

Blood Flow Measurement with Phase Contrast MRI According to Flip Angle in the Ascending Aorta

Moon Sun Kim

Department of Radiology, Seoul National University Hospital, Seoul 03080, Korea

Dae Cheol Kweon*

Department of Radiological Science, College of Health Science, Shinhan University, 11644

(Received 19 July 2016, Received in final form 18 August 2016, Accepted 18 August 2016)

To evaluate the effect of flip angle on flow rate measurements obtained with phase contrast MRI according to the flip angle degree in ascending aorta and velocity encoding (VENC) was (150 m/s). 1.5T MRI in patients 17 (female: 8, male: 9, mean age 57.9 ± 15.4) as a target by applying a non-breath holding techniques to flip angle VENC (150 cm/s) in each of the ascending aorta was measured by changing 20° , 30° and 40° . Blood was obtained a peak velocity, average velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area. Ascending aorta from average velocity (AV) measured the average value of the flip angle 20° (9.87 cm/s), 30° (9.6 cm/s) and 40° (10.05 cm/s). Blood flow VENC in was blood flow change in flip angle change was high most blood flow measurement when the flip angle 30° in VENC, crouching each blood flow is also proportional to the increases in the 20° to 40° and was increased, the deviation of the peak velocity and the average velocity is the smallest deviation from the flip angle 30° . Flip angle 20° , 30° and 40° in peak velocity, average velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area was no statistically significant difference ($p > .05$). Blood flow velocity and blood flow is measured by applying to adjust the flip angle accurately calculate the blood flow is important information for diagnosis and treatment of cardiovascular diseases, and can help in the examination on the blood flow measurement.

Keywords : average velocity, flip angle, MRI, peak velocity, phase contrast, VENC

위상대조도 MRI에서 숙임각에 따른 상행대동맥의 혈류 측정

김문선

서울대학교병원 영상의학과, 서울시 중로구 대학로 101, 03080

권대철*

신한대학교 보건과학대학 방사선학과, 경기 의정부시 호암로 95, 11644

(2016년 7월 19일 받음, 2016년 8월 18일 최종수정본 받음, 2016년 8월 18일 게재확정)

자기공명영상에서 위상대조(phase contrast; PC) 기법으로 혈류 속도와 혈류량을 정량적으로 측정하기 위해 VENC(150 cm/s)에서 숙임각의 변화에 따른 혈류 속도와 혈류량을 측정하였다. 1.5T MRI로 지원자 17명(여: 8, 남: 9, 평균연령 57.9 ± 15.4)을 대상으로 non-breath holding 기법을 적용하여 상행대동맥에서 VENC(150 cm/s)로 숙임각을 20° , 30° , 40° 변화하여 측정하였다. 혈류는 average velocity, peak velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area를 획득하였다. 상행대동맥에서 AV(average velocity)의 평균값은 숙임각 20° (9.87 cm/s), 30° (9.6 cm/s), 40° (10.05 cm/s)로 측정되었다. 숙임각을 20° , 30° , 40° 에서 peak velocity, average velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area는 통계적인 유의한 차이가 없었다($p > .05$). 혈류속도와 혈류량 측정은 매개변수를 조정하여 적용하면 심장혈관 질환의 진단 및 치료에 중요한 정보가 되는 혈류량을 정확히 계산하고, 혈류량 측정에 관한 연구에 도움을 줄 수 있다.

주제어 : 평균속도, 숙임각, 자기공명영상, 최고속도, 위상대조도, 속도부호화

I. 서 론

자기공명영상(MRI; magnetic resonance imaging)은 전리방사선을 이용하지 않고, 시간 및 공간 분해능이 기존 CT (computed tomography)나 SPECT(single photon emission computed tomography), 초음파심장검사(echocardiography)에 비해 뛰어나 임상에서 뇌, 심장 및 혈관의 검사가 이루어지고 있으며, 최근에는 자기공명영상은 하드웨어와 소프트웨어 시스템의 비약적인 발전으로 병소의 검출, 병리학적 진단, 치료계획을 위한 병변의 범위를 파악하는데 있어서 적절한 대조도대잡음비(contrast to noise ratio; CNR)를 갖게 되었다 [1, 2].

