

## 스캔 인자에 따른 4D 위상 대조 자기공명영상을 이용한 스캔 시간 분석: 팬텀 연구

박지은<sup>1†</sup> · 김정훈<sup>2‡</sup> · 황문정<sup>3</sup> · 이종민<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>경북대학교 비선형 동역학 연구소, <sup>2</sup>경북대학교병원 생명 의학 연구원,  
<sup>3</sup>GE 헬스케어, <sup>4</sup>경북대학교 의학전문대학원 영상의학교실

### Scan Time Analysis Using 4D Phase-Contrast MRI According to Scan Parameter: A Phantom Study

Jieun Park<sup>1†</sup>, Junghun Kim<sup>2‡</sup>, Moonjung Hwang<sup>3</sup> and Jongmin Lee<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>Nonlinear Dynamics Research Center, Kyungpook National University

<sup>2</sup>Bio-Medical Research institute, Kyungpook National University Hospital

<sup>3</sup>GE healthcare

<sup>4</sup>Department of Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University

(Manuscript received 6 August 2019 ; revised 14 August 2020 ; accepted 16 October 2020)

**Abstract: Purpose:** The purpose of this study was to evaluate the effect according to the NEX, VENC, targeted cardiac phases on the velocity measurement of 4D phase-contrast MRI. **Materials and Methods:** The abdominal aortic phantom was made to experiment. The working fluid was mixed with water and glycerin to mimic the density and viscosity of human blood. The inlet velocity was Reynolds number 2000. The experimental conditions were NEX 1 and 4, VENC 102 cm/s and 200 cm/s, and 10 and 15 targeted cardiac phases, respectively. The average flow rate, average velocity, maximum velocity, and cross-section area were measured. **Results:** As a result of the case-by-case comparison, the error rate was less than 5%. There was no significant difference ( $p > 0.05$ ). **Conclusion:** It is expected that this result will be useful for acquiring blood flow information in clinical practice.

**Key words:** 4D phase-contrast magnetic resonance imaging, 3D-printed abdominal aorta, Flow analysis, Scan parameter, Scan time

### 1. 서 론

심혈관 질환에 영향을 미치는 혈류 역학적 요소의 분석은 심혈관 질환을 조기에 진단하는데 도움을 줄 수 있다[1]. 기존 혈류 정보를 얻기 위한 영상기법으로 이차원 위상 대조 자기공명영상(Two-dimensional phase-contrast magnetic resonance imaging, 2D PC MRI)이 임상에서 사용되고 있다. 그러나

2D PC MRI는 한 방향의 위상 정보만을 얻으므로 혈관의 형태에 따라 혈류 정보를 획득하는데 한계가 있다[2]. 이를 보완하기 위해 개발된 사차원(Four-dimensional, 4D) PC MRI는 3방향의 위상정보를 동시에 얻음으로써 시간에 따라 변화하는 3차원 혈류정보를 측정할 수 있는 유동가시화(Flow visualization) 기술로 다양한 각도의 혈관에서 시간에 따라 변화하는 혈류 역학적 정보를 분석하는데 적절한 영상기법이다[3]. 또한, 혈관의 특정 영역에서 혈관 면적, 단면적당 평균 혈류 속도, 최고 혈류 속도, 혈관 벽에 작용하는 전단응력(Wall shear stress, WSS) 등을 측정할 수 있고[4], 혈류의 흐름을 나타내는 유선(Streamline), 혈류의 크기와 방향을 나타내는 벡터 필드(Vector field)와 같은 시각화한 정보를 이용하여 복잡한 구

Corresponding Author : Jongmin Lee  
Kyungpook National University & Hospital, 50, Sam-Duk 2  
Ga, Jung Gu, Daegu, 700-721, Korea  
Tel: +82-53-420-5472  
E-mail: jonglee@knu.ac.kr  
<sup>†</sup>Contributed equally to this work.

조의 혈관 검사에 유용하게 사용된다[5].

