 못하여 자화가 소실됨으로써 신호가 보이지 않는 것을 의미하고, 유속신호 강조효과(in-flow effect)는 유속에 의한 신호증대 효과로 새로이 영상단면으로 유입된 양성자에서 나오는 신호강도가 영상단면 내의 정지된 양성자에서 나오는 신호강도보다 더 크게 나타난다[11, 12].

The requirement for maximum contrast is:

$$v \times TR \geq d \quad (1)$$

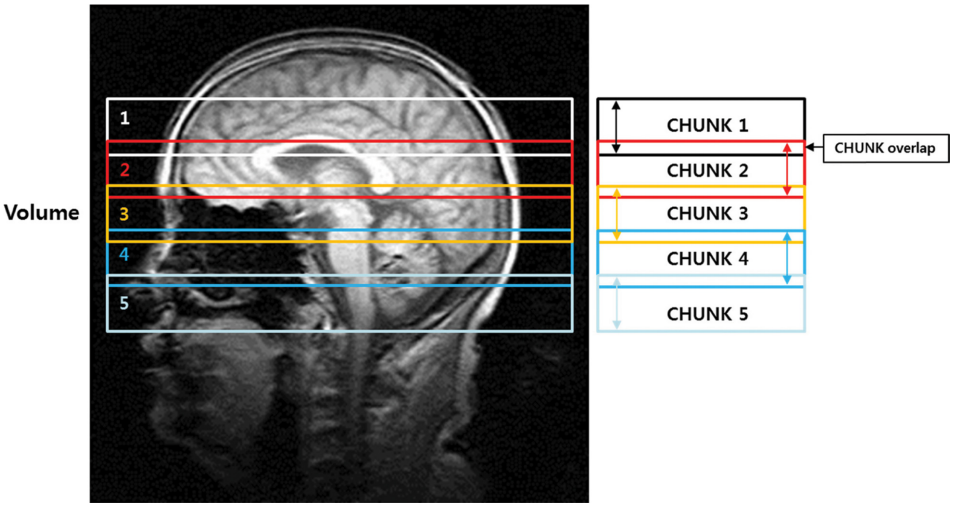


Fig. 1. (Color online) Multiple CHUNK region of cerebral artery.

where

v = flow velocity (m/s);

d = thickness of the excited area (mm);

in M2D: thickness of one slice only

in 3D: thickness of volume or chunk covered by the number of slices

TR = repetition time (ms).

2. Evaluation of Image

SNR은 MIP(MIP; maximum intensity projection) 재구성 병변의 중앙 부위와 유관조직, 그리고 지방조직에서의 신호 강도 값을 백그라운드 표준편차(background standard deviation)의 신호강도 값으로 나누어 계산하였다. 이 연구에 적용된 SNR, PSNR(peak signal noise to ratio), RMSE(root mean square error), MAE(mean absolute error)을 구하는 식은 다음과 같다[13, 14].

$$SNR = \frac{\text{Signal intensity of region, surrounding tissues}}{\text{Standard deviation of noise in background}} \quad (2)$$

$$SNR = 10\log\left\{\frac{\sum_{i=0}^{m-1}\sum_{j=0}^{n-1} f(i,j)^2}{\sum_{i=0}^{m-1}\sum_{j=0}^{n-1}[f(i,j) - (f^*(i,j)^2)]}\right\} dB, \quad (3)$$

PSNR

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10}\left[\frac{\max(r(x,y))^2}{\frac{1}{n_x \cdot n_y}\cdot \sum_{0}^{n_x-1}\sum_{0}^{n_y-1}[r(x,y) - t(x,y)]^2}\right] \quad (4)$$

RMSE (root mean square error)

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n_x n_y}\cdot \sum_{0}^{n_x-1}\sum_{0}^{n_y-1}[r(x,y) - t(x,y)]^2} \quad (5)$$

MAE (mean absolute error)

$$MAE = \frac{1}{n_x n_y}\cdot \sum_{0}^{n_x-1}\sum_{0}^{n_y-1}[r(x,y) - t(x,y)] \quad (6)$$

