

- 원 저 -

## 전교통동맥 모형을 이용한 자기공명혈관촬영술의 신호 불균일에 관한 실험적 연구

원광보건대학 방사선과 · 연세대학교 의과대학 진단방사선과\*  
유병규 · 정태섭\*

- Abstract -

### An Experimental Study on the Cause of Signal Inhomogeneity for Magnetic Resonance Angiography Using Phantom Model of Anterior Communicating(A-com) Artery

Beong Gyu Yoo · Tae Sub Chung\*

*Dept. of Radiotechnology, Wonkwang Health Science College*  
*Dept. of Diagnostic Radiology, Medical College of Yonsei University\**

Aneurysm-mimicking findings were frequently visualized due to hemodynamical causes of dephasing effects around area of A-com artery during magnetic resonance angiography(MRA) and these kind of phenomena have not been clearly known yet. We investigated the hemodynamical patterns of dephasing effect around area of the A-com artery that might be a cause of false intracranial aneurysms on MRA.

For experimental study, We used hand-made silicon phantoms of the asymmetric A-com artery as like a bifurcation configuration. In a closed circulatory system with UHDC computer driven cardiac pump system, MRA and fast digital subtraction angiography(DSA) involved the use of these phantoms. Flow patterns were evaluated with axial and coronal imaging of MRA(2D-TOF, 3D-TOF) and DSA of phantoms constructed from an automated closed-type circulatory system filled with glycerol solution [circulation fluid(glycerol:water = 1 : 1.4)]. These findings were then compared with those obtained from computational fluid dynamic(CFD) for inter-experimental correlation study.

Imaging findings of MRA, DSA and CFD on inflow zone according to the following: a) MRA demonstrated high signal intensity zone as inflow zone on silicon phantom; b) Patterns of DSA were well matched with MRA on trajectory of inflow zone; and c) CFD were well matched with MRA on the pattern of main flow. Imaging findings of MRA, DSA and CFD on turbulent flow zone according to the following: a) MRA demonstrated hyposignal intensity zone at shoulder and axillar zone of main inflow; b) DSA delineated prominent vortex flow at the same area.

The hemodynamical causes of signal defect, which could induce the false aneurysm on MRA, turned out to be dephasing effects at axilla area of bifurcation from turbulent flow as the results of MRA, DSA and CFD.

## I. 서 론

인체의 순환계 중에 뇌혈관을 구성하고 있는 뇌는 그 자체의 무게가 약 1,450g으로 체중의 2%에 해당되지만 심장에서 뿜어내는 혈액의 17%, 전체 산소 소모량의 20% 정도를 사용한다<sup>1)</sup>. 특히 내경동맥과 척추동맥에서 혈액을 공급받는 이러한 두개강내의 동맥들은 중간막이

얇기 때문에 혈압이 높거나 어떤 질병이 있는 경우 출혈이 잘 일어날 수 있으며 혈류역학적으로 매우 중요하다<sup>2)</sup>.

정상적인 인체의 경동맥이나 두개강내 다른 여러 분지되는 혈관들에 있어서도 다양한 혈류양상이 나타날 수 있으며 특히 정상적인 경우에도 와류가 발생한다고 널리 알려져 왔다. 아울러 해부학적 변이에 따른 분지형 동맥의 혈류양상은 변이 형태와 혈관구조의 연관관계에 가장

\* 이 논문은 2002학년도 원광보건대학 교내 연구비 지원에 의해 연구되었음.

많이 좌우된다. 이러한 혈류역학적 연관관계를 정확히 이해하고 진단하기 위해서는 다양한 형태의 해부학적 변이를 가진 분지형 동맥들의 난류양상에서 발생할 수 있는 무질서 상태의 혈류 비균일 상황을 유효 적절히 평가할 수 있어야 한다. 그러므로 이러한 분지형 동맥에서의 혈류역학에 관한 혈류 현상을 규명하기 위하여 수치적 혈류역학 개념으로 동맥의 분지 등 혈류에 대한 구조적 변화가 있을 때 생기는 역류의 발생 이전에 접근하고자 하는 노력들이 이어져 왔다<sup>3)</sup>.

자기공명영상술의 개발로 인하여 이와 같은 뇌혈관질환을 비롯한 뇌동맥류의 진단 및 치료에 획기적인 발전이 있었다. 특히 자기공명신호의 유속영상은 1951년 Suryan이 처음으로 관측한 후 정지된 액체에서보다 흐르는 액체에서 나오는 자기공명신호가 훨씬 크다는 것을 알아냄으로써 자기공명의 유체영상이 비로소 시작될 수 있었다. 그러나 이러한 자기공명혈관촬영술은 혈관질환을 평가하는데 유용한 방법이나 디지털혈관감산촬영에 비하여 영상의 질이 떨어질뿐더러 영상을 얻는데 시간이 오래 걸리는 단점 때문에 디지털혈관감산촬영을 대신하지 못하였다. 그러나 최근 자기공명영상술의 급속한 발전과 더불어 이러한 단점들을 충분히 보완하여 영상의 질도 획기적으로 향상되었으며 또한 비교적 짧은 시간에 두개강내의 혈관 묘사가 가능하게 되어 실제로 임상적용에 충분할 정도로 개발되었다. 특히 비침습적이며 간편하게 시행할 수 있다는 장점으로 인하여 고식적인 혈관촬영술과 상호 보완적인 진단방법으로 함께 병행되어 사용되거나 또는 점차 자기공명혈관촬영만으로 대체할 정도의 유용한 진단방법으로 자리잡았다. 최근 이와 같이 자기공명혈관촬영술을 이용한 뇌동맥류의 진단이 이 급속도로 발전하고 있는데 그렇지만 이러한 동맥 분지부의 역류가 뜻밖의 신호감소(signal loss)를 나타내는 현상이 될 수 있으므로 혈류의 역류에 대한 연구가 더욱 중요시 되고있는 실정이다. 특히 해부학적 변이를 가진 분지형 동맥들에서는 이러한 현상들이 더욱 심해져 오진의 우려가 따를 것으로 사료된다. 따라서 동맥 분지부에서의 혈류상태를 잘 파악하여야만 자기공명혈관촬영술을 이용한 검사시 표현성을 좋게 할 수 있을 뿐 만 아니라 죽종의 발생 및 동맥경화증의 국소적 발생 요인을 이해하고 나아가 영상진단에 신뢰성을 줄 수 있으리라 생각된다. 그러므로 자기공명촬영술의 표현력은 내부의 혈류역학과 밀접한 연관관계를 가지므로 이러한 신호감소 및 신호증가의 혈류역학적 변화원인을 연구하여 정확히 이해하는 것만이 궁극적인 진단정확도를 높일 수 있을 것으로 사료된다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 재료