영상 획득 시 사용자가 조절하거나 적용시킬 수 있는 인자들이 있다. 영상의 대조에 관여하는 반복 시간(Repetition time, TR), 에코 시간(Time to Echo, TE), 속임각(Flip angle)과 신호 대 잡음비(Signal to noise ratio, SNR)에 관여하는 주파수 부호화 단계의 수, 위상 부호화 단계의 수, 여기 횟수(Number of excitation, NEX), 대역폭 등이다. 또한 cine PC MRI를 사용할 때는 혈류속도 부호화(Velocity encoding, VENC)와 획득 위상 수 등의 인자가 있다.

인자들 중 NEX는 동일한 물체에 여기펄스를 가하여 생성되는 MRI 신호를 반복적으로 획득하는 것으로 주로 신호강도를 높이기 위한 목적으로 사용된다. NEX가 증가하면 신호강도는 루트(Root)배로 증가하지만 검사 시간은 정수배로 증가한다. 검사시간의 증가는 환자의 움직임 등에 의한 노이즈(Noise)를 발생시켜 영상의 질을 저하시킬 수 있다[6]. VENC는 영상 용적 내에서 존재하는 혈류의 최대 속도를 의미한다. 선택된 최대 속도는 데이터의 180도 위상 이동에 대응하여 이극성 경사자장(Bipolar gradient)의 강도를 조절한다. 예를 들어 100 cm/sec 로 최대 속도를 선택하면, 속도가 100 cm/sec 일 때, 위상 이동은 180도가 된다[7]. 이극성 경사자장은 고정된 스핀에서 발생하는 위상을 제거하며, 흐르는 스핀들이 혈류 속도에 비례하여 위상 변화를 만든다[1]. VENC가 혈류 최대 속도 보다 작으면 위신평(Aliasing)가 되므로, 더 높은 값이 요구되며 VENC가 크면 반복시간이 감소하여 검사시간이 감소하나 매우 클 경우 노이즈(Noise)가 발생하여 정확한 속도 측정이 어려울 수 있다. Cine 영상에서는, 1회 심장주기 내에 얼마나 많은 위상들을 획득하는지 결정하며, 위상의 증가는 더 나은 시간 해상도와 정밀한 측정을 하는 이점이 있다. 영상 획득 시 스캔 시간을 줄이기 위해 획득할 위상 수(Targeted cardiac phase, TCP)와 재구성할 위상 수(Cardiac phase)를 조절할 수 있다[8,9]. 이렇듯 4D PC MRI를 찍을 때 고려되는 스캔 인자는 매우 다양하다. 그러나 영상의 질을 높이는 것에만 집중한다면, 검사

시간은 무한히 길어질 것이고 임상에서도 환자에게 불편을 줄 수 있고, 검사 시간이 길어질수록 움직임에 의한 인공물(Artifact)로 영상의 질을 떨어뜨리는 역효과를 가져올 수 있다. 또한 검사 시간 단축에만 집중한다면, 잡음(Noise) 등으로 영상의 질이 저하될 수 있다. 그러나 현재 이에 대한 정량화 연구가 부족하다[10]. 영상의 질에 영향을 줄 수 있는 영상의 스캔 시간은 반복 시간, 위상 부호화 단계 수, NEX, VENC, TCP에 의해 결정되며, 이를 적절히 사용하여 최적의 검사 시간과 정확한 혈류 정보를 얻는 것이 필요하다.

본 연구에서는 스캔 인자들을 조절하여 복부 대동맥 팬텀(Phantom)에서 데이터를 획득하고 분석함으로써 4D PC MRI의 스캔 인자 중 스캔 시간에 영향을 줄 수 있는 NEX, VENC, TCP가 유동에 미치는 영향을 알아보고, 4D PC MRI의 검사 시간 단축과 정확한 혈류 정보를 기대할 수 있는 인자를 제안하고자 하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 유체 흐름 시스템

본 연구의 대상은 그림 2(b)와 같이 자체 제작한 유동 팬텀을 대상으로 하였다. 광경화성 수지 조형 방식(stereo lithography apparatus, SLA)인 3D 프린터(Projet 7000, 3D systems, USA)와 재료(Visijet SL Clear, 3D systems, USA)를 이용하여 인쇄하였다. 인쇄된 팬텀을 코팅하여 작동 유체와의 마찰을 최소화 하였다. 인쇄된 정상 복부 대동맥 팬텀은 전산 단층 촬영(computed tomography, CT) 영상으로부터 획득되었으며, 경북대학교 생명윤리심의 위원회(IRB)의 승인을 받았다(KNU 2018-0175). CT 장비는 Revolution EVO(GE Healthcare, Milwaukee, USA)를 사용하였다. 복부 대동맥 분할은 상용 소프트웨어(ScanIP, Simpleware Ltd, Exeter, UK)를 사용하였고, 그림 2(a)와 같이 모델링되었다. 팬텀은 조직에 상응하는 3% 농도의 아가젤(Agar gel)블록의

