

자기공명 혈관촬영술에서 대동맥과 신동맥이 이루는 각이 신동맥의 기시부에 나타나는 신호손실에 미치는 영향: 모형실험¹

최병욱 · 김명준 · 정은기 · 홍성준² · 공해영³ · 이삼현³

목 적 : 자기 공명 혈관촬영술에서 대동맥과 신동맥이 이루는 분지각이 신동맥 기시부의 신호손실에 어떤 영향을 미치는지 박동성 유체 모형실험을 통하여 알아보고자 하였다.

대상 및 방법 : 대동맥과 신동맥 사이의 각도가 각각 30, 60, 90도인 대동맥과 신동맥의 모형을 만들고 박동성 유체(44%W/W 글리세린, 60bpm)를 흘려 3D-TOF와 2D-PC기법으로 자기 공명 혈관촬영술을 시행하였다. 자기 공명 혈관촬영은 3D-TOF를 이용하여 횡단면 영상을 얻어 최대 강도 투사 영상을 만들고 각도에 따른 신호손실의 유무와 크기, 위치를 관찰하였다. 2D-PC 방법으로 모형 신동맥과 수직이 되도록 모형 신동맥의 기시부에서 0, 4, 8, 12mm 떨어진 4개의 횡단면 영상을 얻고 관심영역을 그려 각 단면의 평균 신호강도의 크기를 측정하였다. 2D-PC에 나타나는 신호손실을 분석하고 이를 3D-TOF영상과 비교하기 위하여, 한 박동주기 내의 위상에 따른 평균 신호강도의 변화양상이 같은 각도 내에서 모형 신동맥 기시부로부터의 거리와 모형 대동맥과 모형 신동맥이 이루는 각에 따라 차이가 있는지를 상대적 신호강도 저하량과 신호강도 감소비를 계산하여 분석하였다.

결 과 : 3D-TOF 영상에서 90도 모형에서만 모형 신동맥 기시부로부터 4mm 지점까지 신호손실이 관찰되었다. 2D-PC영상에서 거리에 따른 각 단면에서의 평균 신호강도 크기 자체는 60도 모형에서 90도 모형보다 오히려 작게 측정되어, 3D-TOF에서 보이는 90도 모형 기시부의 신호손실을 신호강도의 크기만으로 설명할 수 없었다. 그러나 상대적 신호강도 저하량은 90도 모형에서의 기시부와 4mm 지점에서만 박동 주기에 관계없이 수축기와 이완기 모두에서 균등하게 커져 있었고 신호강도의 감소비가 50%를 넘은 반면, 60도와 30도 모형의 근위부에서는 이완기에서만 신호강도의 저하를 보였다.

결 론 : 3D-TOF 영상에서 각에 의한 신동맥 분지 기시부의 신호손실은 60도와 90도 사이의 어떤 각에서 일어나기 시작하였다. 3D-TOF 영상에서 나타나는 신호손실을 유발하는 신호강도 저하는 박동성 유체의 이완기 및 수축기 모두에서 일어나며 관찰되는 신호손실은 신호강도의 감소비를 반영하는 것으로 나타났다.

신동맥 평가를 위한 자기 공명 혈관촬영술은 최근 이차성 고혈압의 원인을 알아내기 위한 비침습적 선별검사로 많이 이용되고 있다(1-5). 신동맥을 평가하는데 있어 자기 공명 혈관촬영술은 신이식(6), 신부전증, 복부 대동맥류 등의 환자에서도 이용할 수 있는 장점을 가지고 있으며(7, 8) 해부학적 정보만을 제공하는 고식적 혈관촬영술에 비하여 기능적인 정보도 같이 제공한다(9). 그러나 신동맥의 자기 공명 혈관촬영술에서 가장 흔히 사용되는 펄스열(pulse sequence)인 2-dimensional이나 3-dimensional time-of flight(2D-, 3D-TOF)나 phase contrast(2D-PC)기법에서 호흡이나 장 운동에 따르는 혈류의 포

화 효과(saturation effect)와 영상의 흐려짐이 가장 큰 문제점이다(10). 이 점을 해결하기 위하여 동조(gating)를 하거나, 호흡을 정지하고 있는 동안 영상을 얻는 빠른 펄스열을 개발하려는 노력과 연구가 진행되고 있다(11-13). 이렇게 빠르게 얻어진 영상에서도 혈류 자체의 외류나 교류, 또는 유체분리에 의한 위상 분산(phase dispersion)으로 인하여 협착이 없는 정상 혈관에서 신호손실을 유발한다. 동맥의 분지 부위에서 일어나는 외류와 유체분리의 정도는 분지하는 각에 따라 변하게 되는데 이에 따라 자기공명 혈관촬영술상의 신호손실의 정도도 변할 것으로 생각된다. 따라서 신동맥이 대동맥과 이루는 각의 크기에 따라 신동맥의 기시부에 유발되는 외류와 유체분리의 정도가 달라지며 이에 수반되는 자기공명 혈관촬영술 상의 신호손실 효과는 혈관의 협착으로 오인될 수 있을 것이다. Ortega 등

¹연세대학교 의과대학 진단방사선과교실, 방사선의과학 연구소

²연세대학교 의과대학 비뇨기과교실

³연세대학교 자연과학대학 물리학교실

이 논문은 1998년 6월 17일 접수하여 1998년 11월 12일에 채택되었음.

(14)은 심장박동 주기와 같은 재순환성 박동성 유체 모형을 이용한 자기공명영상에서 90도와 110도 사이의 분지각에서 일어나는 신호손실을 관찰하였다. 이에 저자들은 대동맥과 신동맥이 이루는 각에 따른 신호손실 변화를 인공적으로 제작한 재순환성 박동성 유체 실험모형을 통해 연구하였다. 첫째 3D-TOF 영상에서 각에 따른 신호손실의 유무와 크기 및 위치가 어떠한지 알아보려고 하였다. 둘째 2D-PC 영상을 이용하여 각에 따른 신호손실의 양상은 어떠한지, 3D-TOF영상에서 나타나는 신호손실의 크기가 박동성 유체에서 주기에 따른 신호손실의 변화와 어떤 관계가 있는지를 분석하고자 하였다.