혈관의 혈류 속도 및 혈류량은 위상대조(PC; phase contrast) MRI는 혈류속도와 혈류량을 정량적으로 측정할 수 있는 대표적인 검사방법으로 많이 적용되어 왔으며, 경사자장의 방향을 따라 움직이는 양자들의 속도와 방향에 비례하여 생긴 위상이동에 근거하여 혈류의 비 침습적인 평가를 가능하게 한다[3]. PC MRI에서 속도부호화(VENC; velocity encoding)은 혈류 정보의 측정값에 영향을 주는 변수 중 하나이다. VENC는 속도 부호화 계수로 생각할 수 있고, 펄스 시퀀스에 의해 부호화된 최고 속도를 나타낸다. 그리고 크기와 방향을 모두 가지고 있으며, 각각의 특별한 상황에 따라 사용자에게 의해 선택된다. 또한, 위상각 $\pm 80^\circ$ 에 도착할 때 측정된 속도이며, 만약 앞으로 향하는 혈류의 속도가 속도 부호화 계수로 정해진 최고 속도에 도달한다면, 그 혈류는 영상에서 가장 밝은 신호를 나타낸다. 반대로, 뒤로 향하는 혈류의 속도가 최고점에 도달한다면, 혈류는 가장 어두운 신호로 나타나며, 속도가 0인 경우는 중등도의 회색계열로 표현된다. 이처럼 원하는 혈관의 단축 면에서 각 부위의 속도를 측정하는 VENC 영상을 얻은 후, 혈관의 면적과 그 혈관내의 혈류 속도의 평균으로부터 혈류량을 측정할 수 있다[4]. 정확한 혈류 정보를 얻기 위해서는 적절한 VENC 값의 설정이 필요하다. 최고 혈류 속도에 비해 높은 VENC 값의 설정은 속도 부호화 영상의 노이즈를 증가시켜 측정값에 오류를 발생시킬 수 있고 최고 혈류 속도에 비해 낮은 VENC 값의 설정은 둘러겹침 인공물(aliasing artifact)을 발생시켜 혈류 방향을 왜곡 시킬 수 있다[5]. 하지만 둘러겹침 인공물에서 VENC 값의 변화를 주어도 인공물이 계속 발생하는 경우가 있는데, 이때 쉽게 조정 가능한 변수인 속입각을 변화하여 혈류량 측정에 어떠한 영향을 미치는지 알고자 하였다.

연구의 목적은 혈류정보의 정량적인 평가를 위해 이용되는 PC MRI에서 상행대동맥(ascending aorta) 부위를 VENC를 이용하여 속입각 변화에 따른 혈류량을 측정하여 MRI 검사

의 신뢰도 향상을 위해 혈류량 측정하여 혈류의 정확성을 측정하고자 한다.

II. 이론적 배경

1. Flip angle

속입각은 순자화벡터(net magnetization vector)가 Z축으로부터 각도만큼 움직여 종자화(longitudinal magnetization)가 RF에너지를 흡수하여 횡자화(transverse magnetization)로 바뀌는 각도를 속입각이라 한다. 속입각은 스핀에코에서는 90° RF(radio-frequency) 펄스를 사용하고, 그레디언트 에코 시퀀스에서는 1° 에서 90° 이내에서 각도를 가지고 횡자화 시키는 RF 펄스의 각도로 정의된다. 속입각의 크기는 RF 펄스를 주는 시간에 의해 결정되며, 속입각이 클수록 CNR 및 SNR이 커진다(Fig. 1).

2. Velocity encoding

VENC는 혈관속도부호화로 PC MRI에서 매개 변수로 혈관 및 관심장기에서 cm/s로 가장 높은 속도를 포함하여 선택

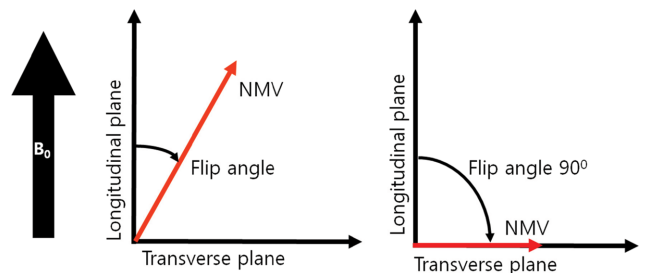


Fig. 1. (Color online) Generation of the MR signal to the flip angle.