180

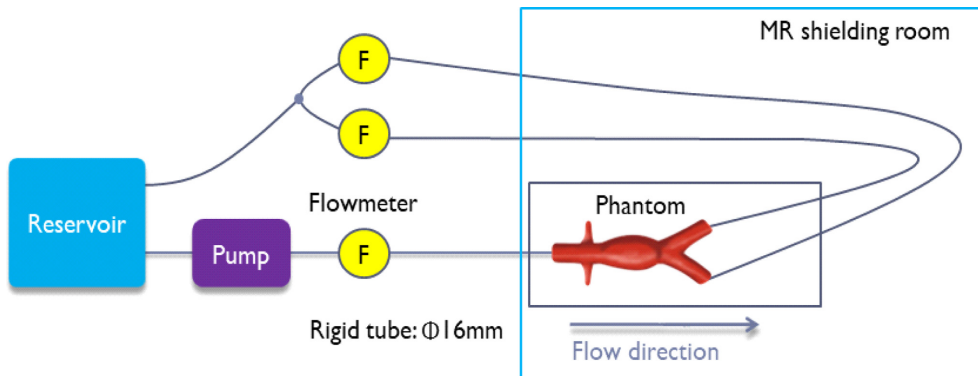


그림 1. 유체 흐름 시스템  
Fig. 1. Fluid flow system

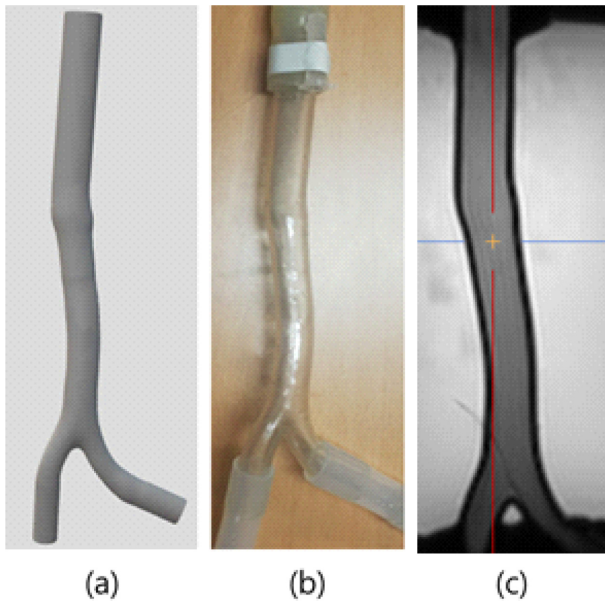


그림 2. 복부 대동맥 팬텀. (a) 3D 모델링 (b) 3D 프린팅 (c) 4D PC MRI 영상

Fig. 2. Abdominal aorta phantom. (a) 3D modeling (b) 3D printing (c) 4D PC MRI image

로 둘러싸이도록 하였다[11]. 작동 유체는 물(63%)과 글리세린(37%)을 혼합하여 혈액의 점도( $0.0039 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ )와 밀도( $1083 \text{ kg/m}^3$ )를 모방하였다. 유체의 속도는 레이놀즈수 2000으로 하였고[12], 그림 1과 같이 지속류(Steady flow) 펌프와 내경 16 mm PVC(Polyvinyl chloride) 호스를 연결하여 작동 유체를 팬텀에 공급하였다.