3. Sequence diagram

위상부호화 방향에서 획득 matrix의 절반을 취득하는 방법인 절반스캔은 위상 부호화 방향에서 획득 매트릭스의 약 절반을 취득하는 방법인 절반스캔 때문에 수집 된 데이터에 대칭 가능하다. 얻어지며, 획득한 matrix의 약 절반을 취득하는 방법으로 절반스캔을 통하여 수집된 데이터의 대칭이 가능하다. Phase encoding 측정값 중 음의 값이 양의 값과 동일하기 때문에 실제로 전제 스캔을 하지 않더라도 최소 62.5% 이상의 데이터를 가지고 전체 해상도가 유지되면서 완전스캔과 같은 영상을 획득할 수 있는 방법이다. 신호 대 잡음 비의 비용에서 스캔 시간의 감소를 초래하고 시간의 감소는 거의 두 배로 할 수 있지만, 전체 해상도가 유지된다. MRA 검사에서 factor Y = 0.75를 사용하였고, 절반스캔은 factor = 0.75를 적용하여 스캔하였다[Fig. 1].

III. 대상 및 방법

1. 대상 및 방법

뇌혈관성 질환을 받지 않은 MRA 검사를 하는 60대 이상 환자 30명(여: 14, 남; 16, 평균나이 ± 63.19)을 뇌혈관 TOF-MRA를 절반스캔과 완전스캔으로 검사를 실시하였으며, 검사

동의서를 제출한 환자를 대상으로 후향적으로 스캔을 실시하였다.

2. MRI 기기 및 조건

MRI 3.0T(Achieva, Philips Medical Systems, The Netherlands)을 이용하여 영상 검사를 실시하였고, 8CH headcoil을 사용하였다. 스캔 parameter는 완전스캔과 절반스캔과 동일하게 적용하였으며 그 조건은 TR(24 ms), TE(3.45 ms), matrix size(524 × 251), slices(200), NEX(number of excitation; 1), flip angle(20°)로 하였다. CHUNK(gives the number of locations)는 총 5개로 구성하였고, 하나의 CHUNK는 slice thickness(20 mm), gap(10 mm)로 하였고 [Fig. 2], 또한 완전스캔 시간은 6분 04초, signal level(%)은 100이었으며, 절반스캔 시간은 4분 53초, signal level(%) 81.6이다.

3. 영상 평가 및 통계

SNR 측정방법은 ImageJ 프로그램(NIH, Bethesda, MD, USA)을 이용하여 cerebral artery에서 중대뇌동맥(C1), 내경동맥(C2, C3)에 임의의 ROI(region of interest) 를 7~8 mm로

Table I. MRI study protocol.

Parameters	Description
TR (ms)	24
TE (ms)	3.45
Matrix	524 × 251
Slices	200
NEX	1
Flip angle (degrees	20
Chunk	5
Slice thickness (mm)	20
Gap (mm)	10
Full scan time	6 min 4 sec
Half scan time	4 min 53 sec
Half scan of signal level (%)	81.6
Half scan factor	0.75

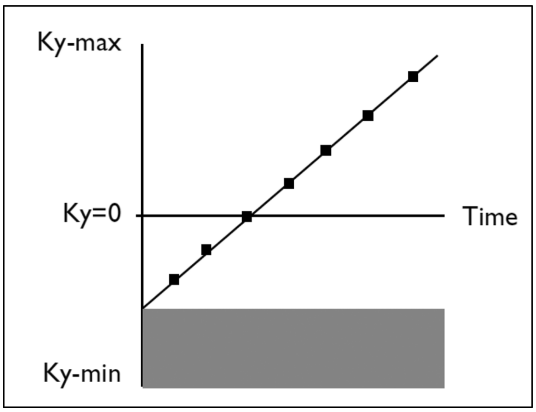


Fig. 2. Linear profile order with half scan.