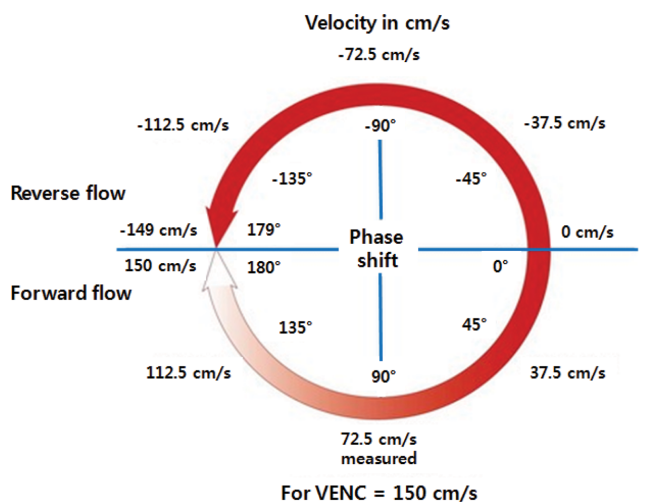
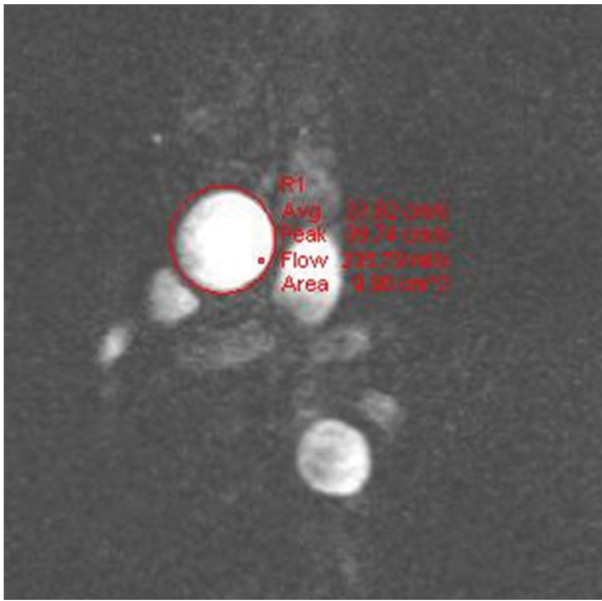
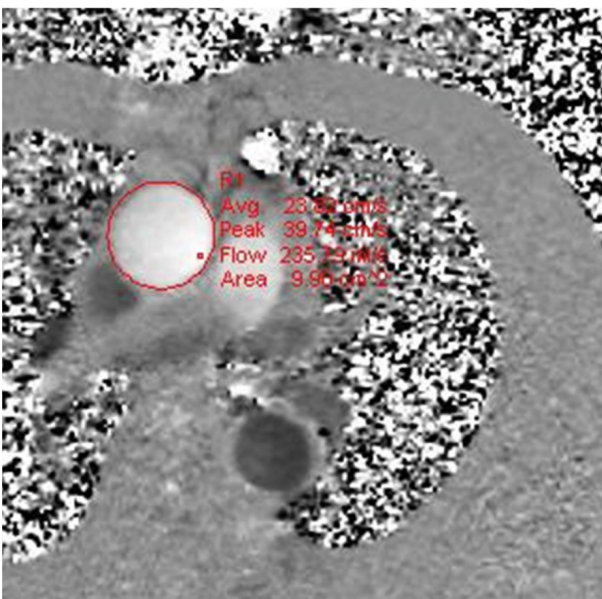


Fig. 2. (Color online) Diagram of phase shifts and velocity for a given velocity encoding value.

하여 측정한다. 영상 용적 내에서 존재하는 혈류의 최대속도를 나타내며, 빠른 혈관을 측정하는데 정확하다. VENC가 150 cm/s로 설정되어 있는 경우에는 ±150 cm/s의 범위에서 -180°~+180°에 걸친 위상의 이동으로 의해 표현 될 수 있다. 선택된 최대 속도는 데이터의 180° 위상이동에 대응하여 이극성 경사자장(bipolar gradient)의 강도를 조절한다. 그러나 낮은 속도에서는 둘러겹침 인공물이 발생되고, 높은 속도에서는 노이즈 및 다른 낮은 혈류의 검출 능력이 낮다(Fig. 2).



(a)



(b)

Fig. 3. (Color online) Phase contrast MRI mapping. Segmentation of the ascending aorta using magnitude image (a) and the corresponding phase contrast flow map (b).

3. Phase contrast MRI

PC MRI는 혈류속도와 혈류량을 정량적으로 측정하는 방법으로 혈류의 이동을 가시화하는 데 사용되는 MRI 기법이다. 같은 크기의 경사자장 내에 정지된 스핀과 움직이는 스핀 간에 위상차이가 생기는 현상을 이용하며 정지한 위상은 상쇄하고, 움직이는 위상만 남는다. 혈류가 일정한 자장 경사 내를 흐를 때 혈류의 스핀은 세차운동에 있어서 일정량의 위상이동(phase shift)의 정도(ϕ)를 계산 하는데 이때의 위상이동의 공식은 아래와 같다[4].