대상 및 방법

실험모형 제작

대동맥과 신동맥이 이루는 각이 신동맥의 기시부에서 나타나는 신호손실에 어떠한 영향을 미치는지 알기 위하여 모형을 제작하고 실험하는데 있어서 먼저 제한된 실험 조건 내에서 어떤 각도의 모형을 만들 것인지 결정하는 것이 중요하였다. 실제 인체의 신동맥이 대동맥에서 분지하는 각을 아는 것이 모형의 각을 결정하는데 필요할 것으로 판단하여, 96년 한해동안 건강한 신장 공여자중 임의로 뽑은 50명의 100개 신동맥을 대상으로 신동맥조영술 상 대동맥과 신동맥이 이루는 분지각을 측정하였고 좌우, 성별에 따른 차이가 있는지 알아보기 위하여 t-검정을 시행하였다. 측정된 각은 26도에서 80도 사이에 분포하였고(평균 53 ± 11도) 좌우와 성별에 따른 차이는 없었다(p>0.05)(Table 1). 실제 인체에서 측정된 대동맥과 신동맥이 이루는 각과 Ortega 등(14)의 보고에 기초하여 분지각이 각각 30, 60, 90도인 3개의 모형을 따로 제작하였다. 모형 제작에는 심장혈관 수술 시 혈류 체외 순환에 사용하는 도관(대동맥: TY GON, S-50-HL, CLASS 4, 12.7 mm × 2.4 mm, 신동맥: PLA SMED, CLASS 4, 6.4 mm × 1.6 mm)을 사용하였다. 박동성 유체를 만들기 위해 펌프에 solenoid밸브를 연결하고 1/3초 동안 열려있고 2/3초 닫혀있도록 타이머를 부착하였다. 심장의 이완기에 해당하는 밸브가 닫혀있는 동안에, 유체가 흐르지 않는 것을 방지하기 위해 밸브를 우회하는 도관을 연결시켜 적

절한 유량이 유지되도록 고안하였다. 자성체인 타이머, 밸브, 펌프 모두 MRI촬영실 외부에 설치하였다(Fig. 1). 혈류 대용액으로는 혈액과 같은 점성도를 가지게 하기위해 글리세린(한국동성화학, 한국)을 44%W/W 농도로 물과 혼합하여 사용하였다.

자기공명혈관촬영

촬영MRI 장비는 1.5T 초전도형(Horizon, General Electric, Milwaukee, WI, USA) 이었고 제작된 3개의 모형을 차례로 MRI기계 내에 박동성 펌프와 연결 설치하여 실험하였다. 두부코일을 사용하여 모형들이 자기장의 중심에 위치하도록 하였다. 자기공명혈관촬영은 3D-TOF로 모형 신동맥의 분지부위를 포함하여 횡단촬영을 얻었고, 2D-PC로 모형 신동맥의 기시부로부터 0, 4, 8, 12mm 거리에서 모형 신동맥에 수직이 되는 4개의 횡단면을 얻었다. 모형 대동맥의 유속측정을 위하여 모형 신동맥 기시부 상방 30mm 지점에서 2D-PC 횡단촬영과 모형 신동맥의 유속측정을 위하여 모형 신동맥 기시부로부터 원위부 50mm 부위에서 횡단촬영을 추가하였다. 3D-TOF 자기공명혈관촬영은 SPGR(spoiled gradient recalled aquisition in the steady state)방식(TR/TE/FA=64 msec/5 msec/45°)으로 1회 aquisition, 총두께 60mm, 두께 3mm, 관찰시야 200 mm, 행렬수는 256 × 256으로 하였다. 2D-PC 자기공명혈관촬영은 Gradient echo방식의(TR/TE/FA = 100 msec/10.9 msec/30°) 영화형식(cine mode : 60 bpm, 24 phases)을 사용하였으며 1회 aquisition, 두께 2mm, 간격 2mm, 관찰시야 200mm, 행렬수는 256 × 256으로 하였다. 2D-PC 촬영에서 유

Table 1. The Angle between Aorta and Renal Artery in Healthy Kidney Donors (n=100)

		Mean ± SD (°)	p-value
Sex	Male (70)	54 ± 11	0.168
	Female (30)	51 ± 10	
Right renal artery (50)		52 ± 10	0.170
Left renal artery (50)		55 ± 11	

The number in parenthesis is the number of patients

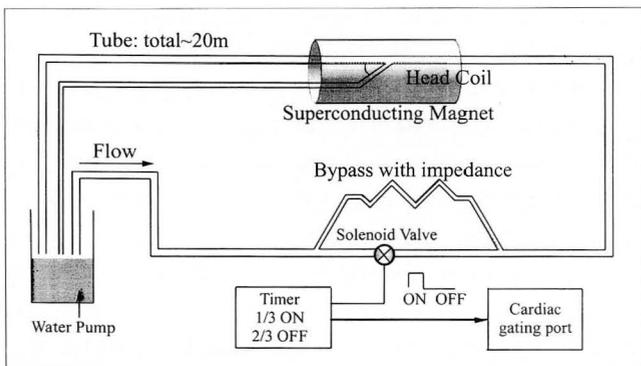


Fig. 1. The scheme of the MR imaging of the phantom of renal artery. The pump, the valve, and the timer were arranged outside of the MR room.

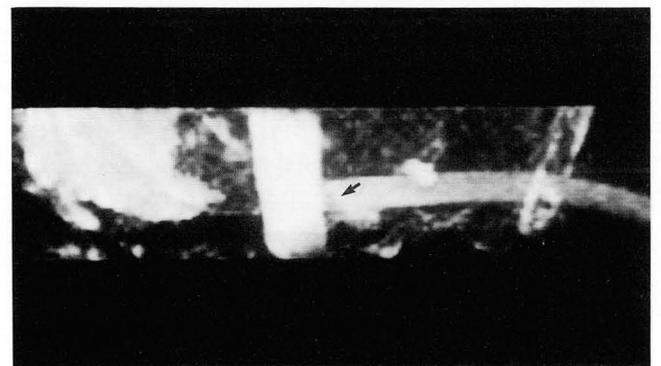


Fig. 2. 3D-TOF MR image of 90° phantom. Signal loss is seen on the initiating portion of renal artery (arrow).

속측정을 위한 모형 대동맥촬영에서는 velocity encoding을 100cm/sec, 모형 신동맥촬영에서는 200 cm/sec로 설정하였다.