## 2. 4D PC MRI 획득

연구에 사용된 장비는 GE 3.0T Scanner(DISCOVERY 750 wide, GE Healthcare, Milwaukee, USA)와 36 channel Body coil이며, 혈류 측정을 위해 4D PC MRI를 시행하고, 그림 2(c)와 같은 영상을 획득하였다. 스캔 인자는 표 1과 같이 TR 5.12~6.6 ms, TE 2.11~2.29 ms, Matrix size  $256 \times 256$ , Field of view(FOV)는 30 cm, Slice thickness는 1.6 mm, Flip angle은  $8^\circ$ , Cardiac phase는 20 phases, Bandwidth는 62.5 Hz/pixel 로 하였다. 실험은 표 2와 같이 NEX, VENC, targeted cardiac phase를 조절하여 데이터를 획득하였다. NEX는 1과 4, TCP는 10 phases과 15 phases로 변화하였으며, 재구성 위상 수(Cardiac phase)를 20 phases으로 하였다. TCP 비교를 위해 심장 박동 측정

표 1. 스캔 인자

Table 1. Scan parameters

TR	TE	Matrix size	FOV	Slice thickness	Flip angle	Cardiac phase	Bandwidth
5.12~6.6 ms	2.11~2.29 ms	$256 \times 256$	30 cm	1.6 mm	$8^\circ$	20 phases	62.5 Hz/pixel

표 2. 실험 조건

Table 2. Experimental conditions

	Scan parameters		
	NEX	VENC (cm/s)	TCP (phases)
4N_102V_10C	4	102	10
1N_102V_10C	1	102	10
4N_102V_15C	4	102	15
4N_200V_10C	4	200	10

(Cardiac gating)을 실시하였다. VENC는 전자 유량계(VMZ204, SIKA, Kaufungen, Germany)에 의해 측정된 입구 속도를 이용하여 팬텀에서 최고 속도를 68 cm/s로 계산하고, 스캔 속도 향상을 위해 최고 속도의 1.5배인 102 cm/s와 약 3배인 200 cm/s로 하였다. 각 조건에 대해 5회 반복 실험하였다.

## 3. 영상 분석

각 조건에 의해 획득된 영상은 분석 소프트웨어 Arterys (GE Healthcare, Milwaukee, USA)를 사용하여 분석하였다. 관심영역(Region of interest, ROI)을 자동으로 설정하여 그림 3과 같이 측정하고, 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적을 측정하였다. 이 때 ROI의 선택은 유체의 흐름이 나타나는 영역을 따라 자동으로 선택되었다. NEX, VENC, TCP를 변화하여 얻어진 데이터를 각각 비교하였다. 데이터는 평균  $\pm$  표준편차(standard deviation, SD)로 표현되었다. 각 조건에서 획득된 복부 대동맥의 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 사이의 오차를 측정하였다. 오차 허용 범위는 5% 이내로 정하여[13], 스캔 인자에 의한 측정값의 오차를 분석하였다. 통계 분석은 SPSS 20을 이용하여 Student's T-test 실시하여 유의성을 검정하였고, 유의 수준은 0.05로 하였다.

## III. 연구 결과

실험은 5회 반복 수행되었으며, NEX, VENC, TCP를 변화하여 획득된 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적의 5회 측정 평균값과 표준편차를 표 3에서 보여주었다. VENC 102 cm/s, TCP 10 동일 조건에서 NEX 1의 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적은 각각  $94.96 \pm 2.08 \text{ ml/s}$ ,  $43.16 \pm 4.43 \text{ cm/s}$ ,  $55.75 \pm 4.4 \text{ cm/s}$ ,  $2.25 \pm 0.28 \text{ cm}^2$ 로 NEX 4의