본 실험을 위한 재료로 실리콘, 조영제, X-선 필름, 가

이드 와이어 및 카텍타, 젤리, 글리세린 등을 사용하였는데 다음과 같다. 먼저 전교통동맥 모형을 만들기 위한 재료로는 RTV 실리콘(한국 신에츠 실리콘 주식회사, Korea)을 사용하였으며 모형내부의 균일성을 보기 위한 실험과 디지털혈관감산촬영에 사용한 조영제는 비이온성 조영제인 울트라비스트 370(이오프로마이드, 한국 Schering)을 사용하였다. 또한 X-선 필름으로 Fuji Medical X-ray Film [100 NIF, 25.4 × 30.5 cm(10 × 12), 四切] 2장을 사용하였으며 특히 디지털혈관감산촬영의 혈류 양상을 파악하기 위하여 Radifocus Guide Wire M(TERUMO Co., Tokyo, Japan)과 Radifocus Angiographic Catheter[Femoral-Visceral YASHIRO Type, 0.038" (0.97 mm), Fr. 5, TERUMO Medical Co., Tokyo, Japan]를 사용하였다. 그리고 사각 용기 안의 전교통동맥 모형을 고정하기 위해 Progel(Da Yo Medical Co., Ltd., Seoul, Korea)을 이용하였다. 순환용액의 제조는 Glycerol(Tedia Co., Inc.) GA-1601 A.C.S. Grade 1 kg을 희석하여 사용하였다.

사용한 장비로는 자기공명영상 촬영장치 1.5 T 초전도형(1.5 Tesla, Vision, Siemens, Erlangen, Germany)을 이용하였으며, 그리고 디지털감산혈관촬영기(DSA: Multistar T.O.P., Siemens, Forchheim, Erlangen, Germany)를 이용하였다. 전산유체역학 실험을 위하여 SUN Sparc 10 work station에 유체역학전용 software인 FIDAP 7.06 version(USA)을 사용하여 mesh network를 설정한 후 혈류 유형을 속도에 따른 색깔흐름으로 표현하였다.

### 2. 방법

#### 1) 해부학적 변이형 전교통동맥 실리콘 모형 제작

한쪽 전뇌동맥이 형성부전으로 인하여 같은 쪽 전뇌동맥이 동측과 반대측 전뇌동맥으로 분지되는 유형의 전교통동맥 형태를 투명 실리콘을 이용하여 모형을 제작하였다. 이렇게 제작한 모형을 아크릴로 만든 사각용기에 고정시킨 후 한천 젤(agar gel)을 채워 24시간동안 굳힌 후 실험에 이용하였다. 완성된 전교통동맥 분지형 모형은 전산화단층촬영 장치를 이용하여 내부 모양의 균일성을 확인하였으며 내부에 혈관촬영용 조영제를 넣고 충만시킨 후 X선 촬영을 통하여 전체적으로 모양이 매끄럽고 동시에 실험하기에 적합한지 확인한 후 본 실험에 이용하였다. 이렇게 자체 제작한 전교통동맥 분지형 모형의 유입부위 직경은 8 mm이었고, 분지 쪽은 각각 6 mm로써 직경비율이 4 : 3이 되도록 하였다(Fig. 1).

#### 2) 박동성 순환펌프

전교통동맥 분지형 모형 내를 통과하는 박동성 혈류를 80386 micro-processor가 내장된 전방이동유출형 펌프 장치를 이용하여 순환하게 하였다(UHDC computer driven cardiac pump system : Quest Image Co., London, Canada). 펌프는 크게 컴퓨터 조절부와 solenoid 밸브를 포함한 펌

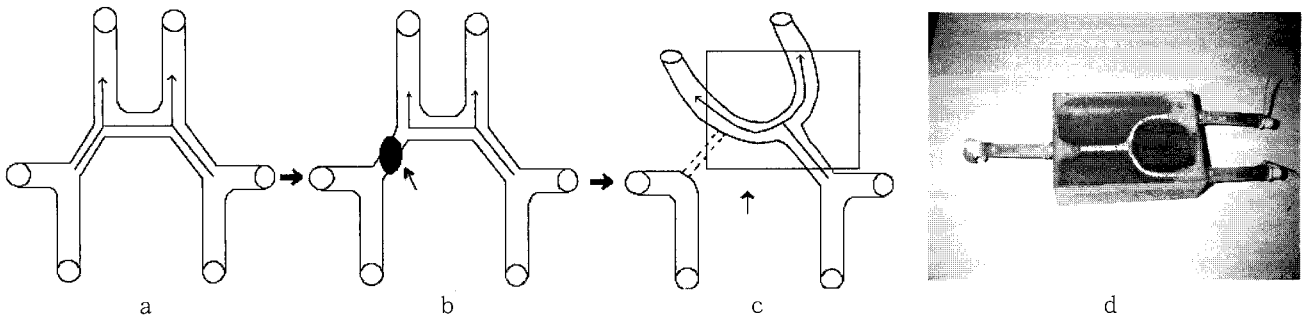


Fig. 1. Hemodynamical Y-shaped remodelling of A-com artery on unilateral aplastic ACA and manufacture of asymmetrically designed bifurcated A-com arterial phantom using transparent silicon materials.