자료분석

3D-TOF 로 얻어진 영상과 최대강도투사 영상에서는 각도에 따른 신호손실의 유무와 크기, 위치를 분석하였다.

2D-PC영상에서는 모형 신동맥 기시부로부터 4mm 간격으로 얻어진 모형 신동맥의 횡단영상(박동주기 24 위상에서 얻어진 24영상)에서 모형 신동맥의 내강을 모두 포함하는 관심영역(ROI)을 그리고 그 단면의 평균 신호강도(mean signal intensity of luminal area)를 측정하여 다음 모든 분석의 기초자료로 이용하였다.

모형 대동맥의 최대 속도의 주기가 각도가 다른 각 모형에서 차이가 나는지를 먼저 검정하였고 모형 신동맥에서도 같은 방법으로 속도에 차이가 있는지를 알아보았다. 박동주기에 따라 속도가 변하므로 이에 따라 신호강도에는 어떤 변화가 일어나는지 알기 위하여, 박동주기에 따른 모형 신동맥의 최대속도 변화와 평균 신호강도 크기의 변화와의 상관성을 알아보았다.

각과 기시부로부터의 거리에 따른 신호강도의 변화를 분석하였다. 3D-TOF 영상에서 90도 모형의 기시부에서부터 4mm 거리까지 신호손실이 관찰되었고 신호손실의 강도는 기시부에서 가장 크고 기시부에서 멀어질수록 점차 소실되는 양상을 보여, 기시부로부터의 거리에 따른 신호손실의 정도를 알기 위하여, 2D-PC로 얻어진 영상에서 기시부로부터의 거리에 따른 평균 신호강도의 변화를 분석하였다. 그러나 60도와 30도 모형에서는 3D-TOF영상에서 신호손실을 보이지 않았기 때문에 각에 따라서는 어떤 차이가 있는지 알기 위하여 2D-PC 영상에서 기시부로부터 같은 거리에서 각도에 따른 평균 신호강도의 변화를 분석하였다.

예비실험을 통하여 세가지 각을 갖는 모형 신동맥 모두에서

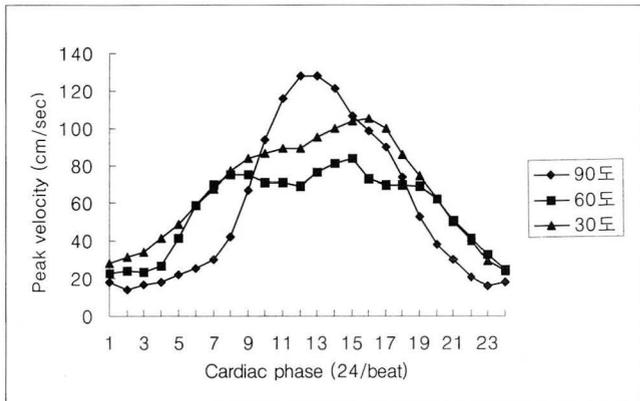


Fig. 3. The time-peak velocity curve of aorta in a pulsatile flow. The peak velocity of the flow in the aorta of 90° angled phantom were higher than those of 30° and 60° angled phantoms particularly in the systolic phase. However, the pattern of the peak velocity in a cycle showed no significant difference.

기시부로부터 거리에 따라 측정된 평균 신호강도의 값은 기시부에서 가장 작았고 8mm거리까지 점차 증가하였으며 8mm와 12mm 거리에서 측정된 평균 신호강도 값은 유의한 차이를 보이지 않아 8mm 거리에서 12mm 거리까지에서는 더 이상 신호강도의 저하가 일어나지 않는 것을 알았다. 모형 신동맥 기시부로부터 같은 거리에서 각도에 따른 차이를 보기위해, 12mm 거리에서 측정된 평균 신호강도 값을 신호강도의 저하가 없는 값으로 전제하고, 12mm지점에서 측정된 평균 신호강도를 SI12mm 라하고 각 거리(0, 4, 8mm)에서 측정된 평균 신호강도를 SId라 할 때, 같은 박동주기에서 측정된 평균 신호강도의 감소된 양(ΔSI)을 다음과 같은 식으로 구하였다.

$$\Delta SI = SI_{12mm} - SI_d$$

측정된 평균 신호강도의 12mm 거리에서 측정된 평균 신호강도에 대한 감소비(rSI)를 구하기 위해 다음 식을 이용하였다.

$$rSI = \Delta SI / SI_{12mm}$$

박동에 따른 평균 신호강도 변화양상의 비교를 위하여 상관분석과 단순회귀분석을 이용하였고, 다른 영상 사이의 한 주기 내의 평균신호강도의 차이를 알기 위해 반복 측정된 분산분석법을 이용하였다.

결 과

3D-TOF영상의 분석에서, 예비실험과 본 실험 모두, 모형대동맥과 모형신동맥이 이루는 각이 30도, 60도일 때 관찰되는 신호손실이 없었으나 90도인 모형에서는 모형 신동맥의 기시부에서 뚜렷한 신호손실을 볼 수 있었고, 이는 모형 신동맥의 기시부로부터 4mm까지 관찰되었다(Fig. 2).

2D-PC 영상의 분석에서 모형 신동맥 기시부 30mm 상방에서 측정된 모형대동맥의 유속과 위상에 따른 양상은 모형 신동맥의 분지각에 따라 차이가 나지 않았다(p<0.005)(Fig. 3). 모형 신동맥 기시부로부터 50mm 원위부에서 측정된 모형 신동

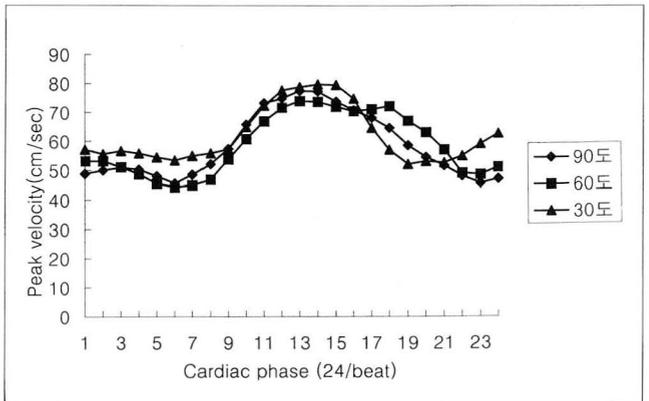


Fig. 4. The time-peak velocity curve of renal arteries in a pulsatile flow. The peak velocity of the flow of the renal arteries of the each angled phantom showed no significant differences in flow pattern.