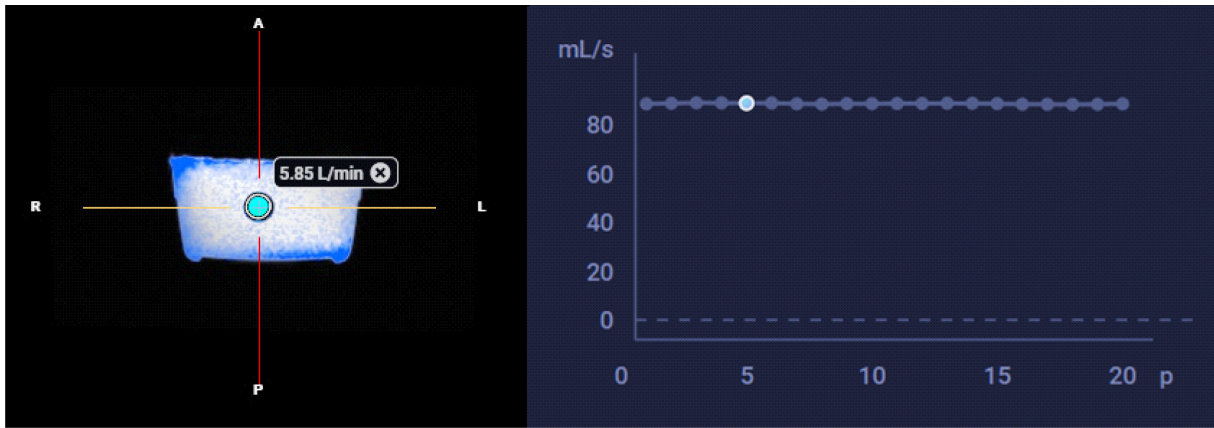


그림 3. 분석 소프트웨어 Arterys를 이용한 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 측정 (좌) 팬텀 단면 혈관 영역 선택 (우) 측정된 유량 그래프  
 Fig. 3. Measurement of average flow rate, average velocity, peak velocity and area using analysis software Arterys (left) Selection of phantom cross section vessel area (right) Graph of measured flow rate

표 3. 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 측정

Table 3. Measurement of average flow rate, average velocity, maximum velocity, area

	4N_102V_10C	1N_102V_10C	4N_102V_15C	4N_200V_10C
Average flow rate [ml/s]	93.88 ± 2.09	94.96 ± 2.08	93.27 ± 1.21	94.53 ± 2.67
Average velocity [cm/s]	43.51 ± 4.28	43.16 ± 4.43	41.67 ± 4.11	42.06 ± 3.41
Maximum velocity [cm/s]	55.28 ± 2.92	55.75 ± 4.4	55.14 ± 3.56	56.06 ± 3.52
Area [cm <sup>2</sup> ]	2.21 ± 0.23	2.25 ± 0.28	2.32 ± 0.25	2.29 ± 0.23
Scan time [min:sec]	14:07	9:11	20:53	10:26

표 4. 실험 데이터 비교

Table 4. Comparison of experimental data

		Error percentage [%]	p value
4N_102V_10C VS 1N_102V_10C	Average flow rate	1.13	> 0.05
	Average velocity	0.81	
	Maximum velocity	0.84	
	Area	2.11	
4N_102V_10C VS 4N_102V_15C	Average flow rate	0.65	> 0.05
	Average velocity	4.23	
	Maximum velocity	0.25	
	Area	4.99	
4N_102V_10C VS 4N_200V_10C	Average flow rate	0.69	> 0.05
	Average velocity	3.45	
	Maximum velocity	1.38	
	Area	3.82	

93.88 ± 2.09 ml/s, 43.51 ± 4.28 cm/s, 55.28 ± 2.92 cm/s, 2.21 ± 0.23 cm<sup>2</sup>와 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 모두 유의한 차이가 없었으며(p > 0.05), 검사시간은 각각 9분 11초, 14분 7초였다. NEX 4, TCP 10에서 VENC 200 cm/s

의 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적은 각각 94.53 ± 2.67 ml/s, 42.06 ± 3.41 cm/s, 56.06 ± 3.52 cm/s, 2.29 ± 0.23 cm<sup>2</sup>로 VENC 102 cm/s와 모두 유의한 차이가 없었으며(p > 0.05), 검사 시간은 각각 10분 26초, 14분 7초였다.

VENC 102 cm/s, NEX 4에서 TCP 15의 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적은 각각  $93.27 \pm 1.21$  ml/s,  $41.67 \pm 4.11$  cm/s,  $55.14 \pm 3.56$  cm/s,  $2.32 \pm 0.25$  cm<sup>2</sup>로 TCP 10과 모두 유의한 차이가 없었으며( $p>0.05$ ), 검사 시간은 각각 20분 53초, 14분 7초였다. 모든 비교 값은 오차율 표 4와 같이 5% 이내였다.