$$\phi = \gamma \cdot G \cdot V \cdot \tau \cdot T \tag{1}$$

γ : 자기회전비

G: 자장경사의 세기

V: 혈류의 속도

τ : 자장경사 펄스 지속시간

T: 펄스간격

결과적으로 혈류에 의한 위상이동 효과는 혈류의 속도가 빠를수록, 자장경사의 세기가 클수록, 자장경사를 걸어주는 시간이 길수록 커지는 것을 알 수 있다. 위상차이는 속도에 비례하고 화소의 혈류속도를 측정할 수 있으며 혈류의 방향정보를 획득할 수 있다. 그러나 두 번의 영상을 획득하며(Fig. 3), 영상의 정보를 획득하는 시간의 2배로 걸리는 단점을 수반하고 있다.

III. 대상 및 방법

1. Patient population

연구대상은 대학병원의 MRI 검사실에서 검사동의서를 제출한 환자를 대상으로 스캔을 실시하였으며 환자 17명(남자 9명, 여자 8명), 평균연령(57.9 ± 15.4), 평균 몸무게(63.34 ± 10.9 kg)이고, 심장박동(71.05 ± 14.06)을 가진 환자를 대상으로 하였다(Table I).

2. MRI 기기 및 조건

본 실험에서 영상획득에 사용한 1.5T MRI(Magnetom Sonata, Siemens, Erlangen, Germany)를 사용하였다. 혈류

Table I. Population subject of characteristics.

Parameter	Value
Age	57.9 ± 15.4
Weight (kg)	63.34 ± 10.9
Height (cm)	163.17 ± 8.4
Heart rate (beats per minute)	71.05 ± 14.06
Gender	Male (9), Female (8)

Table II. Scan parameters.

TE (ms)	TR (ms)	FOV (mm)	Phases (calculated phases)	Spatial resolution (mm ³)
32	41	300	25	1.2 × 1.2 × 5

정보의 획득을 위해 PC MRI를 적용하였다. 실험은 동일한 지원자를 대상으로 상행대동맥의 VENC(150 cm/s)에 흐르는 혈류량을 측정하였을 때 숙임각을 20°, 30°, 40°로 변화시켜 혈류량의 변화를 측정하였다. 상행대동맥에 적용된 스캔 변수로 TR(41 ms), TE(32 ms), FOV(300 mm), phases(25 calculated phases), spatial resolution(1.2 × 1.2 × 5 mm³)을 적용하였다 (Table II).

획득된 영상의 분석은 Argus 프로그램(Syngo MR A30, Siemens, Erlangen, Germany)을 이용하였고 magnitude, phase contrast를 상행대동맥의 혈관의 영상에 ROI(region of interest)를 설정하였고, 측정방법은 다음과 같다.

PV = peak velocity (cm/s)

AV = average velocity (cm/s)

NFV = net forward volume (ml)

NFV/BSA = net forward volume/body surface area (ml/m²)

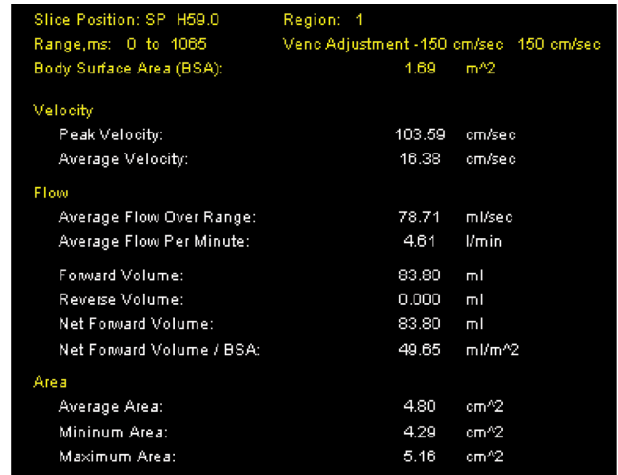
환자의 ROI의 선택은 밝은 신호로 나타나는 상행대동맥 위치에서 ROI를 설정하여 PC MRI의 mapping을 하였고, magnitude 영상과 PC flow map에서 측정하였다(Fig. 3).