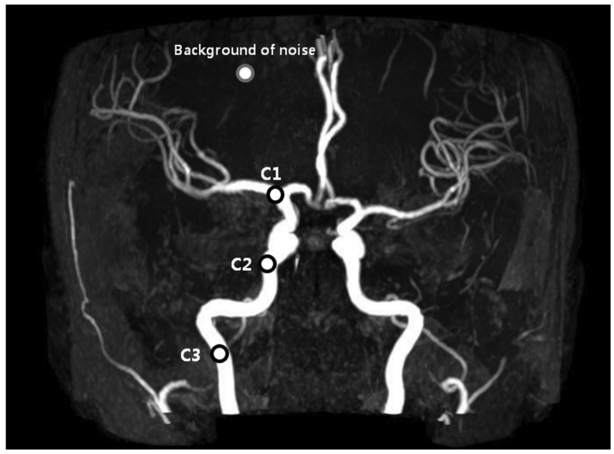


Fig. 3. SNR measured of ImageJ program in the cerebral artery of ROI: C1, middle carotid artery; C2 internal cerebral artery; C3, internal carotid artery.

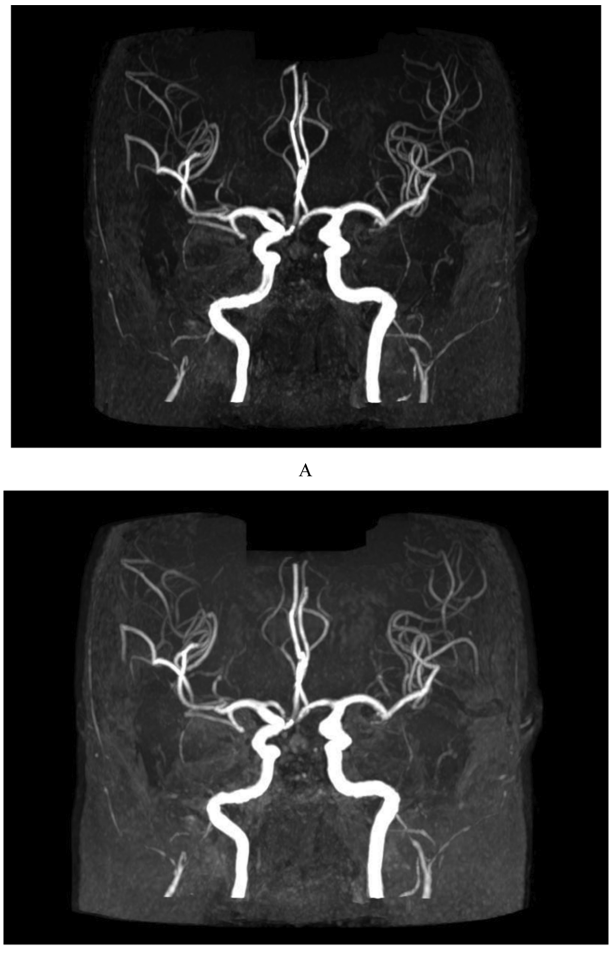


Fig. 4. MRI scanning of full scan (A) and half scan image (B).

설정하였다. 연구에 적용된 SNR 측정은 MIP로 재구성한 혈관 영상부위의 SI(signal intensity) 값과 그 이외의 백그라운드 부위의 표준편차 값 SDN(standard deviation of noise)의 신호강도 값으로 나누어 계산하였다[Fig. 3]. SNR에 대한 완전스캔 과 절반스캔의 회귀분석을 실시하였고, 영상을 평가하는 통계는 SPSS(Version 18, IBM, NY, USA)을 이용하여 paired t-test를 이용하여 상관분석을 실시하였고, 통계적 유의수준은 $p < .05$로 설정하였다.