#### IV. 고찰 및 결론

심혈관 질환을 조기 진단하고 치료하기 위한 혈류 역학적 정보를 얻는 것은 매우 중요하다. 그 중에서도 4D PC MRI는 혈류량, 혈류 속도, 유선(Streamline), WSS와 같은 정보를 얻을 수 있는 장비로써 임상에 활용되고 있으나, 검사 시간이 길다는 단점이 있다. 검사 시간의 증가는 환자에게 불편감을 줄 수 있고, 움직임에 의한 잡음(Noise)을 증가시킬 수 있으므로, 4D PC MRI 기법의 검사 시간 단축 연구는 진단적 가치를 향상시킬 수 있고, 긴 검사 시간으로 인한 임상적 적용에 어려움을 줄일 수 있다[14,15]. 기존 검사 시간 단축을 위한 연구는 호흡 동기화 기법 변경, 병렬 영상 기법 조절 등이 있다[16,17]. 본 연구는 검사 시간에 영향을 미치는 스캔 파라미터인 NEX, VENC, TCP를 조정하고 영상의 속도를 측정하여, 최적의 영상과 시간을 찾자 하였다. 그 결과 낮은 NEX, 높은 VENC, 낮은 TCP와 비교 조건 사이의 오차율이 5% 이하였다.

NEX는 신호강도를 높이기 위한 목적으로 사용되며, 신호강도가 높을수록 경계를 분명하게 할 수 있다[6]. 기존 연구는 NEX를 1 또는 2를 주로 사용하지만[18], 이 설정이 적절한가에 대한 연구는 미흡하다. 본 연구는 NEX를 1과 4로 변화시켜 데이터를 측정하였으며, 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 모두 유의한 차이가 없음을 확인하였다. TCP는 1회 심장 박동에서 획득할 위상 수이며, 재구성할 위상(Cardiac phase)가 같으면, 정확도는 높아질 수 있으나, 검사 시간이 증가하므로, 데이터에 영향을 미치지 않는 적절한 설정 값이 필요하다. 본 연구는 TCP를 10, 15 phases로 각각 설정하여 데이터를 측정하였으며, 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 모두 유의한 차이가 없는 것을 확인하였다. Peng 등[19]은 VENC를 60 cm/sec부터 120 cm/sec까지 10 cm/sec 간격으로 변화하며 유량과 면적을 측정하였으며, 유의한 차이를 보이지 않았다. 본 연구 결과 또한 VENC를 102 cm/sec와 200 cm/sec로 하였을 때, 평균 유량, 평균 속도, 최고 속도, 단면적 모두 유의한 차이를 보이지 않는 것을 확인하였다.

본 연구의 제한점은 첫째, 박동성 유동을 쓰지 않았다. 우리는 박동성 유동의 영향을 배제한 순수 유동에서의 연구를 목적으로 하였으며, 박동성 유동이라는 입력 변수를 제외한 나머지 변수들에 대한 검증은 하였다. 추후 이 연구를 기반

으로 하여 박동성 유동을 검증할 필요가 있다. 둘째, 탄성이 중요 입력 변수 중 하나일 수 있으나 표준화하기 어렵고, 본 연구는 탄성을 배제한 형태만의 영향을 보기 원했기 때문에 본 연구에서는 탄성을 배제하였다. 인체 대동맥을 완벽히 모사했다고 할 수 없으나 NEX, VENC, TCP가 유동에 미치는 영향은 명확히 분석할 수 있는 제한된 입력변수 환경을 구축한 것에 의미가 있다.

결론적으로 낮은 NEX, TCP와 높은 VENC로 검사 시간을 단축시킬 수 있었으며, 임상 허용 오차 범위 내의 유체 정보를 획득할 수 있었다. 따라서 본 연구 결과는 빠른 검사 시간이 필요한 환자 및 검사 조건에 따른 혈류 정보 획득 시 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