- a. symmetric anterior cerebral artery.
  - b. Rt. anterior cerebral artery with aplasia (or hypoplasia).
  - c. remodelling of A-com artery be caused by Rt. anterior cerebral artery with aplasia (or hypoplasia).
  - d. asymmetrically designed bifurcated A-com arterial phantom.
- (Rt. ICA: Rt. internal carotid artery, Lt. ICA: Lt. internal carotid artery).



Fig. 2. Photo of asymmetric bifurcated A-com arterial phantom designed with transparent silicon materials which was connected to UHDC computer driven cardiac pump system.

프부로 나뉘며 자기공명혈관촬영 검사 시 컴퓨터 조절부는 자기공명영상 촬영실 외부에 설치하고, 비자성체로 구성된 펌프부는 자기공명영상 촬영대에 위치하게 하여 전기 케이블로 연결하였다. 자성체 영향을 받지 않는 디지털감산혈관촬영 검사 시에는 특별한 구별 없이 설치 사용하였다. 순환속도는 15 cm/sec, 50 cm/sec, 100 cm/sec로 조절하였으나 내경동맥의 평균 혈류속도가 63.4 cm/sec이므로 표준 순환속도를 이와 비슷한 50 cm/sec 정속 순환방식을 택하여 실험하였다(Fig. 2).

### 3) 순환용액 제조

자기공명혈관촬영술에 적당한 신호가 발생되며 디지털혈관감산촬영술에서 어느 정도 점도가 높아 혈액과 가장 유사한 효과를 얻을 수 있는 순환액이 필요하였다. 순수한 물과 유지방 현탁액 또는 설탕용해액 등 다양하게 순환액을 자체 제작하여 실험 비교를 통하여 혈액과 점도가 비슷하도록 증류수와 glycerol 을 1.4 : 1의 비율로 혼합한 순환용액을 사용하였다[글리세린(glycerol) : 증류수(distilled water) = 1.4 : 1]. 이러한 순환용액을 박동성

펌프부와 연결 설치하여 실험에 이용하였다.

### 4) 영상기법

#### (1) 자기공명혈관촬영술

1.5 T 초전도형 자기공명영상 촬영장비에 해부학적 변이형 전교통동맥 실리콘 모형이 연결된 박동성펌프의 펌프부를 부착하고 설치하여 실험하였다. 표면코일(surface coil)로는 무릎 촬영용 코일(knee surface coil)을 사용하여 변이형 전교통동맥 모형이 자기장의 중심에 위치하도록 하였다. 자기공명혈관촬영은 2차원 흐름시간[two-dimensional time-of-flight(2D-TOF)]과 3차원 흐름시간[three-dimensional time-of-flight(3D-TOF)] 효과의 펄스 파형을 이용하였으며 변이형 전교통동맥 모형의 분지부가 중심이 되도록 위치를 고려하였다. 2D-TOF와 3D-TOF 기법을 이용한 자기공명혈관촬영 시 각각 관상면 및 횡단면의 촬영을 실시하였다.

#### ① 3D-TOF 혈관촬영술(횡단면)

3D-TOF 자기공명혈관촬영은 항정상태세차고속영상(fast imaging with steady state precession : FISP) 방식( $TR/TE/FA = 30/6.4/20^\circ$ )으로 2회 획득,  $256 \times 256$  화소, 총 두께 65 mm, 유효두께 2 mm, FOV 20 cm, 화소  $1.72 \times 1.72$  mm로 하여 촬영하였다. 횡단면 촬영시 최대강도투사(maximum intensity projection : MIP)를 사용하여 영상을 얻었으며, 그후 다면 재구성방식을 이용하여 신호증가 및 신호감소가 가장 잘 관찰되는 시상면과 관상면의 영상을 구성하였는데 관상촬영은 관상면을 따른 기본 절편영상을 파악하기 위하여 촬영하였다.

#### ② 2D-TOF 혈관촬영술(관상면)

2D-TOF 자기공명혈관촬영은 고속저각영상획득(fast low angle shot imaging : FLASH) 방식( $TR/TE/FA = 23/10/40^\circ$ )으로 3회 획득, 두께 2 mm, 관찰시야 20 cm, 화소는  $1.72 \times 1.72$  mm로 하였다.

## (2) 디지털감산혈관촬영술

분지부 변이형 전교통동맥 실리콘 모형을 박동성 순환 펌프 시스템에 연결한 후 디지털감산혈관촬영기를 이용하고 조영제 자동주입기를 통하여 총 4 ml의 조영제를 초당 4 ml의 속도로 주입하고 초당 4 frame으로 고속 촬영하였다. 요오드 제제의 조영제는 유입관 기시부 쪽에서 혈관 촬영용 카테타를 통하여 자동주입기를 이용하여 주입하였다. 초기 조영제가 유입되는 시기부터 조영제가 완전히 희석되어 나오는 시기까지 검사하였으며, 영상은  $1,024 \times 1,024$  화소로 촬영하였다. 조영제가 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류변화 및 특히 와류와 저류의 분포양상을 확인하기 위하여 전체의 영상을 모두 비교 검토하였다.

