

# Effects of Flow Rates and CS Factors on TOF MRA using Compressed Sensing

Seong-Ho Kim<sup>1</sup>, Hyun-Keun Jeong<sup>2</sup>, Se-Jong Yoo<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology

<sup>2</sup>HK Research Center Inc.

Received: May 21, 2021. Revised: June 23, 2021. Accepted: June 30, 2021.

## ABSTRACT

This study aimed to measure the quantitative changes in images according to the use of compressed sensing in expressing the slow flow rate in TOF MRA test using magnetic resonance imaging. This study set different blood flow rate sections by using auto-injector and flow phantom and compared changes in the SNR, CNR, SSIM, and RMSE measurements by different CS factors between TOF with CS and TOF without CS. One-way ANOVA was performed to test the effect on the image induced by the increase of the CS factor. The results revealed that TOF MRA with CS significantly decreased scan time without significantly affecting SNR and CNR compared to TOF MRA with CS. On the other hand, the differences in SSIM and RMSE between TOF with CS and TOF without CS increased as the CS factor increased. Therefore, it is necessary to efficiently reduce scan time by adapting the CS technique while considering the appropriate range of the CS factor. Additionally, more studies are needed to evaluate CS factors and the similarity precision of images further.

Keywords: Compressed sensing, 3D TOF MRA, Hemodynamics, MR flow effect

## I. INTRODUCTION

자기공명영상 검사는 X-ray, 전산화단층촬영, 초음파 등의 검사에 비해 고해상도로 다양한 조직의 대조도를 나타낼 수 있는 검사 방법이다<sup>[1]</sup>. 이러한 자기공명영상 검사는 RF(Radio frequency) 주파수를 인가하고 차단하는 과정에서 발생하는 각 조직의 이완시간 차이를 대조도로 표현하게 된다. 이때  $\sin\omega_0 t$ 의 imaginary 신호와  $\cos\omega_0 t$ 의 real 신호가 합산된 복소수 형태의 complex signal을 k-공간에 채우게 되며, sequence 종류에 따라 다양한 RF 주파수 배열에 의해 여러 가지 형태로 k-공간을 채우기 때문에 검사 소요 시간이 길다<sup>[2]</sup>. 이러한 긴 검사 소요 시간은 환자에게 불편함을 초래하고 인공물(artifact)을 발생시켜 영상의 화질을 저하시킨다<sup>[3]</sup>. 따라서 자기공명영상의 검사 시간 단축은 환자의 불편함을 최소화하고 영상의 화질을 개선할 수 있

는 중요한 문제이다. 최근 자기공명영상의 검사 소요 시간을 감소하기 위한 다양한 기술이 적용되고 있다. 고자기장을 위한 고성능 솔레노이드 코일, 다채널 RF 코일의 사용 등 하드웨어적인 부분과 코일 감도와 k-공간의 mirror 효과를 이용해 data를 계산해 내는 방식의 병렬영상(parallel imaging) 기법, 180도 재 자화 펄스를 여러 번 인가하여 multi echo를 획득하는 Fast spin echo 기법, 한 번의 scan으로 모든 조직의 T1, T2 이완율(relaxivity)을 계산하여 다양한 sequence의 영상을 재구성할 수 있는 Synthetic MR 기법 등 소프트웨어적인 부분의 발달이 함께 이루어지고 있다<sup>[4-8]</sup>. 그럼에도 불구하고 자기공명영상의 검사 소요 시간은 여전히 문제시되고 있다. 최근 이러한 부분을 보완하고자 기존의 검사 기법 보다 시간을 크게 단축할 수 있는 Compressed sensing(이하 CS) 기법이 주목되어 활용되고 있다. CS 기법은 다채널 코일의 감도를 이용

\* Corresponding Author: Se-Jong Yoo

E-mail: ysj@hit.ac.kr

Tel: +82-42-670-9173

해 k-공간의  $\Delta k$ 를 증가시켜 data를 undersampling 하는 병렬영상 기법을 기반으로 하고 있으며, 압축한 data를 random sampling 하여 noise를 제거하고 sparsity 신호만을 획득하는 기법을 추가하여 검사 소요 시간을 현저하게 감소시킬 수 있다<sup>[9,10]</sup>. 병렬영상에서 data를 undersampling 하는 것은 가속계수 (acceleration factor)가 결정하며 가속계수를 증가할수록 검사 소요 시간이 감소하지만 신호대잡음비 (Signal to ratio)가 감소하고 aliasing이 발생할 수 있다<sup>[11]</sup>. 따라서 적절한 범위의 가속계수 사용이 권장되고 있다. CS factor 또한 k-공간에서 data의 random sampling 정도를 결정하게 되므로 증가 시 sampling의 정도가 낮아지게 되므로 검사 소요 시간은 감소시킬 수 있지만 영상의 화질은 감소하게 된다. 특히 CS 기법을 흐름이 있는 유속에 사용할 경우 병렬영상 기법의 영향뿐만 아니라 유속의 속도 및 여러 가지 변수에 의해 복셀 내 spin dephasing이 증가하므로 그 영향이 더욱더 커진다는 사실을 선행 연구를 통해 확인하였다<sup>[12]</sup>. 하지만 선행 연구에서는 혈관의 중대뇌 동맥과 유사한 flow rate 2.0 ml 구간의 유속에서 TOF with CS 기법의 CS factor 증가에 따른 영향을 확인하였다. 이에 본 연구에서는 flow rate 2.0 ml 보다 낮은 다양한 유속에서 TOF with CS 기법의 CS factor 증가에 따른 영향을 평가하고 그에 대한 새로운 연구 결과를 제시하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. Compressed sensing 이론