맥의 속도는 30도 모형에서 60도 모형보다 크게 나타났으나 박동 주기에 따른 속도변화 양상은 차이가 나지 않았다($p < 0.005$) (Fig. 4). 그러므로 각에 따른 3D-TOF 영상에서의 신호손실의 차이가 대동맥과 신동맥의 속도크기와 속도의 주기에 의한 차이가 아님을 알 수 있었다. 모형 신동맥에서 최대속도의 박동 주기내 위상에 따른 변화와 측정된 각 단면의 신호강도의

상관성은 60도 모형과 30도 모형의 기시부를 제외하고 모두 반비례 관계를 나타내어 속도가 빠른 수축기에 신호강도의 저하가 커지는 것을 알 수 있었다(Figs. 4, 5A).

30, 60, 90도 모형의 신동맥 기시부로부터 0, 4, 8, 12mm에서 측정된 평균 신호강도는 기시부에서 가장 낮았으며 8mm거리까지 평균 신호강도의 크기가 점차 증가하였고 8mm거리에서

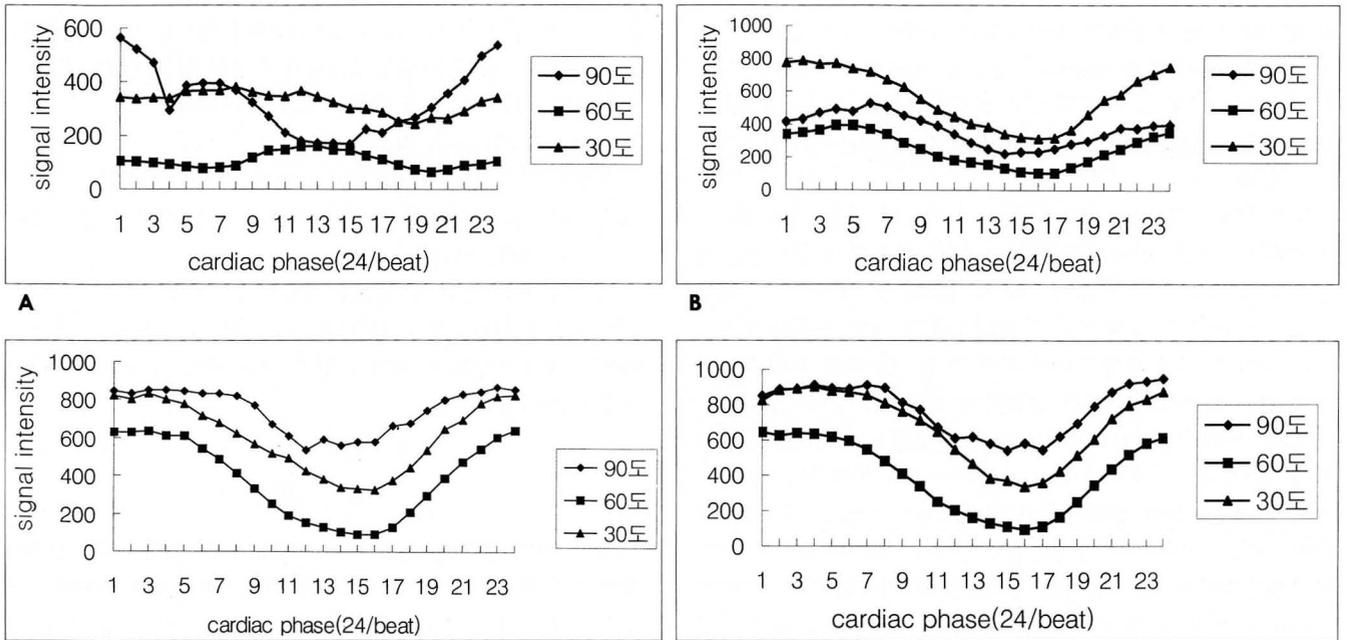


Fig. 5. The signal intensity profile of each angled phantom at the same distance (0 mm (A), 4 mm (B), 8 mm (C), 12 mm (D)) where signal intensity measured. The signal intensity of 60-degree phantom shows lower value than that of 90-degree phantom though a cycle at the distances of 0 mm and 4 mm, which suggesting low value of signal intensity does not simply mean signal loss on 3D-TOF MR angiography.