## 5) 전산유체역학

자기공명혈관촬영술 및 디지털혈관감산촬영술 실험과 동일한 결과의 혈류변화와 혈류양상을 확인하기 위하여 전산유체역학(computational fluid dynamics : CFD) 실험을 진행하였다. 이 실험은 변이형 전교통동맥 실리콘 모형 분지부에 mesh network를 설정한 후 혈류 유형을 속도에 따른 색깔흐름으로 표현하였다. 유입속도는 15 cm/sec, 50 cm/sec, 100 cm/sec의 정보를 입력하여 결과를 얻어 50 cm/sec의 data를 기준으로 하였다. 전산유체역학은 실리콘 모형과 같은 형태로 전산 작업하였다. 자기공명혈관촬영술 및 디지털혈관감산촬영술 실험과 전산유체역학 실험의 결과를 비교 분석하기 위하여 실험 완료 후 자기공명혈관촬영 및 디지털혈관감산촬영의 영상과 전산유체역학의 혈류 흐름을 비교평가 하였다.

## 6) 영상기법간의 상관관계

2D-TOF, 3D-TOF 기법의 자기공명혈관촬영술 및 디지털혈관감산촬영술 그리고 전산유체역학 혈류흐름 등의 실험결과를 서로 비교 확인하였다. 혈류 및 조영제 또는 색혈류가 분지부 변이형 전교통동맥 실리콘 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류변화, 특히 와류와 저류의 분포양상을 확인하기 위하여 전체의 영상을 모두 비교 검토하였다. 이들 실험의 결과를 서로 비교 확인하여 유사동맥류가 발생될 수 있는 액와부 신호소실의 원인을 규명하였다.

## III. 결 과

수작업으로 제작한 해부학적 변이형 전교통동맥 실리콘 모형(비대칭 전교통동맥)은 전산화단층촬영과 조영제 충전 X선 촬영상 내면이 균일하였으며 각도, 크기, 분지부 등의 조건이 실험하기에 적합하였다. 순환용액은 1.4 : 1 글리세린용액으로 점도를 올려 사용하여 자기공명혈관촬영에서 신호증가 및 역류의 발생으로 인한 신호소실이

잘 나타났다. 특히 디지털혈관감산촬영에서도 충분히 역류현상이 잘 보이는 것을 확인하였다. 한쪽 전뇌동맥이 무형성(aplasia)인 해부학적 변이를 가진 실리콘 모형을 통한 자기공명혈관촬영술시 발생하는 유사동맥류의 발생 기전을 파악하기 위한 실험적인 연구의 결과는 다음과 같으며, 크게 혈류가 유입하는 부위(inflow zone)와 난류하는 부위(turbulent flow zone)로 나누어 설명하였다.

## 1. 혈류의 유입부위(Inflow zone)

### 1) 자기공명혈관촬영술

전교통동맥유형의 동맥분지부 실리콘 모형에 있어서 혈류의 유입부위(inflow zone)는 자기공명혈관촬영에서 혈류의 증가와 집중으로 인하여 영상에서 고 신호강도를 나타냈다. 혈류 방향에 대하여 횡단면 혈관촬영(3D-TOF)과 관상면 혈관촬영(2D-TOF)으로 촬영한 후 각각 최대강도 투사(MIP) 기법으로 처리한 영상과 기본 절편양상을 검토하였다. 3D-TOF 효과를 이용한 횡단면 촬영영상에서 해부학적 변이형 전교통동맥 모형(비대칭 전교통동맥 모형)의 내면 표현력이 우수하였다. 특히 유입부위의 중앙부를 관통하여 천장중앙부라 할 수 있는 부분에 바로 부딪히게 되고 이러한 혈류 양상 때문에 고 신호강도를 보이게 되어 동맥류로 오인될 수 있었다(Fig. 3).

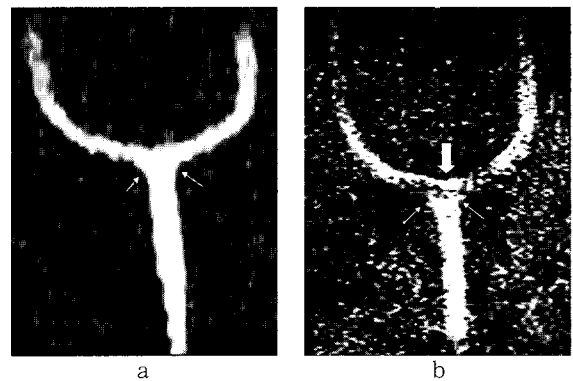


Fig. 3. MRA of the asymmetric A-com artery(inflow zone : high signal intensity zone on silicon phantom, turbulent flow zone : hyposignal intensity zone at shoulder and axillar zone of main inflow.).

a. Axial 3D-TOF A-com MRA shows mildly decreased signal intensity(arrows) at shoulder area of bifurcated asymmetric A-com arterial phantom. Scan parameters : TR/TE/Flip angle = 30/6.4/20 degrees, Matrix = 256 × 256, FOV = 20 cm and slab thickness = 65 mm.

b. Source image of coronal 2D-TOF A-com MRA shows a high signal intensity zone from inflow effect(arrows) and low signal intensity zone from turbulent flow(open arrows) on silicon phantom. Scan parameters : TR/TE/Flip angle = 23/10/40 degrees, Matrix = 256 × 256, FOV = 20 cm and slice thickness = 2 mm.

## 2) 디지털혈관감산촬영

분지부 변이형 전교통동맥 실리콘 모형을 연결한 박동성 순환펌프에 자동주입기를 통하여 주입된 조영제가 유입되는 형태와 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류 변화를 관찰할 수 있었다. 특히 자기공명혈관촬영술 상 혈류 유입부위(inflow zone) 흐름이 디지털혈관감산촬영과 혈류 양상을 비교할 때 정확하게 일치하는 것을 확인할 수 있었다(Fig. 4).