영상을 구성하는 image domain 안에서 실제로 신호를 나타내는 픽셀들은 전체 공간으로 보면 작은 부분을 차지하고 있다. 따라서 신호를 구성하는 일부 voxel 들이 높은 sparsity를 가지게 된다. 그리고 영상 획득 시 함께 포함된 noise는 sparsity가 없기 때문에 기존의 sparse data에 noise가 포함된 영상을 획득하려면 scan time이 오래 걸리게 된다. 따라서 신호의 역치 값을 설정하여 sparsity가 거의 없는 영상 영역과 noise를 제거하면 최종적으로 sparse 한 data만 남게 되고 검사 소요 시간을 현저하게 감소시킬 수 있다. 자기공명영상에서 혈관은 신호강도

가 높게 나타난다. 따라서 image domain에서 혈관의 신호는 sparsity가 높게 나타난다. 하지만 고식적인(conventional) 방법으로 획득한 영상은 sparsity가 낮기 때문에 wavelet domain으로 변환을 시켜 sparsity 한 data를 만들고 이를 압축하게 되면 검사 소요 시간을 줄일 수 있으며, 압축한 wavelet domain 신호는 완벽하게 원래의 신호를 복원할 수 있다<sup>[13-14]</sup>. 자기공명영상에서 일반적인 k-공간의 data를 획득할 경우에는 일정한 간격으로 data를 획득하게 된다. 검사 소요 시간을 현저하게 낮춘 병렬영상 기법 또한 data를 undersampling 할 뿐 균등한 간격으로 data를 획득하게 된다. 하지만 이에 반해 CS 기법은 data를 randomsampling 하게 되고 wavelet transform을 했을 경우 sparsity를 높일 수 있다<sup>[15]</sup>.

### 2. Flow phantom

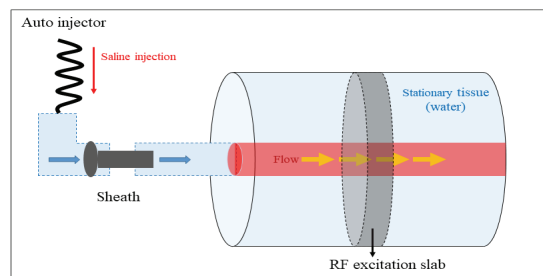


Fig. 1. MR Flow Phantom.

Fig. 1과 같이 아크릴 통에 생리식염수를 가득 채워 고정조직(stationary tissue)을 표현하고 Sheath를 이용해 아크릴 통을 관통하게 하여 유속(flow)을 표현할 수 있는 공간을 확보하였다. Sheath의 앞 부분에 자동주입장치(auto injector)를 연결하여 flow rate를 조절하여 유속을 나타낼 수 있게 하였다.

### 3. MR 장비 및 RF 코일

장비는 Fig. 2와 같이 GE Discovery 750 3.0T(GE Medical system Milwaukee, Wisconsin, USA)와 32 channel 두부 코일을 사용하여 flow phantom을 scan 하였다. 유속을 일정하게 유지하기 위해 MR contrast delivery system(SONIC SHOT 7, Nemoto Kyorindo Co., Tokyo, Japan)을 사용하였다. Flow phantom 측정에 사용된 sequence는 3D TOF를 사용

하였으며 CS 기법을 사용하지 않았을 때를 기준으로 CS 기법을 사용했을 때 각각의 유속 구간에서 CS factor의 증가에 따른 차이를 검증하기 위해 CS 기법을 사용하지 않은 3D TOF sequence(이하 TOF without CS)로 기준 영상을 획득하였으며, CS 기법을 사용한 3D TOF sequence(이하 TOF with CS)에서 CS factor를 증가시키며 영상을 획득하였다. 다른 변수는 모두 고정하였으며 사용된 parameter는 Table 1과 같이 설정하였다<sup>12)</sup>.



Fig. 2. MR Equipment and RF Coil.

Table 1. MR imaging parameter

	3D TOF sequence	
	TOF without CS	TOF with CS
TR/TE (ms)	24 × 2.7	24 × 2.7
FOV (mm)	240 × 180	240 × 180
Slicethickness/gap(mm)	1.2 / 0.0	1.2 / 0.0
Acquisition matrix	384 × 224	384 × 224
Echo train length	8	8
Bandwidth (Hz/pixel)	31.25	31.25
CS factor	-	1.2, 1.4, 1.6, 1.8
Scan time (sec)	44	30, 27, 25, 23

#### 4. 영상획득 방법

##### 4.1. Flow rate 설정

각각의 유속에서 CS 기법의 사용 유무에 따른 화질 차이를 검증하기 위해 Fig. 3과 같이 flow phantom에 자동주입장치를 연결하였다. 생리식염수를 일정 속도에 맞춰 주입하며 flow phantom 안에 유속을 만들고 이를 scan 하여 영상을 획득하였다.