#### References

- [1] Ha HJ, Huh HK, Yang DH, Kim NK. Quantification of Hemodynamic Parameters Using Four-Dimensional Flow MRI. *J Korean Soc Radiol.* 2019;80(2):239-58.
- [2] Bock J, Kreher BW, Henning J, Markl M. Optimized pre-processing of timeresolved 2D and 3D phase contrast MRI data. *Conf Proc 15th Annual Meeting of ISMRM.* 2007; 3138.
- [3] Stalder AF, Russe MF, Frydrychowicz A, Bock J, Hennig J, Markl M. Quantitative 2D and 3D Phase contrast MRI: Optimized Analysis of Blood Flow and Vessel Wall Parameters. *Mag Reson Med.* 2008;60(5):1218-31.
- [4] Pereira VM, Brina O, Bijlenga P, Bouillot P, Narata AP, Schaller K, Ouared R. Wall shear stress distribution of small aneurysms prone to rupture: a case-control study. *Stroke.* 2014;45(1):261-4.
- [5] Morbiducci U, Ponzini R, Rizzo G, Cadioli M, Esposito A, De Cobelli F, Redaelli A. In vivo quantification of helical blood flow in human aorta by time-resolved three-dimensional cine phase contrast magnetic resonance imaging. *Ann Biomed Eng.* 2009;37(3):516-31.
- [6] Choi KW. Diffusion Weighted Imaging in Musculoskeletal MRI: Analysis on Optimal Number of Excitations Providing better Differentiation of Malignant Tumor. *The Journal of the Korea Contents Association.* 2018;18(8):338-44.
- [7] Kim MS, Kweon DC. Blood Flow Measurement with Phase Contrast MRI According to Flip Angle in the Ascending Aorta. *Journal of the Korean Magnetics Society.* 2016;26(4):142-8.
- [8] Hashemi RH, Bradley WG, Lisanti CJ. MRI: the basics. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2012. pp. 310-26.
- [9] Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation. *Radiographics.* 2002;22(3):651-71.
- [10] Kim SH. The assessment of the breath hold and the free breath methods about the blood flow evaluation by using phase contrast MRI. *J Radiol Radiological Sci Technol.* 2016; 39(2):146-59.
- [11] Chung TG, Kim YS, Chang Y, Lee SK, Kim YH, Ryeom HK, Suh KJ. High Signal Intensity on T1-Weighted MR Image Related to Vacuum Cleft in the Intervertebral Disk: Clinical

- and Phantom Study. Korean J Radiol Soc. 2000;43(6):651-56.
- [12] Aaron Fenster, James C. Laceyfield. Ultrasound Imaging and Therapy. Boca Raton, FL: Taylor & Francis; 2015. pp. 67.
- [13] Shcherbina A, Mattsson CM, Waggott D, Salisbury H, Christie JW, Hastie T, Ashley E A. Accuracy in wrist-worn, sensor-based measurements of heart rate and energy expenditure in a diverse cohort. J pers Med. 2017;7(2):3.
- [14] Jelena B, Alex F, Aurelien F, Thorsten A, Hans B, Jurgen H, Michael M. 4D Phase contrast MRI at 3T: Effect of Standard and Blood-Pool Contrast Agents on SNR, PC-MRA and Blood Flow Visualization. Magn Reson Med. 2010;63(2):330-8.
- [15] Susanne S, can W, Sameer A. Four-dimensional MRI flow Examinations in cerebral and Extracerebral vessels-ready for clinical routine?. Curr Opin Neurol. 2016;29(4):419-28.
- [16] Michael M, Andreas H, Thorsten A, Bley, Maxim Z, Bernd J, Ernst W, MathiasL, Jurgen H, Alex F. Time-Resolved 3D MR Velocity Mapping at 3T : Improved Navigator-Gated Assessment of Vascular Anatomy and Blood Flow. J Magn Reson imaging. 2007;25(4):824-31.
- [17] Susanne S, Michael M, Pegah E, Riti J, Mahadewia, Edouard S, Zoran S, Jeremy C, James C, Bernd J. k-t GRAPPA Accelerated Four-Dimensional Flow MRI in the Aorta : Effect on Scan time, image Quality, and Quantification of Flow and Wall Shear Stress. Magn Reson Med. 2014;72(2):522-33.
- [18] Algin O, Hakyemez B, Parlak M. Phase-contrast MRI and 3D-CISS versus contrast-enhanced MR cisternography for the detection of spontaneous third ventriculostomy. Journal of Neuroradiology. 2011;38(2):98-104.
- [19] Peng SL, Shih CT, Huang CW, Chiu SC, Shen WC. Optimized analysis of blood flow and wall shear stress in the common carotid artery of rat model by phase-contrast MRI. Scientific reports. 2017;7(1):5253.