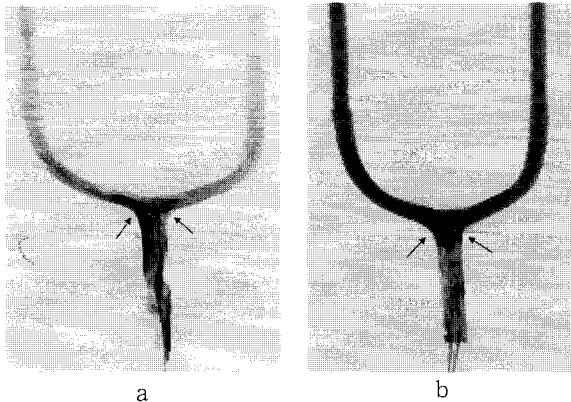


Fig. 4. DSA(a, b) of the asymmetric A-com artery (inflow zone : high density zone on silicon phantom, turbulent flow zone : low density zone at shoulder and axillar zone of main inflow.).

Scan parameters : 4 frames/sec, Contrast media dose = total 4 ml(4 ml/sec).

## 3) 전산유체역학

자기공명혈관촬영 및 디지털혈관감산촬영과 전산유체역학 혈류 흐름을 비교 분석한 결과 전산유체역학에서도 유입부 제적의 유형이 자기공명혈관촬영의 고 신호강도 부위와 잘 일치하였다(Fig. 5).

## 2. 혈류의 난류부위(Turbulent flow zone)

### 1) 자기공명혈관촬영술

고 신호강도의 측부에 와류로 인한 저 신호강도의 영역이 자기공명혈관촬영에서 관찰되었다. 이러한 저 신호로 인하여 유입부의 고 신호가 최대강도투사(MIP) 기법에서 강조되어 동맥류와 유사하게 표현되는 것을 알 수 있었다. 분지부 양쪽 액와부에 유입 혈류의 속도가 매우 늦어져 거의 정체에 가까운 아주 느린 속도인 두 개의 난류가 생성됨을 알 수 있었다(Fig. 3).

### 2) 디지털혈관감산촬영

분지부 변이형 전교통동맥 실리콘 모형을 연결한 박동성 순환펌프에 자동주입기를 통하여 주입된 조영제가 유입되는 형태와 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류

변화를 알 수 있었다. 이러한 변화를 통하여 특히 와류와 저류의 분포양상을 전체 영상으로 정확하게 관찰할 수 있었다(Fig. 4). 자기공명혈관촬영과 잘 일치됨을 알 수 있었다.

## 3) 전산유체역학

전산유체역학 혈류 흐름을 이용한 디지털혈관감산촬영 결과의 비교 실험에서 같은 부위에 두 개의 와류가 형성됨을 확인할 수 있었다. 이러한 혈류의 흐름은 자기공명혈관촬영술의 같은 부위와 비교에서도 잘 일치되었다(Fig. 5).

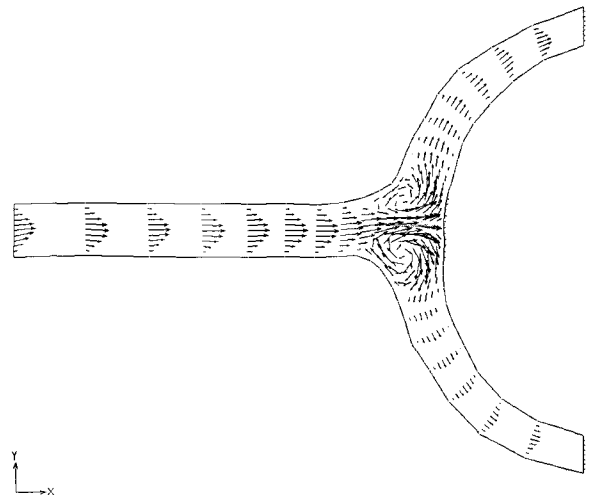


Fig. 5. CFD simulates flow pattern in the asymmetric bifurcated A-com arterial phantom. There were two reversed and turbulent flow areas at shoulder area of asymmetric bifurcated arteries.

## 3. 영상기법간의 상관관계

자기공명혈관촬영술의 2D-TOF 와 3D-TOF 기법을 이용한 영상기법과 디지털혈관감산촬영술 등의 결과를 전산유체역학 혈류흐름과 물감주입 유체표현법 등의 실험으로 확인하였다. 이러한 실험을 통해 혈류 및 조영제 또는 색혈류가 분지부 변이형 전교통동맥 실리콘 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류변화, 특히 와류와 저류의 분포양상을 알기 위하여 전체의 영상을 모두 비교 검토하였다. 그 결과를 근거로 실제로는 동맥류가 아닌데도 불구하고 동맥류로 오인될 가능성이 많은 액와부 신호소실의 원인이 파악되었다.