3. Image and statistical analysis

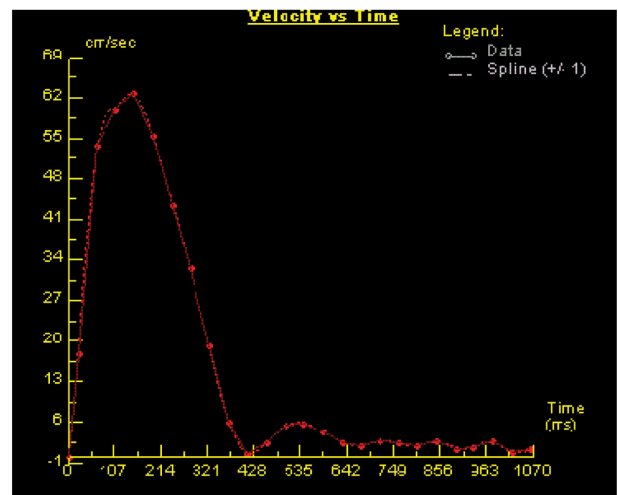
영상 분석 및 통계처리는 SPSS(Version 21, IBM Corp., NY, USA)을 이용하여 average velocity, peak velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area를 숙임각 20°, 30°, 40°에 따라 차이를 비교하여 측정하였다. 측정된 데이터를 SPSS 비모수 일원배치분산분석을 적용하였고, 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

IV. 결 과

PC MRI 검사 환자 17명으로부터 획득한 데이터는 상행대동맥 부위를 net forward volume과 peak velocity 및 average



(a)



(b)

Fig. 4. (Color online) Data calculated of data (a) and graph of peak velocity was measured at 60 cm/s with patient (b).

velocity를 측정하였다(Fig. 4). VENC(150 cm/s) 조건에서 average velocity의 평균은 숙임각 20°(9.87 cm/s), 30°(9.6 cm/s), 40°(10.05 cm/s)이었고, 숙임각 30°를 기준으로 하여 2.8%에서 4.6% 차이가 측정되었고, 혈류의 peak velocity에서는 숙임각 20°(75.54 cm/s), 30°(74.07 cm/s), 40°(73.06 cm/s)으로 측정되었다(Table III).

VENC 값에 관계없이 숙임각에 따른 average velocity,

Table III. Acquisition data of ascending aorta with flip angles and in the VENC (150 cm/s).

Data	20° Flip angle	30° Flip angle	40° Flip angle	p-Value
Average velocity (cm/s)	9.87 ± 1.49	9.6 ± 1.72	10.05 ± 1.78	$p > .05$
Peak velocity (cm/s)	72.54 ± 12.72	74.07 ± 14.75	73.06 ± 14.32	
Net forward volume (ml)	65.07 ± 34.56	66.42 ± 36.32	64.25 ± 36.23	
NFV/BSA (ml/m ²)	42.57 ± 9.1	43.8 ± 9.19	45.38 ± 9.71	