IV. 결 과

스캔시간에 따른 비교에서 절반스캔은 4분 53초이고 완전스캔에서는 6분 04초로 두 영상간 스캔시간은 1분 11초 차이가 있었다. 첫 번째의 중대뇌동맥(C1)에서 완전스캔과 절반스캔의 ROI의 평균 측정 범위는 7.21 mm이었고, 완전스캔 SNR은 58.66 dB이었고 절반스캔은 62.10 dB이었다. 절반스캔과 완전스캔의 SNR은 통계학적으로 유의하지 않았으며, 두 검사 기법의 차이는 없는 것으로 나타났다(p-value > .05). 두 번째의 내경동맥(C2)에서 완전스캔과 절반스캔의 ROI의 평균 측정 범위는 7.21 mm이었으며, 완전스캔의SNR은 70.30 dB이었고 절반스캔은 74.67 dB이었다. 절반스캔과 완전스캔의 SNR은 통계학적으로 유의하지 않았으며, 두 검사 기법의

Table II. SNR of paired t-test of ROI on cerebral artery.

Region and sequence		Mean ± SD	T	*P*-value
Middle cerebral artery (C1)	Full scan	58.66 ± 13.85	–1.215	0.234
	Half scan	62.10 ± 21.89		
Internal carotid artery (C2)	Full scan	70.33 ± 17.45	–1.256	0.216
	Half scan	74.64 ± 27.04		
Internal carotid artery (C3)	Full scan	70.33 ± 17.45	–1.256	0.219
	Half scan	74.64 ± 27.04		

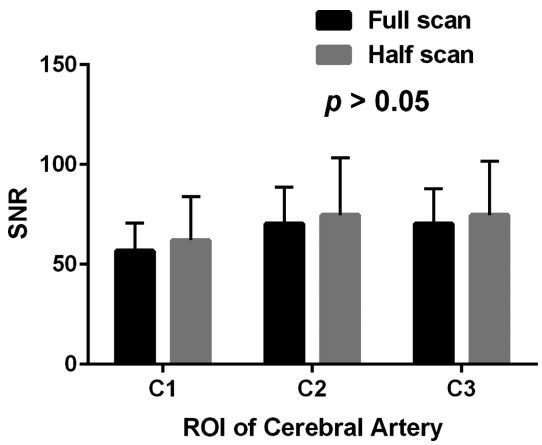
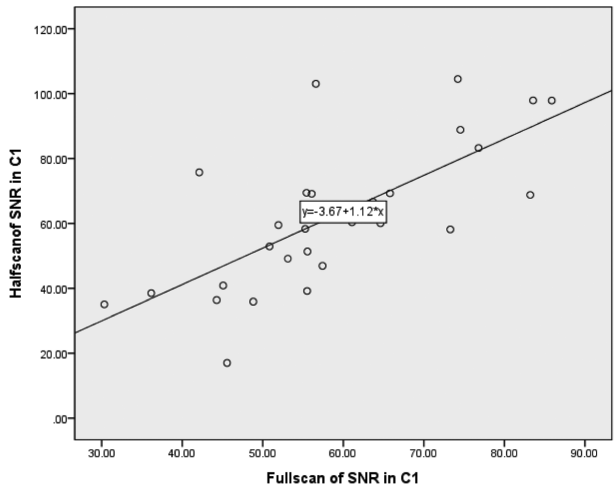
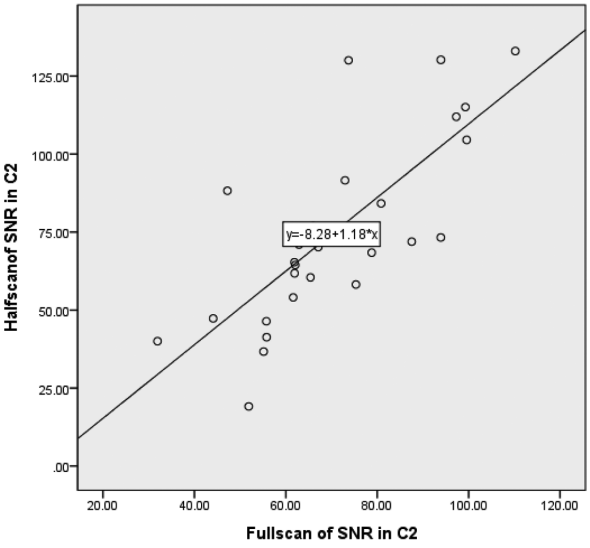