이때 정상인의 중대뇌동맥(Middle cerebral artery)의 평균 혈류 속도 2.0 ml 보다 느린 유속에 대한 실험을 하기 위해 생리식염수의 flow rate를 각각

0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2 ml로 0.2 ml 간격으로 측정하였다.



Fig. 3. MR auto-injector saline phshing.

##### 4.2. Phantom scan 및 CS factor의 설정

Phantom은 유속 신호를 측정하기 위해 flow의 단면을 수직으로 16 slice scan 하였으며, TOF without CS를 기준으로 TOF with CS에서 CS factor를 각각 1.2, 1.4, 1.6, 1.8로 변경하며 측정하였다. 이때 온도의 영향에 따른 순자화 벡터의 차이를 최소화하기 위해 검사실의 온도를 20~22 °로 유지하였다. 온도에 따른 순자화 벡터의 차이는 볼츠만 분포로 확인할 수 있으며 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$N_+/N_- = \exp(-\frac{\Delta E}{kT}) \tag{1}$$

$\Delta E$ :energy difference between up and down spin states( $\gamma\hbar B_0$ ), k: Boltzmann's constant( $1.38 \times 10^{-23} J \cdot K^{-1}$ ), T: temperature in Kelvin(K),  $N_+/N_-$ : number of protons with up and down spin

#### 5. 영상 분석

Flow phantom을 scan 하여 획득한 DICOM 파일의 영상을 정량적으로 분석하기 위해 각각 SNR, CNR SSIM, RMSE 등을 평가하였다.

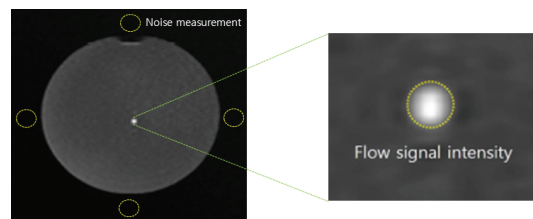


Fig. 4. SNR Multiple acquisition method; Flow signal intensity and noise standard deviation measurement.

GE workstation(version 2016b, MathWorks, Natick, MA, USA)을 이용하여 flow phantom에서 획득한 DICOM 영상에 ROI를 설정하여 SNR을 측정하였다. SNR의 측정은 Multiple acquisition method를 사용하였으며, TOF로 획득한 각각의 slice에서 영상 중앙의 flow 신호강도와 영상의 상·하·좌·우에서 획득한 noise의 표준편차로 측정하였다.

$$SNR = \frac{S_t}{\sigma_t} \quad (2)$$

CNR은 DICOM 파일의 flow 신호와 고정 조직의 신호 차이를 background noise의 SD로 나누어 계산하였다.

$$[CNR = SI_{flow} - SI_{static\ tissue} / \sigma_{background}] \quad (3)$$

일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 시행하여 TOF without CS 기법과 TOF with CS 기법의 CS factor 증가에 따른 SNR과 CNR의 차이에 대한 유의성 검증을 시행하였다. 분석을 위해 SPSS program(ver.26, SPSS Inc., Chicago, USA)를 사용하였고 통계적 유의수준( $\alpha$ )은 0.05 미만으로 설정하였다. 각각의 CS flow 영역에서 CS factor의 변화에 따른 유사도와 왜곡도를 측정하기 위해 ICY 프로그램을 이용하여 SSIM, RMSE를 측정하였다. SSIM은 기준 영상을 토대로 얼마만큼의 유사도를 나타내는가를 확인하는 지표로 평균 값, 표준편차, 공분산 등을 이용하여 영상의 Luminance, Contrast, Structure를 구하여 비교할 수 있다.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (4)$$

RMSE는 MSE(Mean Square Error) 값의 제곱근 값으로 기준 영상을 토대로 비교하고자 하는 영상에 대해 각 pixel 값들의 차이를 비교하는 방식으로 영상의 정밀도를 나타내며 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [(i,j) - U(i,j)]^2} \quad (5)$$