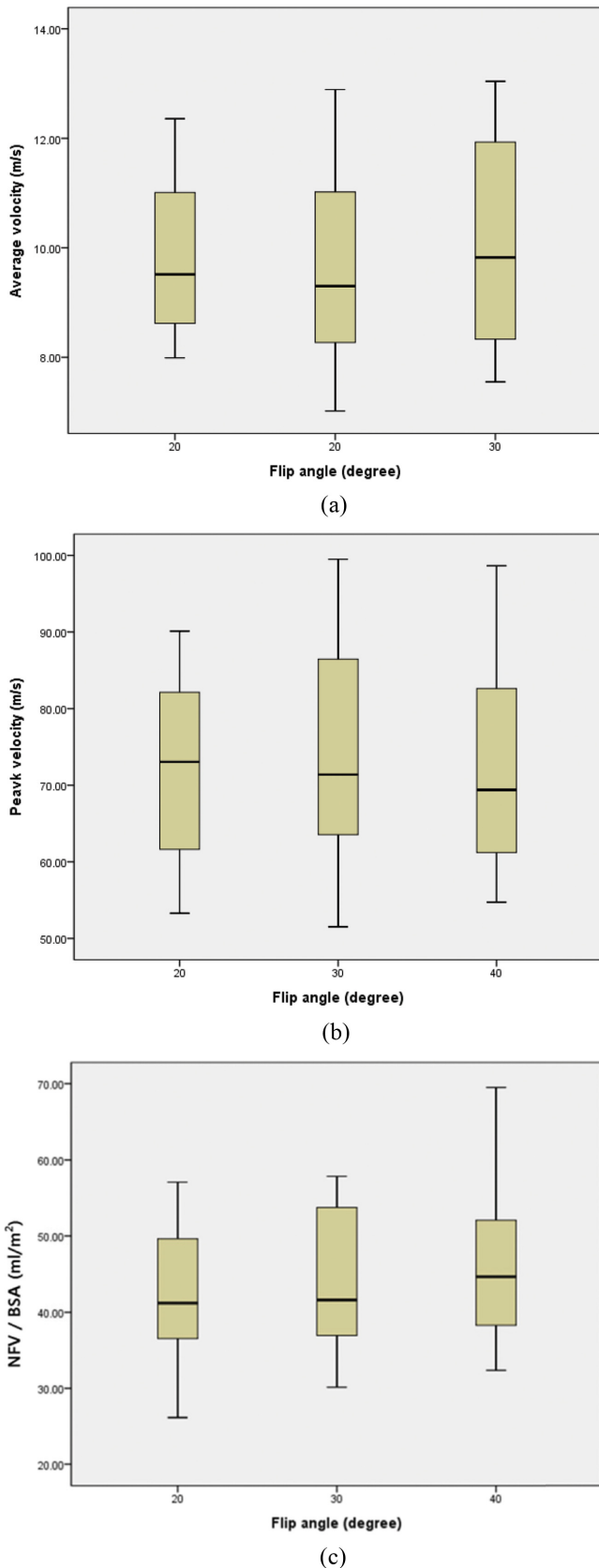


Fig. 5. (Color online) Average velocity (a), peak velocity (b) and NFV/BSA in the aorta according to the flip angle and VENC.

peak velocity, net forward volume, NFV/BSA의 차이가 작게 나타났고(Fig. 5), 상행대동맥의 혈류속도는 숙임각 20°, 30°, 40°에서 peak velocity, average velocity, net forward volume, net forward volume/body surface area는 통계적인 유의한 차이가 없었다($p > .05$).

V. 고 찰

MRI에서 T1 강조영상과 T2 강조영상을 얻기 위해서는 90°와 180° RF 펄스를 사용하여 데이터를 얻는 SE(spin echo) 방법과 고속측정기법인 TSE(turbo spin echo)와 FSE(fast spin echo) 방법에서 TR과 TE를 조절하는 방법과 경사자계를 사용하여 데이터를 얻는 gradient echo 방법이 있으며, 이 방법에서는 RF의 숙임각을 조절하는 방법을 사용한다. 숙임각은 MRI에서 중요한 parameter로 종자화 성분을 횡자화시키기 위해 스펀에코에서 주는 90° RF 펄스 대신 경사에코에서 1~90° 사이의 임의의 각도로 횡자화시키는 RF 펄스의 각도를 말한다. 숙임각의 각도가 클수록 횡자화로 남아있는 양성자가 시간이 길어져 T2 강조영상에 가까워지고, 숙임각의 각도가 작을수록 T1 강조영상에 가깝게 된다. 일반적으로 숙임각의 각도는 RF 펄스를 주는 시간에 의해서 결정되는데, 숙임각이 클수록 신호대잡음비(SNR: signal to noise ratio)와 CNR이 큰 신호를 획득한다[6]. 연구와 관련된 사전 연구에서 7.5° 및 45° 숙임각이 생체의 실험에서 정확성을 증명하였고[7], 숙임각 8°~60° 사이에서 내경동맥(internal carotid artery) 및 기저동맥(basilar artery)에서 적합하였고, 숙임각 8°에서 90° 사이의 각도에서, SNR이 높은 숙임각은 강한 유령 인공물(ghost artifact)가 발생하고 포화 되기 때문에, 숙임각이 더 큰 각도 60°에서는 영상을 보증하지 않는다고 보고하였다[8].

MRI에서 혈류의 흐름을 이용한 혈관측정기법으로는 유체 속도강조(TOF; time of flight) 기법과 PC 기법이 있으며, TOF는 자기공명 혈관 조영 기법으로 흐름에 의한 영상 단면에서의 자화상태의 농도 분포변화를 이용하는 기법이며, TOF는 흐르고 있는 유체에서 신호가 크다는 기법으로 영상단면 내의 정지된 부분에서 나오는 포화(saturation)된 신호보다 포화되지 않는(unsaturated), 즉 새로운 스펀이 영상단면으로 흘러 들어가 발생시키는 신호 강도가 더 크게 나타나는 현상으로 in-flow effect(유속신호 강조효과)와 wash out effect(유속신호 감쇄효과)를 이용한다[9]. PC MRI는 움직이는 스펀들은 한 쌍의 서로 반대방향의 경사 자장 안을 이동할 때 위상의 변화가 생기는 현상을 이용한 기법으로 PC 기법은 흐름에 의한 영상 단면에서의 자화상태의 위상변화를 이용한 기법이다. 비침습적으로 혈관 및 혈류속도를 시간분해능과 공간