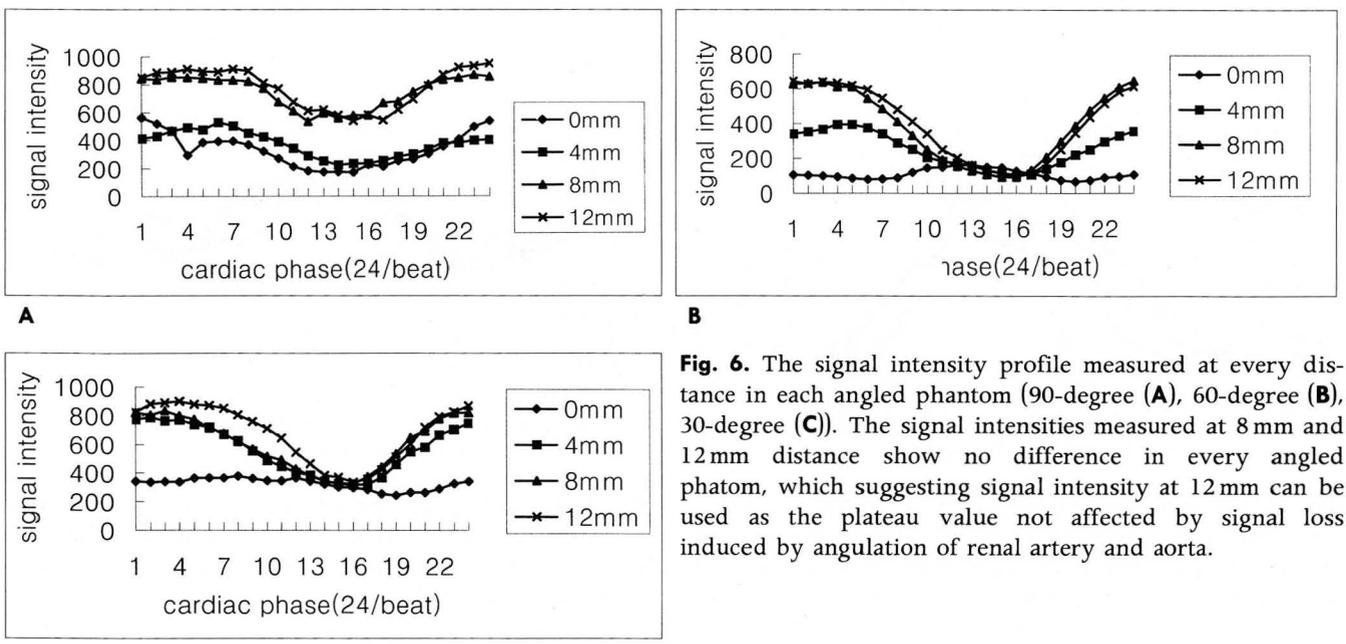


Fig. 6. The signal intensity profile measured at every distance in each angled phantom (90-degree (A), 60-degree (B), 30-degree (C)). The signal intensities measured at 8 mm and 12 mm distance show no difference in every angled phantom, which suggesting signal intensity at 12 mm can be used as the plateau value not affected by signal loss induced by angulation of renal artery and aorta.

측정된 평균 신호강도와 12mm거리에서 측정된 평균 신호강도 사이에는 차이가 없었다(Fig. 6). 30, 60, 90도 모형 신동맥의 기시부(0mm)와 4mm에서 측정된 평균 신호강도의 크기를 비교하였을 때 3D-TOF영상에서 신호손실을 보인 90도 모형보다 60도 모형에서 더 작은 값을 나타내어(Fig. 5), 기시부에서 측정된 평균 신호강도 크기는 3D-TOF에서 관찰되는 신호손실과 선형 비례하지 않는다는 것을 알았다.

12mm 지점에서 측정된 평균 신호강도에 대한 신호강도의 저하량(ΔSI)을 이용한 분석에서 90도 모형의 기시부와 4mm 거리에서의 상대적 신호강도 저하량이 박동 주기에 관계없이 일정하게 나타났으나 60도와 30도 모형에서는 신호강도 저하의 크기가 적을 뿐 아니라 수축기에는 오히려 거의 신호강도의 저하를 보이지 않았다(Fig. 7). 12mm의 신호강도에 대한 감소비(rSI)를 보면 90도 모형의 기시부와 4mm 거리에서 50% 혹은 그 이상의 감소를 보임을 알 수 있었다(Fig. 8).

고찰

신성고혈압의 가장 많은 원인인 죽상경화증은 신동맥의 근위부에서 다발하므로(2) 신동맥의 기시부에 유발되는 신호손실이 신동맥의 협착에 의한 신호손실과 혼동될 여지는 충분하다. 알려진대로 자기공명 혈관촬영술이 고식적 혈관촬영술이나 다른 진단방법에 비하여 신동맥 협착을 과대평가하기 쉬운 이유는 협착 부위의 원위부에 발생하는 신호손실 때문이지만 그 신

호손실의 크기가 협착 정도와 비례하기 때문에 신호손실의 크기(5mm)를 기준으로 50%이상의 협착을 예측할 수 있다는 보고가 있었다(2, 15). 본 연구에서는 90도 모형에서 신호손실의 크기가 4mm까지 관찰되었는데 이는 정상혈관의 경우 50% 이하의 협착으로 오인되거나, 경도의 협착이 동반된 경우 50% 이상의 협착으로 오인될 수 있음을 예견할 수 있다.

이 실험의 3D-TOF영상에서 신동맥 기시부의 신호손실은 90도 모형에서만 관찰되었다. 이는 60도와 90도 사이의 어느 각에서 영상에 나타나는 신호손실이 일어나기 시작함을 의미한다. 2D-PC영상에서 박동주기에 따른 유속의 변화와 측정된 신호강도의 관계는 반비례관계로 나타나 유속이 빠른 수축기에 신호강도가 떨어지고 유속이 느린 이완기에 신호강도는 높아짐을 알 수 있었다. 30, 60, 90도 모형 모두에서 유속이 느린 이완기에는 기시부에 가까울수록 신호강도가 낮게 측정되었다. 이는 기시부에 신호결손을 일으키는 인자가 있음을 시사하며 분지각에 관계없이 작용하고 있음을 알 수 있다. 그러나 유속이 빠른 수축기에는 30도와 60도 모형에서 기시부에서 12mm 거리까지 측정된 신호강도에 거의 차이를 보이지 않았고 오직 90도 모형에서만 기시부에 가까울수록 신호강도가 낮게 측정되었다(Fig. 6). 유속이 빠를 때, 유속이 느릴 때 보다 신호강도가 저하되는데, 30도와 60도 모형에서는 이러한 유속의 차이에 의한 저하량보다 기시부에서 신호결손을 유발하는 인자의 효과가 적다고 추측할 수 있다. 그러나 90도 모형에서는 기시부에 신호결손을 일으키는 인자의 효과가 30도와 60도 모형보다 커서 유속이 빠