### III. RESULT

#### 1. SNR, CNR

TOF without CS 기법을 기준으로 TOF with CS 기법을 사용하였을 때 검사 시간이 감소하였다. Table 1과 같이 TOF with CS 기법에서 CS factor를 1.2, 1.4, 1.6, 1.8로 증가한 결과 TOF without CS 기법에 비해 검사 소요 시간이 각각 14, 17, 19, 21 sec로 감소하였다. Table 2와 같이 TOF without CS를 기준으로 TOF with CS의 CS factor가 각각 1.2, 1.4, 1.6, 1.8로 증가함에 따라 SNR 및 CNR은 flow rate 모든 구간에서 통계적으로 유의한 차이점을 나타내지 않았다( $p>0.05$ ). 또한 Fig. 5와 같이 TOF without CS의 SNR은 flow rate 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2 ml에서 각각  $68.56 \pm 2.87$ ,  $69.09 \pm 2.25$ ,  $67.97 \pm 5.93$ ,  $75.37 \pm 5.19$ ,  $74.33 \pm 3.89$ ,  $74.63 \pm 2.49$ 를 나타내어 flow rate 0.8 ml 이상에서 증가함을 나타내었다. 반면 TOF with CS는 각각  $71.36 \pm 2.59$ ,  $72.43 \pm 3.51$ ,  $73.96 \pm 6.02$ ,  $74.29 \pm 7.02$ ,  $75.87 \pm 5.30$ ,  $77.28 \pm 4.37$ 을 나타내어 flow rate의 증가에 따라 SNR이 증가하였다. TOF without CS의 CNR은 flow rate 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2 ml에서 각각  $49.29 \pm 6.61$ ,  $50.11 \pm 6.41$ ,  $48.40 \pm 11.34$ ,  $56.69 \pm 6.90$ ,  $58.10 \pm 10.51$ ,  $58.56 \pm 7.41$ 로 나타나 0.6 ml 구간을 제외한 나머지 구간에서 flow rate가 증가함을 나타내었다. 반면 TOF with CS의 CNR은 각각  $43.75 \pm 8.42$ ,  $45.38 \pm 11.09$ ,  $47.71 \pm 11.82$ ,  $52.07 \pm 9.99$ ,  $55.21 \pm 6.15$ ,  $53.90 \pm 9.03$ 을 나타내어 flow rate가 증가함에 따라 CNR이 증가함을 나타내었다. 하지만 flow rate 1.2 ml 구간에서 CNR이 약간 감소함을 나타내었다.

Table 3과 같이 TOF without CS에서 flow rate 0.2~0.6 ml의 SNR은 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p>0.998$ ). 반면 flow rate 0.6 ml 이하와 0.8 ml 이상에서는 유의한 차이를 나타내었으며, 0.8~1.2 ml 구간에서는 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p>0.992$ ). CNR은 0.6 ml, 0.8ml에서 유의한 차이를

나타내었다( $p>0.053$ ,  $p>0.063$ ). TOF with CS에서 flow rate 0.2~0.8 ml의 SNR은 유의한 차이를 나타내지 않았으며( $p>0.113$ ), 1.0 ml 이상에서 유의한 차이를 나타내었다.

또한 0.6~1.0 ml, 0.8~1.2 ml 구간에서 유의한 차

이를 나타내지 않았다( $p>0.574$ ,  $p>0.098$ ). 반면 CNR은 0.2~0.6 ml 구간에서는 유의한 차이를 나타내지 않았으며( $p>0.435$ ), 0.8 ml 이상에서 유의한 차이를 나타내었다. 또한 0.6~0.8 ml, 0.8~1.0 ml에서 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p>0.322$ ,  $p>0.693$ ).

Table 2. SNR and CNR *p* Values of The Flow Rate According to the CS Factor Increase.

Flow rate	CS Factor	Original (Without CS)	Mean±SD	CS factor (95% CI)	<i>p</i>
0.2 ml					
SNR	Original	68.56±2.87			
	1.2		70.96±2.59	-5.53-.72	>.221
	1.4		71.32±3.57	-5.89-.37	>.113
	1.6		71.52±1.72	-6.09-.16	>.073
	1.8		71.63±2.48	-6.20-.05	>.057
CNR	Original	49.29±6.61			
	1.2		49.30±6.46	-9.50-9.48	>.999
	1.4		42.65±8.63	-2.85-16.1	>.309
	1.6		41.30±11.05	-1.49-17.49	>.145
	1.8		41.74±7.55	-1.94-17.0	>.189
0.4 ml					
SNR	Original	69.09±2.25			
	1.2		71.40±2.75	-6.14-1.52	>.465
	1.4		72.86±3.92	-7.59-.63	>.056
	1.6		72.88±3.70	-7.62-.04	>.054
	1.8		72.56±3.67	-7.29-.36	>.097
CNR	Original	50.11±6.41			
	1.2		49.98±8.28	-11.94-12.19	>.999
	1.4		45.01±11.99	-6.96-17.17	>.775
	1.6		43.38±13.58	-5.34-18.80	>.545
	1.8		43.15±10.49	-5.11-19.03	>.512
0.6 ml					
SNR	Original	67.97±5.93			
	1.2		72.94±5.95	-11.90-1.96	>.286
	1.4		74.77±6.06	-13.73-.13	>.058
	1.6		73.32±6.62	-12.28-1.59	>.217
	1.8		74.79±5.46	-13.75-.11	>.056
CNR	Original	48.40±11.34			
	1.2		52.33±10.52	-17.4-9.61	>.932
	1.4		47.92±11.73	-13.07-14.01	>.999
	1.6		44.04±12.37	-9.18-17.90	>.904
	1.8		46.56±12.64	-11.7-15.37	>.996
0.8 ml					
SNR	Original	75.37±5.19			
	1.2		71.77±74.29	-4.15-11.30	>.708
	1.4		72.13±6.26	-4.52-11.00	>.783
	1.6		70.55±8.24	-2.94-12.57	>.435
	1.8		82.70±7.12	-15.09-.42	>.074
CNR	Original	59.69±6.90			
	1.2		50.54±9.17	-1.85-20.16	>.153
	1.4		50.08±8.55	-1.40-20.62	>.119
	1.6		49.03±9.71	-.35-21.67	>.063
	1.8		58.64±12.51	-9.96-12.06	>.999
1.0 ml					
SNR	Original	74.33±3.89			
	1.2		77.16±4.51	-8.66-3.01	>.675
	1.4		76.41±5.59	-7.92-3.76	>.866
	1.6		76.48±5.51	-7.99-3.68	>.851
	1.8		73.44±5.59	-4.95-6.72	>.994
CNR	Original	58.10±10.51			
	1.2		57.21±6.84	-7.48-9.26	>.998
	1.4		54.41±6.92	-4.67-12.06	>.746
	1.6		56.17±5.33	-6.44-10.30	>.970
	1.8		53.06±5.49	-3.33-13.41	>.466