분해능으로 동적인 상태의 영상의 검출이 가능하다[10]. 이러한 뇌혈관질환을 검사하는 일반적인 침습적인 디지털감산촬영법(digital subtraction angiography)와 비침습적인 혈관검사는 전산화단층촬영(CT; computed tomography), TOF 자기공명영상검사(MRA; magnetic resonance angiography) 공간해상력, 혈류에 대한 낮은 의존도, 혈관내외의 정보 제공 등의 장점이 있는 것으로 알려져 있다[11, 12]. PC 기법은 혈류의 속도를 정량적으로 측정하는 것이 가능하다. 이러한 위상대조도 MRI는 위상대조기법을 통해 판막 혹은 혈관 영역의 속도 분포 상을 얻는 방법으로, 각 화소로부터 혈류 속도를 측정할 수 있고[13], 이를 혈관 면적과 곱하면 혈류량을 정확히 측정하여 계산할 수 있다. 이러한 PC MRI는 대동맥 판막의 평면에 영상 단면을 직각으로 정확히 제공할 수 있기 때문에 혈류 속도를 평가하기 위한 신뢰성 있고, 재현성 있는 검사로 알려져 있다[14].

MRI에서는 임상에서 진단적 가치가 높은 영상으로 SNR 및 CNR이 높을수록 유용하게 이용되며 이를 위해 조영제를 주입하여 신호를 증강하여 검사하기도 한다[15, 16]. 이러한 영상을 만들기 위해서 속임각은 PC MRI에서 중요한 parameter의 하나로 속임각은 커질수록 SNR 및 CNR이 증가하지만, 너무 커지면 부분 용적 효과에 따른 오류가 발생한다[17]. 속임각 각도의 변화는 기존의 연구에서 속임각을 20°, 30°, 40°로 변화하여 영상의 SNR 및 CNR을 측정하였다. 이에 본 연구에서도 속임각을 동일하게 하여 측정하였다.

기존 연구의 PC MRI에서 속임각이 60° 이상에서는 유령 인공물이 발생하고, 속임각이 30°에서 SNR 및 CNR이 가장 높게 측정되어 본 연구에서와 같이 속임각 30°에서 가장 peak velocity로 측정되었다[8]. 기존의 선행 보고에 따르면 속임각 25°이고 VENC(200 cm/s)의 peak velocity 120 ± 20 (cm/s)로 측정되었고, 본 연구의 측정에서는 혈류의 peak velocity는 속임각 20°(75.54 cm/s), 30°(74.07 cm/s), 40°(73.06 cm/s)으로 측정되어 기존 연구결과와 측정의 차이가 있었다. 결과의 차이는 환자의 특성에 따른 차이로 생각된다[18]. 따라서 본 연구에서는 PC MRI 검사에서 상행대동맥에 흐르는 혈류량을 측정하고, 많은 parameter들 중에서 속임각을 변화시켜 혈류량의 변화를 관찰해 가장 이상적인 속임각을 알아보는 연구이다. FLASH를 이용한 3T 복부검사서 최적의 T1 효과를 위한 적정 속임각을 알아보는 연구에서는 FLASH 펄스파형을 이용하여 속임각 변화에 따른 T1 강조영상의 신호강도(SI; signal intensity)와 CNR을 비교함으로써 복부검사에서의 최적의 T1 효과를 나타내기 위한 속임각을 알아보고자 하는 연구로 간장(liver)의 신호강도는 475.54 ± 81.76으로 속임각 40°에서 가장 높게 나타났으며, syringe 내부의 물의 신호는 475.97 ± 68.98로 속임각 20°에서 가장 높게 나타났다.

또한 FLASH에서 속임각의 변화에 따른 CNR은 liver-water에서 속임각 30°에서 12.37으로 가장 낮게 보고되었다[19].

본 연구에서 또한 속임각 30°에서 혈류량 측정이 가장 높았지만 이것은 상행대동맥(VENC = 150 cm/s)에서만 해당되었고, 영상의 parameter 변환에 따른 혈류속도와 속임각의 상관관계가 있으며, 임상에서 혈류량 측정에서 속임각의 기준 값으로 30°로 측정되고 있는데 본 연구에서도 peak velocity와 average velocity의 편차가 30°에서 가장 낮게 나타나 혈류량 측정에서 속임각의 각도는 30°에서 가장 이상적임을 뒷받침 해주었다.

연구의 제한점은 충분한 환자를 대상으로 검사를 시행하지 못하여 통계적인 수치가 형성되지 않았으며, 연령대 또한 편차가 심한 것이 연구에서 아쉬운 점이라 할 수 있다. 각각의 획득된 영상의 ROI를 hand-out으로 처리되어 오류편차가 있을 수 있고, 또한 본 연구에서는 단순히 VENC 값과 속임각 변화에 따른 혈류량 추이 변화만 관찰되었고 속임각과 aliasing artifact의 상관관계는 직접적으로 연구되지 않았으므로 추후에 연구를 진행할 수 있는 주제로 생각된다.