## IV. 고찰

혈관 내에서 발생하는 역류와 와류로 인해 자기공명혈관촬영 시 신호감소를 초래하게 되어 실제와 다른 영상

을 나타낼 수 있다<sup>4)</sup>. 이로 인하여 정상인데도 이상이 있는 것처럼 오인할 가능성이 있다<sup>5)</sup>. 그러므로 정확한 혈관 모양 및 혈류 양상을 표현하기 위해서 최대강도투사기법 등을 이용하여 이러한 신호감소의 영향을 극소화시킬 수 있다. 따라서 정상적인 두개강내 동맥 분지부에서 생기는 역류와 와류뿐만 아니라 아울러 해부학적인 변이를 가지는 분지형 동맥에서의 복잡한 혈류까지도 자기공명혈관촬영시 신호강도를 감소시키는 장애요소 정도의 지엽적인 인식보다는 기본적으로 혈류역학적 차원에서 이해할 수 있어야 한다<sup>6)</sup>. 특히 각 요인에 대한 정확한 분석이 있어야만 자기공명혈관촬영의 영상 질을 좋게 할 수 있을 뿐더러 향후 더 나아가서는 동맥경화증의 병인 규명을 하는데 있어 적극적으로 생체역학적인 측면에서 접근이 가능할 것으로 생각된다. 혈류역학 실험을 위해서는 동물에 인위적인 동맥류를 만들어 실험하는 방법과 전산유체역학 또는 수치적 접근방법과 실제와 유사한 즉 분지형 동맥 모형을 이용하여 방사선학적으로 실험하는 방법 등이 보고되고 있다<sup>7, 8)</sup>. 이들 방법 중 실제와 유사한 분지형 동맥 모형을 이용하는 방법이 균일한 반복 실험과 다양한 해부학적 변이를 가지는 동맥 모형 실험조건을 제공할 수 있다. 아울러 여러 가지의 방사선학적 영상방법을 이용하여 확인할 수 있다는 장점으로 인하여 널리 이용된다. 본 연구에 쉽게 사용할 수 있도록 상품화된 해부학적 변이를 가진 분지형 동맥 모형이 없기 때문에 이러한 모형을 자체 제작하게 되었다. 해부학적 변이를 가진 전교통동맥 분지부 모형은 파라핀 주형 및 실리콘을 이용하여 탄성이 있는 모형으로 수 작업하여 직접 제작하였다. 길이 10 cm 정도의 투명 모형을 만들어 전체적으로 실험하는데 큰 문제는 없었으나 제작 기구의 어려운 문제로 인하여 더 이상 크게 할 수는 없었다. 아울러 본래의 기대하는 정도로 정교하게 만들 수가 없으므로 컴퓨터 모의실험을 먼저 할 수 없는 어려움이 있었다. 또한 금형을 이용하여 기계적으로 정교하게 만들 수도 있으나 한 두 개의 적은 수량에서는 너무 고가일뿐더러 제작기간이 오래 걸려 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥의 모형을 개별적으로 준비하기에는 어려움이 따랐다.

본 실험의 특성상 자기공명혈관촬영과 전산유체역학 및 디지털감산혈관촬영을 동시에 시행할 수 있는 모형과 순환액이 필요하였다. 따라서 아크릴 재질의 모형과 1.4 : 1 글리세린용액을 자체 개발함으로써 쉽게 이용이 가능하였다. 인체의 혈액은 점도가 있는 비 Newtonian 액체이며 내부에 적혈구 등의 입자를 포함하고 박동(pulse)을 가지고 있을 뿐만 아니라 혈관의 탄력성, 저항성 등의 수많은 요인이 있다. 그러나 실제적인 실험을 위해서는 이와 같은 모든 요인을 수식화하여 표현한다는 것은 현실적인 어려움이 따르기 때문에 처음에 계획했던 연구 목적에 따라서 일부 요인만을 선별하여 혈류역학적 연구를 수행하기로 하였다. 따라서 본 연구에서는 해부학적 변이를 가진 전교통동맥 분지부 내부의 주 혈류방향과 역류 및 와류 주위 혈관들과의 연관관계와 이로 인한 이차적

인 자기공명혈관촬영과 전산유체역학 및 디지털감산혈관촬영 영상에서의 영상적인 변화에 본 연구의 초점을 두었다. 그러므로 맥동이 없이 연속 순환하는 Newtonian 액체를 대상으로 하였으며 분지형 모형 자체의 탄력성과 저항성 등은 일단 고려하지 않았다. 두개강내 내경동맥의 평균 혈류속도가 63.4 cm/sec임을 감안할 때 (Sheppard, 1995) 이와 비슷한 50 cm/sec의 혈류 속도를 기준 혈류속도로 이용하였고 자기공명혈관촬영술과 디지털감산혈관촬영술을 주로 이용하였다. 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥의 모형을 통한 혈류역학 실험에서 실제적으로 거의 저류에 가까울 정도로 유속이 감소하였다. 그리고 비교적 내칭적인 모형이었으므로 주 유입혈류는 갈라지는 부분의 천장에 부딪히게 되고, 그후 양쪽으로 소용돌이가 생겼다. 즉 양쪽을 양팔로 생각하면 마치 액와부 부위에 소용돌이가 생겨 신호감소가 유발되었다. 이러한 결과는 Keber(1983) 등이 수행한 유리관 모델 실험의 결과와도 잘 일치되었다<sup>9)</sup>. 이들은 크게 주 혈류가 기시부를 통해 입구 쪽으로 유입되는 부위(inflow zone)와 분지부 양쪽의 액와부(axillar area) 부분의 난류하는 부위(turbulent flow zone)로 대별할 수 있다. 이러한 전형적인 혈류 유형은 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥에서 잘 생길 수 있어 자기공명혈관촬영상에서 오진의 원인을 제공하기가 쉽다. 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥의 모형에서 횡단면 3D-TOF 효과 기법으로 한 자기공명혈관촬영상의 표현력이 우수하여 실제의 혈류역학 양상의 내면을 충실히 묘사할 수 있었다. 횡단면을 촬영한 3D-TOF 기법의 자기공명혈관촬영 영상의 표현력이 우수하였다. 기본 절편영상에서 보면 역류와 와류로 인한 신호강도 소실지역이 외벽 쪽에 전체가 완전히 밀착된 것이 아니라 국소적으로 붙어 있으며 그 앞과 뒤의 외벽을 따라서 고 신호강도의 부위가 환을 형성하고 있었다. 최대강도투사(MIP) 기법으로 처리하게 되면 고 신호강도의 환 부위가 극단적으로 잘 묘사된 것으로 보였다. 이러한 현상이 분지되는 양쪽의 기시부 모두에서 생기는 것을 확인 할 수 있었다. 그러나 관상면 2D-TOF 기법의 자기공명혈관촬영 영상에서는 최대강도투사(MIP) 기법으로 처리한 영상이 횡단면 촬영보다 신호강도 대비가 더 분명해져 윤곽의 표현력은 오히려 좋지 않았다. 그러나 전체적인 혈류 분포양상을 확인하는데는 더 도움이 되었다. 관상면 2D-TOF 자기공명혈관촬영의 기본절편영상에서 유입 유동의 분리는 분지후의 유출 유동량과 비례하여 유입 중심축이 분지되는 동맥쪽으로 이동되어 신호증가의 원인이 되었다. 이러한 결과는 디지털감산혈관촬영술 및 전산유체역학의 결과와 잘 일치하였으며 유입유동의 분리는 유출유동량의 비율에 의해 중심축이 움직일 수 있다는 것을 의미한다고 생각한다. 이러한 표현력의 차이로 미루어 혈관윤곽의 섬세한 묘사를 요구하는 연구를 수행한다면 횡단면 촬영을 해야하고 반면 내부의 혈류운동 분포의 확인을 목적으로 한다면 관상면 촬영이 더 도움이 될 것으로 사료되었다. 관상면 자기공명혈관촬영