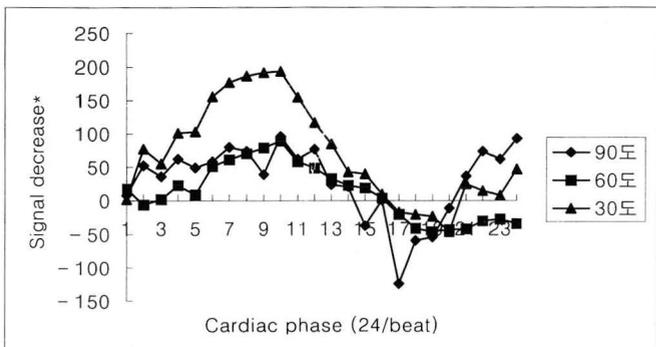
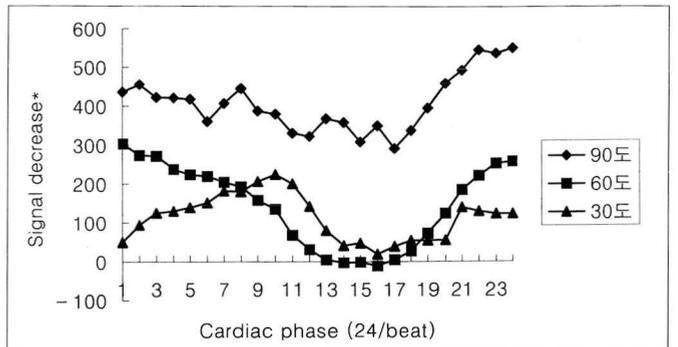
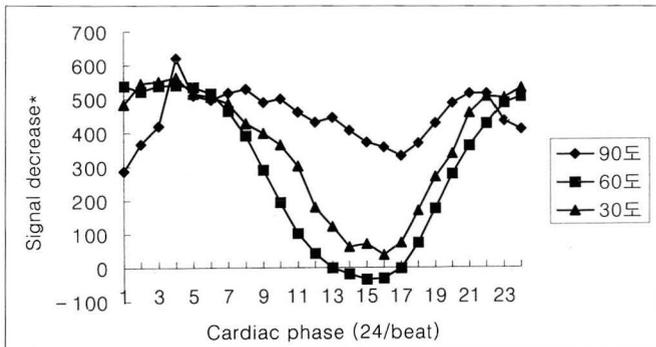
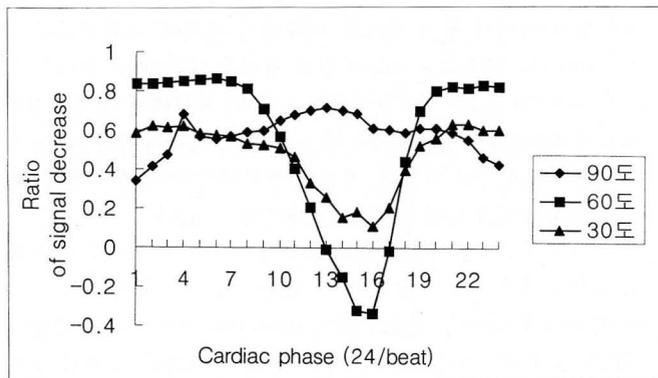


Fig. 7. The relative decrease of signal intensity measured at 0, 4, and 8 mm distance to the signal intensity measured at 12mm distance from the ostium of the renal artery in each angled phantom. The signal intensity at distances of 0 mm (A) and 4 mm (B) from the ostium of the renal artery of 90° phantom showed significant constant decrease through a pulse cycle in contrast with in 60° and 30° phantoms in which the signal intensity showed significant decrease only in low-velocity phase. The change of signal intensity in 8 mm distance (C) showed no significant difference between each angled phantoms.

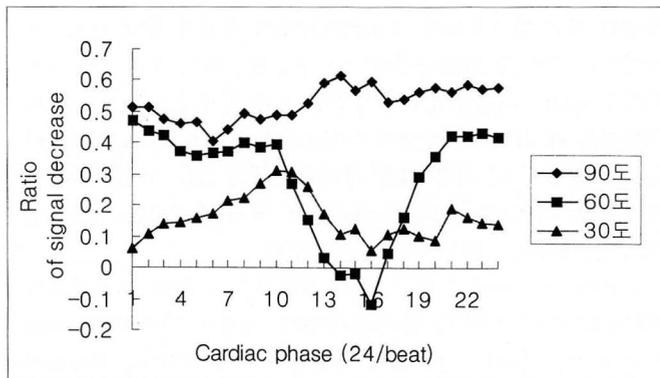
* : $\Delta SI = SI_{12mm} - SI_d$
 ΔSI ; signal decrease,

SI_{12mm} ; signal intensity measured at 12mm distance from the ostium of renal artery.

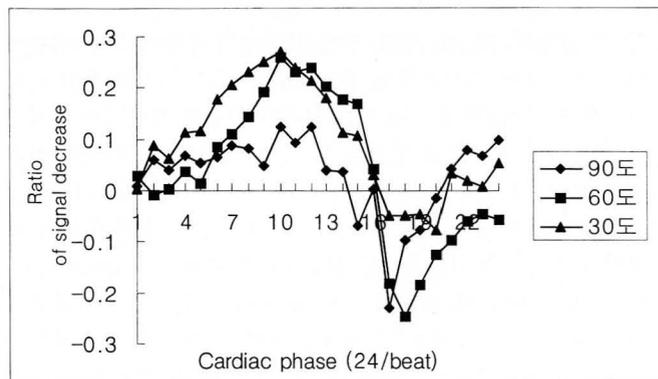
SI_d ; signal intensity measured at 0, 4, and 8mm distance from the ostium of the renal artery.



A



B



C

Fig. 8. The ratio of signal decrease to the signal intensity measured at 12mm distance from the ostium of the renal artery in each angled phantom. The signal intensity at distances of 0 mm (A) and 4 mm (B) from the renal artery of 90° phantom only shows constant decrease more than 50% through a pulse cycle.

$$* : rSI = (SI_{12mm} - SI_d) / SI_{12mm}$$

rSI : ratio of signal decrease

SI_{12mm} : signal intensity measured at 12mm distance from the ostium of renal artery.

SI_d : signal intensity measured at 0, 4, and 8mm distance from the ostium of the renal artery.

른 수축기에도 신호강도의 저하가 일어난다고 볼 수 있다. Figure 7에 나타난 바와 같이 90도 모형에서의 기시부에서 신호저하를 일으키는 요인은 수축기에도 지속됨을 알 수 있으며, 이완기에 기시부에서 각에 따른 신호강도 감소량은 큰 차이를 보이지 않으나 4mm 지점에서 신호강도 감소량은 각이 클수록 크다는 것을 알 수 있다. 이는 분지각이 클수록 기시부에서 신호강도 저하를 일으키는 효과가 멀리까지 작용함을 의미한다. 신호강도 저하량(ΔSI)을 나타낸 그래프(Figure 7)와 신호강도 감소비(rSI)를 나타낸 그래프(Figure 8)의 90도 모형을 비교하면 신호강도 저하량을 나타낸 그래프에서는 수축기에 아래로 볼록한 형태이나 신호강도 감소비를 나타낸 그래프에서는 수축기에 위로 볼록한 형태로 나타난다. 이완기에 비해 수축기에 신호강도 저하되는 양을 sSI라고 정의할 때, 위와같은 형태는 다음과 같은 식으로 설명될 수 있다.

$$rSI(\text{이완기}) < rSI(\text{수축기}) = (ASI - sSI) - (SI_{12mm} - sSI) / (SI_{12mm} - sSI)$$

자기공명영상에서 측정되는 신호강도는 영상을 얻는 조건에 따라 달라질 수 있으므로 3D-TOF영상에서 보이는 신호손실은 신호강도의 저하량보다는 신호강도 감소비와 상관성이 클 것으로 생각되며 신호강도 감소비 그래프에서 각에 따라 각각 면적을 구하여 3D-TOF영상의 신호손실 크기와 상관관계를 알아보는 것이 좋을 것으로 생각된다.