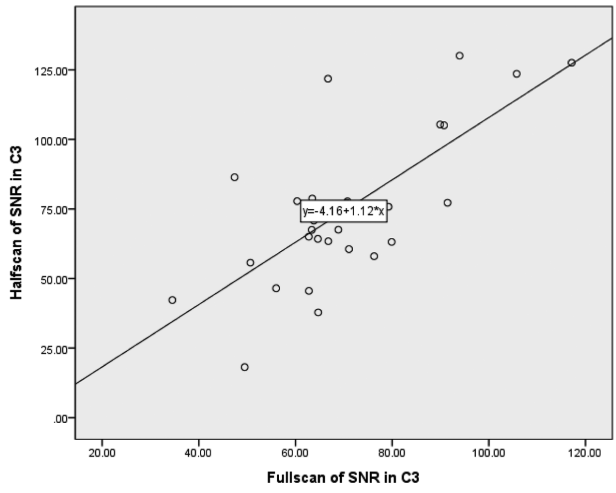
Fig. 5. SNR measured of sequence type in the cerebral artery.



A



B



C

Fig. 6. Scattergram illustrating of SNR in the cerebral artery. A; C1of regression ($R^2 = 0.503$), B; C2 of regression ($R^2 = 0.575$), C; C3 of regression ($R^2 = 0.523$).

Table III. Comparison of lesion SNR in cerebral artery at full scan and half scan.

Sequence	R^2
Middle cerebral artery (C1)	0.503
Internal carotid artery (C2)	0.575
Internal carotid artery (C3)	0.523

Table IV. SNR, PSNR, RMSE and MAE data results for the full scan of reference image and of the test image.

SNR (dB)	PSNR (dB)	RMSE	MAE
4.75 ± 0.26	21.87 ± 0.28	48.88 ± 1.61	25.56 ± 2.2

차이는 없는 것으로 나타났다(p-value > .05). 세 번째의 내경동맥(C2)에서 ROI의 평균 측정 범위는 7.21 mm이었으며, 완전스캔 SNR은 70.33 dB이었고 절반스캔은 74.64 dB이었다. 절반스캔과 완전스캔의 SNR의 차이는 통계학적으로 유의하지 않았으며, 두 검사 기법의 통계적 차이는 없는 것으로 나타났다(p-value > .05) [Table II] [Fig. 5].

회귀분석에서는 절반스캔과 완전스캔의 중대뇌동맥(C1)에서는 양의 상관관계($r^2 = 0.503$), 내경동맥(C2) 양의 상관관계($r^2 = 0.575$), 같은 내경동맥(C3)에서도 양의 상관관계를 ($r^2 = 0.523$)로 분석되었고[Fig. 6] [Table III], ImageJ 프로그램을 이용하여 절반스캔과 완전스캔이 비교하여 SNR(4.75 ± 0.26 dB), PSNR(21.87 ± 0.28 dB), RMSE(48.88 ± 1.61)이었고 MAE(25.56 ± 2.2)로 산출되었다[Table IV].