V. 결 론

혈류량의 정량적일 평가를 위해 VENC(150 cm/s)에서 상행대동맥의 PC MRI는 속임각에 따라 혈류량이 변화하였고, 속임각 30° 일 때 가장 혈류량이 높게 측정되었으며 속임각 20°에서 40°로 증가됨에 따라 혈류량 또한 비례하며 증가되었다. 한편 peak velocity와 average velocity의 편차는 속임각 30°에서 편차가 가장 작았다. 이것은 속임각 30° 일 때 가장 혈류측정에서 오류가 적었으며, 임상에서 PC MRI는 속임각을 30°으로 설정하여 검사하도록 한다. 속임각 및 parameter을 조정하여 혈류속도와 혈류량 측정은 심장혈관 질환의 진단 및 치료에 중요한 정보가 되는 혈관의 혈류량 및 속도 측정에 관한 연구에 도움이 될 것이다.

References

- [1] M. Romhild, J. G. Chris, and A. Max, Magn. Reson. Med. **41**, 520 (1999).
- [2] C. M. Tsai, E. W. Olcott, and D. G. Nishimura, Magn. Reson. Med. **42**, 682 (1999).
- [3] K. M. Lagerstrand, H. Lehmann, G. Starck, B. Vikhoff-Baaz, S. Ekholm, and E. Forssell-Aronsson, Magn. Reson. Med. **48**, 883 (2002).
- [4] J. Lotz, C. Meier, A. Leppert, and M. Galanski, Radiographics **22**, 651 (2002).
- [5] P. D. Gatehouse, J. Keegan, L. A. Crowe, S. Masood, R. H. Mohiaddin, K. F. Kreitner, and D. N. Firmin, Eur. Radiol. **15**,

- 2172 (2005).
- [6] N. J. Pelc, F. G. Sommer, K. C. Li, T. J. Brosnan, R. J. Herfkens, and D. R. Enzmann, *Magn. Reson. Q.* **10**, 125 (1994).
- [7] C. J. Bakker, M. Kouwenhoven, M. J. Hartkamp, R. M. Hoogeveen, and W. P. Mali, *Magn. Reson. Imaging* **13**, 959 (1995).
- [8] H. Tanaka, N. Fujita, H. Takahashi, M. Sakai, T. Nagao, K. Murase, and H. Nakamura, *J. Magn. Reson. Imaging* **29**, 1218 (2009).
- [9] Y. J. Choi and D. C. Kweon, *J. Korean Magn. Soc.* **26**, 92 (2016).
- [10] M. Markl and J. Hennig, *Magn. Reson. Imaging* **19**, 669 (2001).
- [11] L. S. Babiarz, J. M. Romero, E. K. Murphy, B. Brobeck, P. W. Schaefer, R. G. Gonzalez, and M. H. Lev, *Am. J. Neuroradiol.* **30**, 761 (2009).
- [12] J. Alvarez Linera, J. Benito-Len, J. Escribano, J. Campollo, and R. Gesto, *Am. J. Neuroradiol.* **24**, 1012 (2003).
- [13] R. H. Mohiaddin and D. J. Pennell, *Cardiol. Clin.* **16**, 161 (1998).
- [14] S. D. Caruthers, S. J. Lin, P. Brown, M. P. Watkins, T. A. Williams, K. A. Lehr, and S. A. Wickline, *Circulation* **108**, 2236 (2003).
- [15] Y. G. Jin, M. H. Choi, H. J. Goh, and D. K. Han, *J. Magn.* **21**, 281 (2016).
- [16] Y. S. Han, S. C. Lee, D. Y. Lee, J. W. Choi, J. W. Lee, and D. C. Kweon, *J. Magn.* **21**, 115 (2016).
- [17] N. J. Pelc, F. G. Sommer, K. C. Li, T. J. Brosnan, R. J. Herfkens, and D. R. Enzmann, *Magn. Reson. Q.* **10**, 125 (1994).
- [18] J. M. Sohns, J. T. Kowallick, A. A. Jeseoph, K. D. Merbolt, D. Voit, M. Fasshauer, W. Stabb, J. Lotz, and C. Unterberg-Buchwald, *Qunat. Imaging Med. Surg.* **5**, 685 (2015).
- [19] J. B. Han and N. G. Choi, *J. Radiol. Sci. Technol.* **32**, 101 (2009).