1.2 ml					
SNR	Original	74.63 ± 2.49			
	1.2		76.68 ± 4.75	-6.77-2.67	>.757
	1.4		77.44 ± 3.90	-7.53-1.91	>.478
	1.6		77.58 ± 3.74	-7.67-1.77	>.427
	1.8		77.43 ± 5.09	-7.53-1.91	>.479
CNR	Original	58.56 ± 7.41			
	1.2		56.56 ± 6.84	-7.87-11.87	>.981
	1.4		51.99 ± 11.11	-3.31-16.44	>.363
	1.6		53.03 ± 8.73	-4.35-15.40	>.542
	1.8		53.32 ± 8.10	-4.64-15.11	>.595

Table 3. SNR and CNR group p values of the flow rate according to the TOF without and with CS.

TOF without_CS								
SNR				CNR				
Group (flow rate)	N	1	2	Group (flow rate)	N	1	2	
0.2 ml	16	68.55		0.6 ml	16	48.39		
0.4 ml	16	69.09		0.2 ml	16	49.29	49.29	
0.6 ml	16	67.97		0.4 ml	16	50.10	50.10	
0.8 ml	16		75.36	1.0 ml	16	58.10	58.10	
1.0 ml	16		74.32	1.2 ml	16	58.55	58.55	
1.2 ml	16		74.62	0.8 ml	16		59.69	
p-value		>.998	>.992	p-value		>.063	>.053	

TOF with_CS										
SNR				CNR						
Group (flow rate)	N	1	2	3	Group (flow rate)	N	1	2	3	
0.2 ml	64	71.35			0.2 ml	64	43.74			
0.4 ml	64	72.42			0.4 ml	64	45.37			
0.6 ml	64	73.95	73.95		0.6 ml	64	47.71	47.71		
0.8 ml	64	74.28	74.28	74.28	0.8 ml	64		52.07	52.07	
1.0 ml	64		75.87	75.87	1.2 ml	64			53.89	
1.2 ml	64			77.28	1.0 ml	64			55.21	
p-value		>.113	>.574	>.098	p-value		>.435	>.322	>.693	

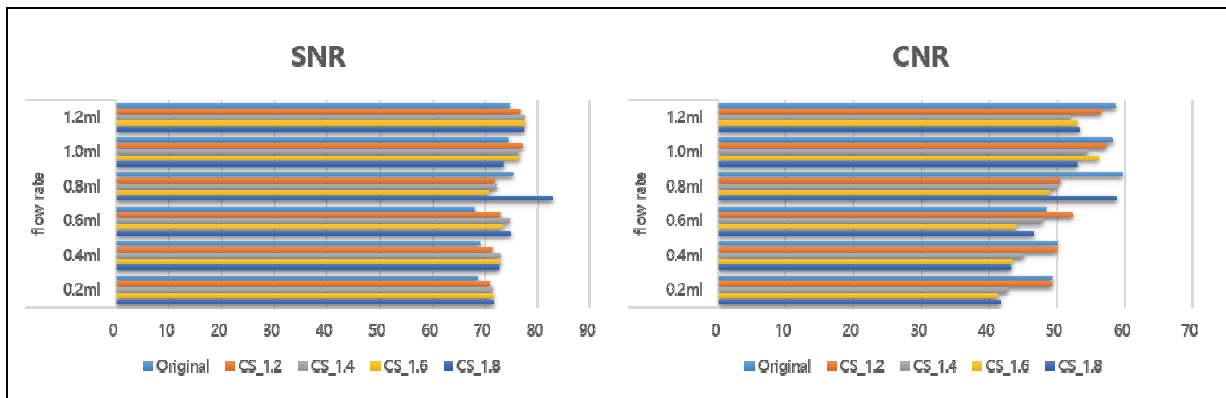


Fig. 5. Graph of SNR and CNR changes according to various flow rate and CS factor.

**2. SSIM, RMSE**

SSIM은 Table 4와 Fig. 6과 같이 flow rate 0.2 ml 에서 without CS original 영상을 기준으로 with CS 에서 CS factor 1.2, 1.4, 1.6, 1.8로 증가함에 따라 각각 0.932, 0.925, 0.917, 0.909로 높게 나타났다. flow rate 0.4, 0.6 ml에서도 CS factor 1.6까지는 0.9 이상으로 높게 나타났지만, CS factor 1.8 이상에서는 각각 0.898, 0.889로 약간 낮게 측정되었으며, flow rate 0.8 ml에서는 CS factor 1.6 이상에서 0.9 미만으로 나타났으며 flow rate 1.0 ml에서는 1.4 이상에

서 그리고 1.2 ml에서는 CS factor 1.2 이상의 전 구간에서 0.9 미만으로 나타나 flow rate의 증가에 따라 CS factor가 증가할수록 유사도가 낮게 나타났다. 반면 RMSE는 flow rate 전 구간에서 CS factor 낮을수록 낮게 나타났다. CS factor 1.2 구간에서 RMSE 최소-최대는 4.687~5.774를 보였으며, 1.4 구간에서는 5.264~6.899, 1.6 구간에서 6.645~8.542, 1.8 구간에서 9.027~11.345로 각각의 flow 속도에 따라 큰 차이를 나타내지 않았다. 하지만 각 flow rate 구간에서 CS factor가 1.8일 때 RMSE가 큰 차이로 증가함을 나타내었다.