그러나, 실험에서 얻어진 관찰과 해석이 직접 인체에 적용될 수는 없다. 먼저 실험에서 사용된 모형의 각에 제한점이 있다.

100개 신동맥조영술을 대상으로 실제 측정된 인체 신동맥이 대동맥과 이루는 80도 이하에 분포하였음에도 불구하고 Ortega (14) 등의 실험에서 보고된 신호결손이 일어나는 각 90-110도를 포함시키기 위해 30, 60, 90도의 각을 사용하였다. 실제 측정된 분지각 26-80도는 Fanucci 등(16)이 12개의 신동맥을 대상으로 측정한 32-75도와 매우 유사하였다. Fanucci 등(16)의 연구에 의하면 실제 생체내에서 동맥이 분지되는 방식은 가장 효율적인 혈류를 보장하는 원칙을 따르도록 되어있고 분지되는 동맥의 직경에 따라 분지되는 각의 최적값이 이론적으로 계산될 수 있으며 분지되는 동맥의 직경이 작을수록 큰 분지각을 가진다. 이들은 실제 측정된 값이 이론적으로 산출된 각보다 작은 경향이 있음을 관찰하였다. 이는 이론적으로는 90도를 넘는 분지각을 가질 수 없으며 신동맥의 직경이 대동맥의 1/2일 때 이론적으로 산출된 최적각은 66도 정도로 본 연구에서 측정된 각(평균 ± 표준편차 : 53 ± 11도)이 대부분 66도 이하에 분포함을 예측할 수 있게 한다. 한편 Verschuyf 등(17)은 200명을 대상으로 시행한 컴퓨터 단층촬영상 신동맥의 기시부가 앞이나 뒤쪽으로 치우쳐 있음을 보고하였고 혈관촬영술상 고식적인 전후면 촬영만으로는 기시부를 평가하기 어렵다고 하였다. 그러므로 기시부의 실제 분지각은 전후면 상에서 측정된 값보다 더 작은 값을 가질 수 있다. 실제 분지각이 80도 이하이고, 80도 이상의 각에서 신호결손이 유발된다면 인체 신동맥의 자기공명영상에서 기시부의 신호결손은 각에 의한 효과가 아니라라는 것을 알 수 있으므로 80도를 중심으로 신호결손을 일으키기

시작하는 각을 결정하는 연구가 시행되어야 할 것이다.

이러한 분지되는 혈류에서의 신호손실의 요인으로는 혈류의 속도, 와류, 유체 분리가 있는데 이런 요인들의 공간적 시간적 변화가 한 화적소(voxel) 내에서 위상 분산을 일으킴으로써 신호손실을 유발한다고 설명하였다(18). 이러한 실험 결과로 같은 정도의 협착에서도 협착의 모양에 따라 달라지는 신호손실의 크기를 설명하였는데 같은 방법으로 각에 따른 신호강도의 저하 혹은 결손을 설명할 수 있을 것으로 보이나 정확한 혈류역동학의 이해를 위하여 또 신호손실과 혈관 벽에 끼치는 전단응력(shear stress)과의 관계를 알기 위하여 혈류의 유한요인 분석을 이용한 컴퓨터 시뮬레이션이 필요하리라 생각된다(19).

신호손실을 일으키는 혈류 내적인 요인에 변화가 없다 하더라도 혈류 외적인 요인으로 말미암아 신호손실이 나타나는 양상에 많은 차이를 나타낼 수 있는데 자기공명촬영에서의 펄스열과 인자(parameters)의 조정, 조영제의 사용여부가 그 대표적인 예라 할 수 있겠다(12). 그러나 이러한 인자의 조정이나 새로운 펄스열의 적용을 위하여는 신호손실이 일어나는 원인에 대한 혈류역동학적 이해가 필수적이어서 위와 같은 문제점과 한계를 고려한 실험이 더 진행되어야 할 것이다. Oshinski 등(20)은 교류 속도 변동(turbulent velocity fluctuation)이 낮은 이완기에 영상을 얻으면 신호손실의 양을 줄일 수 있을 것이라고 하였는데, 이 것은 본 실험 결과에서도 이완기에는 각각의 모형에서 신호강도 저하의 쪽에 큰 차이를 보이지 않았기 때문에 이완기에 영상을 얻으면 각도에 따른 신호손실의 차이를 줄일 수 있을 것이다.

실험의 특성상 생리적이지만 못한 제한점들로는 유체의 속도와 도관의 탄성도를 들 수 있는데, 특히 자성체인 펌프와 밸브부를 촬영할 밖에 장치함으로써 연결 도관이 길어져 수축기의 압력에 도관이 조금씩만 늘어나도 유체에 영향을 미칠 수 있었다. 유체는 생체내의 혈액과 동일한 T1값을 가지지는 않았지만 신호손실의 정도에 영향을 끼칠 수 있는 점성도를 혈액과 유사하게 하기 위하여 글리세린을 첨가하였다. 하지만 실험 동안 펌프부에서 발생하는 열에 의한 점성의 변화를 고려할 수는 없었다.