영 영상에서 분지되는 양 동맥의 기시부에 해당하는 부위의 외벽 쪽으로 역류와 와류로 인한 신호강도의 소실을 확인할 수 있었다. 이러한 현상의 좀 더 정확하고 구체적인 검증을 위하여 전산유체역학 모의실험(CFD simulation) 및 디지털감산혈관촬영을 이용하여 비교하였다<sup>10)</sup>. 1.4 : 1 글리세린용액을 이용하여 정속상태(steady state)에서 시행한 자기공명혈관촬영 영상의 신호강도 소실부위와 디지털감산혈관촬영을 이용한 영상에서도 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 전산유체역학 모의 실험을 통한 검증에서도 동일한 부위에 같은 현상이 생기는 것을 확인할 수 있었다. 전산유체역학 실험은 100 cm/sec 이상의 고속 순환속도의 자료를 처리할 때 드물게 오류가 발생하는 현상을 제외하곤 실제적으로 문제가 없이 잘 작동되었다. 그러나 주로 Newtonian 유체를 위한 유체역학용 software 이기 때문에 혈액과 같은 비 Newtonian 유체를 위한 다양한 변수가 아직은 부족함 아쉬움이 있었다. 비록 비 Newtonian 유체를 이용하여 모형 상 혈류역학적 영상표현인 이차원적 영상법과 컴퓨터 모의실험을 시행하였지만 이들 모두의 결과가 잘 일치하는 것을 비교 확인할 수 있었다. 향후 이러한 모형 제조법 및 컴퓨터 모의실험법을 보다 더 개발 진전시킨다면 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥 뿐만 아니라 전반적인 인체 내 혈류역학적 이해에 많은 도움이 될 것으로 사료된다. 이러한 해부학적 변이를 가진 분지형 전교통동맥의 모형을 통한 실험의 조건이 실제 인체 내에서 발생하는 현상의 조건들과 완전히 일치한다고 보기는 곤란하지만 전체적으로 실험의 목적이 역류와 와류가 전교통동맥 내에서 생기는 부위를 확인하며 그로 인한 영상의 변화에 대한 검증이 있었으므로 전반적으로 충분히 인정할 수 있는 결과이었다. 그러나 이상적인 조건에서 시행한 실험에서 나타난 것처럼 외벽을 따라 환을 이루며 흐르는 유동이 최대강도투사 기법 상 잘 표현된다고 하여 실제 인체에서도 항상 똑같이 표현성이 좋게 재현되지는 않을 것으로 생각되었다. 실제 임상적으로 이상적인 구조 즉 곧 바른 형태와 알맞은 각도의 분포를 보이는 전교통동맥 분지부는 흔하지 않지만 그러나 많은 환자들에서 죽종 등의 병변이 없더라도 무형성(aplastic)과 형성부전(hypoplastic) 등의 변이 혹은 노화현상 등에 따른 굴곡, 회전 등의 변형이 많이 관찰되고 있다<sup>11, 12)</sup>. 따라서 이러한 전뇌동맥의 무형성(aplastic)과 형성부전(hypoplastic) 등에 변이와 굴곡, 회전 등의 변형은 동맥벽을 따라 생기는 환 형태의 유동을 소멸시키게 된다. 이로 인하여 내부에 존재하던 역류와 와류의 분포 부위가 직접 외벽과 접촉될 가능성이 매우 높겠다. 만약 역류분포부위가 직접 외벽과 접촉된다면 이 자체가 최대강도투사 기법영상에서 신호강도소실부위로 표현되며 협착 정도가 심한 것으로 오인될 소지가 많다<sup>13)</sup>. 역설적으로 협착이 심하나 혈류역학적 재배치분포에 따라서 외벽을 따라 생기는 환 형태의 유동이 잘 발달되며 역류운동의 분포가 내부로 분포한다면 예상외로 협착의 정도가 약한 것처럼 보일 수 있으리라 추정할 수 있다.

이상의 실험적인 연구결과를 고려해보면 자기공명혈관촬영술의 표현력은 내부의 혈류역학과 밀접한 연관관계를 가지고 있다고 할 수 있다. 그러므로 이에 대한 연구를 통하여 궁극적으로 진단정확도를 높일 수 있을 것으로 판단된다. 따라서 향후 자기공명혈관촬영술이 동맥분지부 병변의 진단적(screening) 검사로써 점차 선두적인 지위를 확보할 것으로 예상된다. 또한 혈관내의 혈류역학에 대한 연구는 비단 방사선학적 측면의 자기공명혈관촬영 영상의 질을 향상시키기 위해서만 필요한 것이 아니라 죽종 등의 발생 병인 규명 등을 위해서도 중요할 것으로 사료되는 바이다.