V. 고 찰

두개내 뇌혈관의 협착 또는 폐색을 평가하는 방법은 침습적인 방법인 DSA 혈관 촬영술이 가장 정확한 방법으로 알려져 있으며, 비침습적인 방법으로는 경두개 도플러 초음파검사, CT 혈관 촬영술, 자기공명혈관 촬영술이 있다[9]. 고식적 혈관촬영술은 뇌혈관의 이상 유무의 판단을 위한 표준검사로 이용되고 있지만 침습적인 방법으로 인해 0.14~0.7%에서 영구적인 신경학적 결손을 초래할 수 있다[10, 11]. 뇌혈관의 검사법 중 비침습적인 방법의 하나인 CT 혈관 촬영술은 MRA 영상보다 높은 공간분해능을 가지고 있으며, 특히 두개 내 뇌혈관의 협착 정도를 평가함에 있어 민감하며 높은 정확도를 가지고 있는 것으로 알려져 있고, 후 뇌 순환계의 경우 저속의 혈류속도를 가진 혈관에서는 DSA보다 우월한 것으로 보고되고 있다[12]. 그러나 방사선에 노출되는 근본적인 단점을 가지고 있어 특히 최근에 뇌졸중의 영상진단법중의 하나인 CT 관류영상이 많이 이용되고 있어 방사선 피폭량은 점차 증가하고 있는 추세이다. 이러한 단점을 보완하기 위해 뇌졸중환자의 뇌경색에는 확산(diffusion) 기법이 응용되고 있다 [15].

MRI 검사에서 스캔 시간의 감소는 매우 중요한 내용으로 환자 및 영상의 질에 많은 영향을 주고 있다. 이러한 연구는 fast-Fourier 변환 및 K-space에 관한 연구가 지속되고 있고, 이번 연구에서는 절반스캔과 완전스캔 시간의 차이는 1분 11초 단축의 효과를 보았고 이러한 시간 단축은 환자의 검사 중의 불편감의 완화에 영향을 미친다[16, 17].

PSNR은 영상의 화질을 측정하는 기분으로 21.87 dB로 영상의 차이가 있음을 알 수 있으며 30 dB이 넘으면 영상의 차이가 존재하지 않으나 이번 영상 비교에서는 30 dB을 넘지 않아 차이가 존재하였고[18, 19], MSE는 화소 차이의 제곱으로 표현하여 왜곡이 커질수록 값이 커진다. 이런 MSE에 제곱근을 하면 RMSE로 화소의 오차크기로 표현되고, 객관적 화질의 척도를 비교하는데 유용하다.

비침습적 방법인 TOF-MRA는 일정한 속도 이상을 가진 혈류가 존재하면 고신호 강도를 나타내며 속도가 없는 혈관에서는 신호강도가 감소되는 특징을 가진다[20]. 단면선택 경사자장에 의해 선택된 단면에서 2차원적 위치정보를 얻기 위해 위상을 달리해 가며 가해지는 위상부호화 경사자장을 통해 얻은 신호들을 순서에 따라 배열하는 K-공간정보는 절반스캔 하였을 때가 완전스캔하였을 때보다 1/2가량 감소하여 영상화하는데 필요한 시간이 화질의 저하 없이 단축됨으로써 환자에게 MRI 검사에 대한 긴장완화와 거부감을 감소시킬 뿐 아니라 움직임이 잦은 소아나 노인에게 효율적인 검사방법이다.

일반적으로 PSNR이 30 dB 이상이면 임상적으로 영상의 질적 차이를 구분할 수 없고[15, 16], PSNR이 높을수록 영상의 질이 좋게 평가 된다. 평판 검출기에 있어 PSNR을 기준으로 30 dB 이상인 영상을 기준으로 영상을 평가하지만 PSNR이 30 dB 이하이지만 회귀분석에서 양의 상의관계를 보이고 있다.

본 연구의 제한점으로는 환자대상의 수가 30명으로 비교적 적어 보다 정확한 통계치를 얻어내지 못한 데에 한계가 있으며, 실험대상마다 뇌 혈관의 크기가 일정하지 않아 ROI 범위를 7~8 mm로 설정하여 측정할 때 ROI 범위가 뇌 혈관에서 벗어나는 경우가 발생하는 점이다. 또한, 완전스캔이 절반스캔에 비해 근소한 차이이기는 하지만 SNR이 감소하는 측정값으로 이론에서 주장하는 약 30%가 절반스캔이 감소하는 점과는 다른 결과를 획득하였다[21]. 이는 대상환자가 일정한 정규적인 분포를 가지고 있지 않은 대상 모집에 따른 차이로 생각된다. 추후 연구에서는 집단을 확대하고 집단간의 차이가 적은 대상으로 연구해야 한다.