결론적으로, 3D-TOF 영상에서 관찰되는 신호손실을 유발하는 신호강도의 저하는 박동성 유체의 수축기와 이완기 모두에서 지속적으로 일어나고 신호강도 감소비를 반영함을 알 수 있었다. 3D-TOF 영상에서 60도 이하의 정상 신동맥에서 관찰되는 신호손실은 각에 의한 영향보다는 다른 원인을 고려해야 할 것으로 생각되며 60도와 90도 사이를 세분하여 신호손실이 시작되는 각을 알아내고, 분지되는 각에 따른 유체분리나 와류 등의 혈류의 물리적 변화량과 자기공명영상에서 나타나는 신호손실 정도의 직접적인 관계를 알기 위한 연구가 더 진행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Kim D, Edelman RR, Kent KC, Porter DH, Skillman JJ. Abdomi-

nal aorta and renal artery stenosis: evaluation with MR angiography. *Radiology* 1990; 174: 727-731

2. Debatin JF, Spritzer CE, Grist TM, et al. Imaging of the Renal Arteries. *AJR* 1991; 157: 981-990

3. Borrello JA, Li D, Vesely TM, Vining EP, Brown JJ, Haacke EM. Renal arteries: clinical comparison of three-dimensional time-of-flight MR angiographic sequences and radiographic angiography. *Radiology* 1995; 197: 793-799

4. Fellner C, Strotzer M, Geissler A, et al. Renal arteries: evaluation with optimized 2D and 3D time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1995; 196: 681-687

5. Ros PR, Gauger J, Stoupis C, et al. Diagnosis of renal artery stenosis: Feasibility of combining MR angiography, MR renography, and gadopentetate-based measurements of glomerular filtration rate. *AJR* 1995; 165: 1447-1451

6. Adamis MK, Goldszer RC, Pulde MF, Sax EJ, Edelman RR. Renal vasculature in potential renal transplant donors: comparison of MR imaging and digital subtraction angiography. *Radiology* 1995; 197: 467-472

7. Nayler GL, Firmin DN, Longmore DB. Blood flow imaging by cine magnetic resonance. *J Comput Assist Tomogr* 1986; 10: 715-722

8. Sommer G, Noorbehesht B, Pelc N, et al. Normal renal blood flow measurement using phase-contrast cine magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 1992; 27: 465-470

9. Honda N, Nachida K, Hashimoto M, et al. Aortic regurgitation: quantitation with MR imaging velocity mapping. *Radiology* 1993; 186: 189-194

10. Lewin JS, Laub G, Hausmann R. Three-dimensional time-of-flight MR angiography: applications in the abdomen and thorax. *Radiology* 1991; 179: 261-264

11. Graaf RG, Groen JP. MR angiography with pulsatile flow. *Magn Reson Imag* 1992; 10: 25-34

12. Edelman RR. MR angiography: Present and Future. *AJR* 1993; 161: 1-11

13. Burkart DJ, Johnson CD. Upper abdominal phase-contrast MR angiography: comparison of cine and non-cine techniques. *Radiology* 1995; 195: 101-105

14. Ortega HV, Vintiski S, Mohamed FB, Faro SH, Consigny M, Godo M. Effect of renal artery angulation on MRA. *International Society of Magnetic Resonance in Medicine's 1996 Proceedings CD version* 1996; 458

15. Hoffmann U, Edwards JM, Carter S, et al. Role of duplex scanning for the detection of atherosclerotic renal artery disease. *Kidney Int* 1991; 39: 1232-1239

16. Fanucci E, Orlacchio A, Pocek M. The vascular geometry of human arterial bifurcations. *Invest Radiol* 1988; 3: 713-718

17. Verschuyt E-J, Kaatee R, Beek FJA, et al. Renal artery origins: location and distribution in the transverse plane at CT. *Radiology* 1997; 03: 71-75

18. Kerber CW, Liepsch D. Flow dynamics for radiologists II. Practical considerations in the live human. *AJNR* 1994; 15: 1076-1086

19. Fenton TR, Gibson WG, Taylor JR. Stress Analysis of vasoconstriction at arterial branch sites. *J Biomech* 1986; 19: 501-509

20. Oshinski JN, Ku DN, Pettigrew RI. Turbulent fluctuation velocity: the most significant determinant of signal loss in stenotic vessels. *Magn Reson Med* 1995; 33: 193-199

Effect of Angulation between Aorta and Renal Artery on Signal Void of Proximal Renal Artery on MR Angiography : Phantom Study¹

Byoung Wook Choi, M.D., Myung Joon Kim, M.D., Eun-Kee Jeong, Ph.D.,
Seong Joon Hong, M.D.², Hae-Young Kong, M.S.³, Sam-Hyeon Lee, Ph.D.³.

¹Department of Diagnostic Radiology Yonsei University College of Medicine
Research Institute of Radiological Science, Yonsei University

²Department of Urology Yonsei University College of Medicine

³Department of Physics Yonsei University College of Natural Science

Purpose: To determine the effect of angulation between aorta and renal artery on signal loss in the proximal renal artery, as seen on magnetic resonance angiography by phantom study using a pulsatile flow model.

Materials and Methods: Three phantoms of aorta and renal artery with angulation of 90°, 60°, and 30° were obtained. Pulsatile recirculating flow (44%W/W glycerin, 60 bpm) was used for MR angiography. First, axial 3D-TOF images were obtained and reconstructed. MIP images were analyzed for the presence, area, and location of signal loss. 2D-PC images were obtained perpendicularly to the renal artery at a distance of 0, 4, 8 and 12 mm from the ostium. To calculate mean signal intensity of the renal artery, a ROI was drawn on 2D-PC images. To correlate signal loss in 3D-TOF images with signal decrease in 2D-PC, we analyzed changes in signal intensity during one pulse cycle according to change of angulation and distance from the ostium of the renal artery by the calculated values of relative signal decrease and ratio of signal decrease.

Results: A signal loss was observed up to 4 mm from the ostium of the renal artery only in the case of the 90° phantom. Because the signal intensity measured in the 2D-PC image of the 90° phantom was higher than that of the 60° phantom the signal loss observed in the 3D-TOF images of the 90° phantom could not be explained by the magnitude of measured signal intensity alone. Relative signal decrease only at a distance of 0 and 4 mm in the 90° phantom was evenly increased through a pulse cycle and the ratio of signal decrease at the same location was more than 50%. In contrast to the results of the 90° phantom, those of 60° and 30° showed decreased of signal intensity mainly during the diastolic phase.

Conclusion: Signal loss should become apparent at a certain angle between 60° and 90°. Decreased signal intensity causing signal loss in 3D-TOF was maintained throughout the systolic and diastolic phase of a pulsatile cycle and correlated with the ratio of signal decrease.

Index words: Magnetic resonance(MR), vascular studies
Magnetic resonance(MR), artifact
Renal arteries, MR