Table 4. SSIM and RMSE values of the flow rate according to the CS factor increase.

Flow rate	TOF sequence		SSIM	RMSE
	Without CS	With CS (CS Factor)		
0.2 ml	Original	1.2	0.932	4.687
		1.4	0.925	5.328
		1.6	0.917	6.890
		1.8	0.909	9.964
0.4 ml	Original	1.2	0.927	4.857
		1.4	0.919	5.264
		1.6	0.903	6.645
		1.8	0.898	10.758
0.6ml	Original	1.2	0.921	4.965
		1.4	0.913	5.512
		1.6	0.900	6.687
		1.8	0.889	9.961
0.8 ml	Original	1.2	0.923	5.021
		1.4	0.917	6.134
		1.6	0.893	7.115
		1.8	0.884	9.027
1.0 ml	Original	1.2	0.925	5.642
		1.4	0.897	6.661
		1.6	0.895	7.548
		1.8	0.891	11.354
1.2 ml	Original	1.2	0.899	5.774
		1.4	0.891	6.899
		1.6	0.888	8.542
		1.8	0.883	10.638

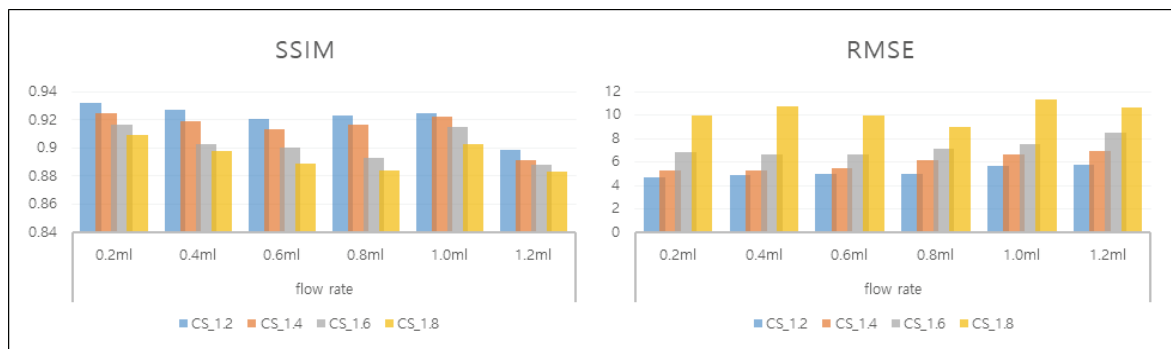


Fig. 6. Graph of SSIM and RMSE changes according to various flow rate and CS factor.

#### IV. DISCUSSION

자기공명영상은 인체의 대부분을 구성하는 자기 회전비가 높은 수소 원자를 대상으로 영상을 획득하기 때문에 해상도가 높고 병변에 대한 민감도가 우수한 검사 방법이다<sup>[6]</sup>. 하지만 그에 반해 병변에 대한 특성을 정확히 파악하기 위해 수많은 *sequence*를 사용해야 하며, 진단적 가치가 높은 대조도와 해상도를 고려해야 하기 때문에 검사 소요 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 자기공명영상에서 긴 검사 시간은 환자에게 불편함을 초래할 뿐만 아니라 움직임에 의한 인공물을 발생시키기 때문에 영상의 화질이 저하된다. 특히, 혈관의 움직임을 영상화하는 TOF 기법은 움직이는 스핀에 대한 신호를 영상화하기 때문에 유속의 흐름에 의한 *intravoxel dephasing*으로 인해 그 영향이 더욱더 증가한다<sup>[17,18]</sup>. 이러한 TOF 기법은 SNR이 높은 영상을 구현하기 위해 3D로 영상을 얻게 되는데 *data* 획득 과정에서 *z*축 방향의 정보가 포함된다. 또한 두개 내(*intracranial*) 혈관을 모두 포함하면서 유속 신호의 *saturation* 효과를 최소화하기 위해 MOSTA (Multiple overlapping thin slab acquisition) 기법을 사용하므로 검사 소요 시간이 다른 *sequence*에 비해 상대적으로 길다<sup>[9]</sup>. 하지만 아직까지 TOF를 이용한 혈관 검사 소요 시간을 줄이기 위한 방법은 매우 제한적이며, 그 방법들 또한 검사 소요 시간을 현저히 낮추기에는 어려움이 있다. 최근 들어 Compressed sensing 기법이 자기공명영상의 모든 *sequence*에 접목되고 있으며, 이를 통해 TOF 검사 소요 시간 또한 현저하게 감소하게 되었다. 따라서 앞선 선행 연구에서 CS 기법을 TOF 기법에 적용하여 영상의 화질이 CS 기법을 사용하지 않은 TOF 검사와 유의한 차이를 보이지 않으면서 검사 소요 시간을 현저히 감소할 수 있는 연구 결과를 보고하였다. 하지만 선행 연구에서는 중대뇌 동맥(Middle cerebral artery)의 평균 속도인 2.0 ml에 대해서만 제한적으로 보고하였다<sup>[12]</sup>. 따라서 본 연구에서는 2.0 ml 보다 느린 혈류에서 TOF without CS 기법을 기준으로 TOF with CS 기법의 CS factor를 변화하며 영상의 화질을 평가하였다. 그 결과 다음과 같은 결과를 도출하였다. 첫째, 각각의 flow rate 0.2,