VI. 결 론

논문에서는 뇌혈관의 MRA-TOF 검사에서 절반스캔을 사

용하였을 때의 영상과 완전스캔을 사용하였을 때 뇌동맥에서 임의로 설정한 영역의 SNR을 측정하여 영상의 평가를 분석하였다. 결론적으로 절반스캔과 완전스캔의 영상의 차이는 없으므로 움직임의 허상을 줄이고, 폐쇄공포증이 있는 환자와 같이 MRI 검사를 오래 할 수 없는 환자에게 적절히 절반스캔을 사용한다면, 보다 안정적인 검사를 진행할 수 있으며, 진단적 가치가 있는 영상을 얻을 수 있다고 생각된다.

References

[1] J. H. Kim, J. Kor. Phys. Ther. **24**, 73 (2012).

[2] H. B. Shim, H. Y. Cho, and W. H. Choi, J. Kor. Phys. Ther. **26**, 33 (2014).

[3] L. S. Babiarz, J. M. Romero, E. K. Murphy, B. Brobeck, P. W. Schaefer, R. G. Gonzlez, and M. H. Lev, Am. J. Neuroradiol. **30**, 761 (2009).

[4] J. Alvarez Linera, J. Benito-Len, J. Escribano, J. Campollo, and R. Gesto, Am. J. Neuroradiol. **24**, 1012 (2003).

[5] H. G. Kim, J. Radiol. Sci. Technol. **33**, 223 (2010).

[6] J. H. Lee, T. S. Chung, K. Y. Lee, and S. H. Suh, J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. **15**, 234 (2011).

[7] J. J. Yang, M. D. Hill, W. F. Morrish, M. E. Hudon, P. A. Barber, A. M. Demchunk, R. J. Sevick, and R. Frayne, Am. J. Neuroradiol. **23**, 557 (2002).

[8] H. P. van Heesewijk, J. A. Vos, E. S. Louwerse, J. C. van den Berg, T. T. Overtoom, S. M. Ernst, H. W. Mauser, F. L. Moll, and R. G. Ackerstaff, Radiology **224**, 361 (2002).

[9] P. J. Nederkoorn, O. E. Elgersma, Y. van der Graaf, B. C. Eikelboom, L. J. Kappelle, and W. P. Mali, Radiology **228**, 677 (2003).

[10] L. Remonda, P. Senn, A. Barth, M. Arnold, K. O. Loevblad, and G. Schroth, Am. J. Neuroradiol. **23**, 213 (2002).

[11] G. Donald and M. D. Mitcheel, Mathematical Principles of magnetic resonance imaging to read without official, Korean Medical Book (2000) pp. 279-291.

[12] D. Saloner, Radiographics **15**, 453 (1995).

[13] S. E. Ghrare, M. A. M. Ali, M. Ismail, and K. Jumari, European J. Sci. Res. **23**, 6 (2008).

[14] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image Processing, Third Edition, Prentice Hall (2008).

[15] J. Masuda, T. Nabika, and Y. Notsu, Curr. Opin. Neurol. **14**, 77 (2001).

[16] D. A. Feinberg, J. D. Hale, J. C. Watts, L. Kaufman, and A. Mark, Radiology **161**, 527 (1986).

[17] M. L. Wood and V. M. Runge, Radiology **169**, 326, (1988).

[18] Y. S. Han, S. C. Lee, D. Y. Lee, J. Choi, J. W. Lee, and D. C. Kweon, J. Magn. **21**, 115 (2016).

[19] T. H. Chen, G. Hong, and S. H. Wang, Pakistan J. Inform Technol. **2**, 213 (2003)

[20] D. G. Nishimura, Magn. Reson. Med. **14**, 194 (1990).

[21] V. M. Runge and M. L. Wood, Am. J. Neuroradiol. **11**, 77 (1990).