0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2 ml의 TOF 영상에서 TOF without CS 영상과 TOF with CS 영상에서 CS factor를 증가하며 획득한 SNR 및 CNR은 모두 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. 따라서 TOF 검사에서 CS의 사용은 유속의 흐름에 영향을 주지 않으며, CS factor의 증가에 따른 영향도 없음을 알 수 있다. 이는 CS 기법을 통하여 압축한 *wavelet domain* 신호가 완벽하게 복원되었기 때문으로 사료된다. 둘째, SSIM은 각각의 flow rate에서 CS factor가 증가함에 따라 감소함을 나타내었으며 flow rate가 1.0 ml 이상에서는 조금 더 큰 폭으로 감소함을 알 수 있었다. 반면 RMSE는 각각의 flow rate 영역에서 CS factor가 증가할수록 높아짐을 알 수 있었다. 특히 모든 flow rate 구간에서 CS factor 1.8에서는 RMSE가 급격히 증가함을 나타내었다. 따라서 1.8 이상의 CS factor 사용 시에는 RMSE를 충분히 고려해야 한다. 이러한 결과가 나타나는 이유는 유속의 흐름에 의해 발생하는 스핀들의 *intravoxel dephasing*에 대한 부분이 CS factor의 증가에 따라 더 크게 발생하기 때문으로 사료된다.

본 연구의 제한점으로는 다양한 장비의 CS 기법을 비교할 수 없었기 때문에 장비에 대한 변수를 고려하지 못한 점이다.

#### V. CONCLUSION

자기공명영상을 이용한 느린 유속의 TOF MRA 검사에서 CS를 적용한 TOF with CS 기법은 TOF without CS 기법의 검사와 비교하여 SNR 및 CNR의 유의한 차이 없이 검사 소요 시간을 현저하게 감소시킬 수 있다. 하지만 CS factor의 증가에 따라 유사도와 왜곡도가 변화하며 너무 높은 CS factor를 사용할 경우 왜곡도가 급격히 증가하게 된다. 따라서 TOF MRA를 이용하여 미세 혈관을 검사할 경우 CS 기법을 적용하여 검사 소요 시간을 감소시켜 효율적인 검사를 진행함과 동시에 적절한 CS factor의 범위를 충분히 고려해야 한다. 따라서 CS factor의 증가에 따른 영상의 유사성과 정밀도에 대한 지속적인 검증과 연구가 필요할 것으로 사료된다.



## Acknowledgement

This work was supported by the 2019 Research Fund of the Daejeon Health Institute of Technology.

## Reference

- [1] Q. Lyu, H. Shan, C. Steber, C. Helis, C. Whitlow, M. Chan, G. Wang, "Multi-contrast super-resolution MRI through a progressive network", *IEEE transactions on medical imaging*, Vol. 39, No. 9, pp. 2738-2749, 2020. <http://dx.doi.org/10.1109/TMI.2020.2974858>
- [2] T. A. Gallagher, A. J. Nemeth, L. Hacin-Bey, "An introduction to the Fourier transform: relationship to MRI. *American journal of roentgenology*", *Journal of the Korean Association for Radiation Protection*, Vol. 190, No. 5, pp. 1396-1405, 2008. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.07.2874>
- [3] S. D. Serai, H. H. Hu, R. Ahmad, S. White, A. Pednekar, S. A. Anupindi, E. Y. Lee, "Newly developed methods for reducing motion artifacts in pediatric abdominal MRI: tips and pearls", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 214, No. 5, pp. 1042-1053, 2020. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.19.21987>
- [4] T. C. Cosmus, M. Parizh, "Advances in whole-body MRI magnets", *IEEE Transactions on applied superconductivity*, Vol. 21, No. 3, pp. 2104-2109, 2010. <http://dx.doi.org/10.1109/TASC.2010.2084981>
- [5] J. Hamilton, D. Franson, N. Seiberlich, "Recent advances in parallel imaging for MRI", *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*, Vol. 101, pp. 71-95, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.pnmrs.2017.04.002>
- [6] D. Moratal, A. Vallés-Luch, L. Martí-Bonmatí, M. E. Brummer, "k-Space tutorial: an MRI educational tool for a better understanding of k-space", *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, Vol. 4, No. 1, 2008. <http://dx.doi.org/10.2349/bij.4.1.e15>
- [7] F. Fellner, P. Held, C. Fellner, R. Schmitt, N. Obletter, "Fast spin-echo (FSE) and gradient-and spin-echo (GRASE) in fast MRI of the pelvis", *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 15, No. 5, pp. 517-524, 1997. [http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X\(97\)00003-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X(97)00003-9)
- [8] S. Ji, D. Yang, J. Lee, S. H. Choi, H. Kim, K. M. Kang, "Synthetic MRI: Technologies and Applications in Neuroradiology", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2020. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.27440>
- [9] M. Lustig, D. Donoho, J. M. Pauly, "Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging", *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 58, No. 6, pp. 1182-1195, 2007.
- [10] M. Lustig, D. L. Donoho, J. M. Santos, J. M. Pauly, "Compressed sensing MRI", *IEEE signal processing magazine*, Vol. 25, No. 2, pp. 72-82, 2008.
- [11] A. Deshmane, V. Gulani, M. A. Griswold, N. Seiberlich, "Parallel MR imaging", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 36, No. 1, pp. 55-72, 2012. <https://doi.org/10.1002/jmri.23639>
- [12] S. Kim, S. Yoo, M. Jeon, J. Park, S. Kwon, H. Jeong, J. Song, "Accuracy Confirmation of the Compress-Sensing Technique in the TOF MRA Test using Flow Phantom", *Journal of Magnetics*, Vol. 24, No. 4, pp. 719-724, 2019. <http://dx.doi.org/10.4283/JMAG.2019.24.4.719>
- [13] C. Chen, J. Huang, "Compressive sensing MRI with wavelet tree sparsity", *Advances in neural information processing systems*, Vol. 25, pp. 1115-1123, 2012.
- [14] K. Bartušek, J. Přinosil, Z. Smékal, "Wavelet-based de-noising techniques in MRI", *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol. 104, No. 3, pp. 480-488, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2011.08.008>
- [15] X. Qu, D. Guo, B. Ning, Y. Hou, Y. Lin, S. Cai, Z. Chen, "Undersampled MRI reconstruction with patch-based directional wavelets", *Magnetic resonance imaging*, Vol. 30, No. 7, pp. 964-977, 2012. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mri.2012.02.019>
- [16] J. H. Lee, K. Shmueli, M. Fukunaga, P. van Gelderen, H. Merkle, A. C. Silva, J. H. Duyn, "Sensitivity of MRI resonance frequency to the orientation of brain tissue microstructure", *Proceedings of the National Academy of Sciences*,

Vol. 107, No. 18, pp. 5130-5135, 2010.

<https://doi.org/10.1073/pnas.0910222107>

- [17] J. D. Blumenthal, A. Zijdenbos, E. Molloy, J. N. Giedd, "Motion artifact in magnetic resonance imaging: implications for automated analysis", *NeuroImage*, Vol. 16, No. 1, pp. 89-92, 2002.  
<http://dx.doi.org/10.1006/nimg.2002.1076>
- [18] F. R. Korosec, C. A. Mistretta, "MR angiography: basic principles and theory", *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, Vol. 6, No. 2, pp. 223-256, 1998.
- [19] D. D. Blatter, D. L. Parker, R. O. Robison, "Cerebral MR angiography with multiple overlapping thin slab acquisition. Part I. Quantitative analysis of vessel visibility", *Radiology*, Vol. 179, No. 3, pp. 805-811, 1991.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.179.3.2027996>

# Compressed sensing을 이용한 TOF MRA 검사에서 Flow rate와 CS factor의 변화에 따른 영향

김성호<sup>1</sup>, 정현근<sup>2</sup>, 유세종<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>대전보건대학교 방사선(학)과

<sup>2</sup>HK 리서치센터

## 요 약

본 연구는 자기공명영상을 이용한 TOF MRA 검사에서 flow rate 2.0 ml 이하의 유속을 표현함에 있어 Compressed sensing의 사용에 따른 영상의 변화를 정량적으로 측정하고자 하였다. Auto-injector와 Flow phantom을 이용하여 각각의 혈류속도 구간을 설정하고 CS를 사용하지 않은 TOF without CS 기법과 CS를 이용한 TOF with CS 기법에서 CS factor의 변화에 따른 SNR, CNR, SSIM, RMSE 등을 측정하여 비교하였다. CS factor의 증가에 따라 나타나는 영상의 영향을 검증하고자 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 시행하였다. 실험 결과 CS를 사용한 TOF MRA는 CS를 사용하지 않은 TOF MRA와 비교하여 SNR 및 CNR의 유의한 차이 없이 scan time이 현저하게 감소하였다. 반면 CS factor의 증가에 따라 SSIM 및 RMSE는 TOF without CS 영상과의 차이가 증가함을 나타내었다. 따라서 TOF MRA 검사 시 CS 기법을 통해 scan time을 효율적으로 감소시키되 적절한 CS factor의 범위를 충분히 고려해야 한다. 또한 CS factor와 영상의 유사도, 정밀성에 대한 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

중심단어: 압축센싱, 3D TOF MRA, 혈류역학, MR flow effect

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김성호	대전보건대학교 방사선(학)과	교수(전임)
(공동저자)	정현근	HK Research Center Inc.	대표이사
(교신저자)	유세종	대전보건대학교 방사선(학)과	교수(전임)