## V. 결 론

자기공명혈관촬영술 상 전교통동맥 분지부 특히 정상적인 해부학적 변이를 가진 전뇌동맥으로 인한 신호 불균일의 원인을 종합적이고 다각적인 혈류역학적인 혈류양상을 규명하여 이로 인하여 발생할 수 있는 오진을 줄이고자 본 연구를 수행하였다. 한쪽 전뇌동맥이 무형성증(aplasia)인 해부학적 변이의 자체 제작한 분지부 실리콘 모형을 이용한 자기공명혈관촬영 영상과 고속 디지털감산혈관촬영 영상의 비교실험을 실시했다. 그리고 이에 관한 전산유체역학 등을 이용한 혈류 양상의 확인을 위한 실험적인 연구를 통하여 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 전교통동맥 유형의 동맥 분지부 실리콘 모형에 있어서 혈류의 유입부위(inflow zone)는 자기공명혈관촬영에서 혈류의 증가와 집중으로 인하여 영상에서 고 신호강도를 나타내 이러한 혈류 양상으로 가상동맥류로 오인될 수 있었다.
2. 디지털혈관감산촬영을 이용한 분지부 변이형 전교통동맥 실리콘모형을 연결한 박동성 순환펌프에 자동주입기를 통하여 주입된 조영제가 유입되는 형태와 모형을 통과하는 동안의 혈류역학적 혈류변화는 자기공명혈관촬영 영상의 혈류 유입부위(inflow zone) 흐름과 혈류 양상을 비교할 때 정확하게 일치하였다.
3. 전산유체역학을 이용한 혈류 유입부위(inflow zone)의 혈류 흐름도 유입부 궤적의 유형이 자기공명혈관촬영의 고 신호강도 부위와 잘 일치하였다. 또한 색 물감을 이용한 물감주입 유체표현법을 전산유체역학의 혈류 흐름에 비교하여 정확하게 일치하는 것을 확인하였다.
4. 자기공명혈관촬영에서 주 유입부위(inflow zone)의 고 신호강도와는 달리 양측으로 갈라진 분지부 양쪽 액와부(axillar area)에 와류 즉 두 개의 난류부위(turbulent flow zone) 영역이 관찰되었다. 이로 인한 저 신호강도를 나타내며 이로 인하여 유입부의 고 신호가 최대강도투사(MIP) 기법에서 강조되어 동맥류와 유사하게 표현되는 것을 알 수 있었다.
5. 디지털혈관감산촬영을 이용한 혈류의 난류부위(turbulent

flow zone)를 자기공명혈관촬영 영상의 저 신호강도 영역과 비교하여 잘 일치됨을 알 수 있었다. 특히 와류와 저류의 분포양상을 전체 영상으로 정확하게 관찰할 수 있었다.

6. 혈류 난류부위(turbulent flow zone)의 전산유체역학을 통한 확인에서도 자기공명혈관촬영의 저 신호강도 영역이 잘 일치되었다.

## 참 고 문 헌

1. Black, W.C., & Welch, H.G. : Advances in diagnostic imaging and over estimations of disease prevalence and the benefits of therapy. *N. Engl. J. Med.* 328, 1237-1243, 1993.
2. Bowen, B.C., Quencer, R.M., Margosian, P., & et al. : MR angiography of occlusive disease of the arteries in the head and neck : current concepts. *AJR*, 162, 9-18, 1994.
3. Laster, R.E., Acker, J.D., Halford H.H. III, & et al., : Assessment of MR angiography versus arteriography for evaluation of cervical carotid bifurcation disease. *Stroke* 14, 681-688, 1993.
4. Paciaroni, M., Eliasziw, M., Kappelle, L.J., Finan, J.W., Ferguson, G.G., & Barnett, H.J. : Medical complications associated with carotid endarterectomy. *Stroke* 30, 1759-1763, 1999.
5. Lipsch, D.W., Steiger, H.J., Poll, A., & Reulen, H.J. : Hemodynamic stress in lateral saccular aneurysms. *Biorheology* 24, 689-710, 1987.
6. Loubeyre, P., Canet, E., Zhao, S., Benderbous, S., Amiel, M., & Revel, D. : Carboxymethy-Dextran-Gadolinium-DTPA as a blood pool contrast agents for magnetic resonance angiography : Experimental study in rabbits. *Invest. Radiol.* 31, 288-293, 2000.
7. Kerber, C.W., & Heilman, C.B. : Flow dynamics in human carotid artery : 1. Preliminary observations using a transparent elastic model. *AJNR* 13, 173-180, 1992.
8. 정태섭 · 임윤철 · 김은호 · 이동훈 · 노준현 : Phantom 상 내경동맥기시부 협착에 따른 혈류변화(자기공명혈관촬영술, 디지털감산혈관촬영술, 전산유체역학과의 비교), *대한방사선의학회지*, 34(6), 737-744, 1996.
9. Keber, W., & Heilman, C.B. : Flow in experimental berry aneurysms : method and model. *AJNR* 4, 374-377, 1993.
10. Marchal, G., Michiels, J., Bosmans, H., & et al. : Contrast enhanced MRA of the brain. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 16, 25-29, 1992.
11. 정기용 · 정태섭 · 주진양 : 경동맥 조영증강 자기공명혈관조영술 때 경동맥 분지부에서 보이는 신호 불균일의 원인은 무엇인가? : 임상 및 실험적 연구, *대한방사선의학회지*, 41, 869-877, 1999.
12. 유병규 : 자기공명혈관촬영술상 전교통동맥 부위에서 동맥류로 오인되는 혈류역학적 원인에 대한 연구, *동국대학교 대학원, 의학박사 학위논문*, 2001.
13. 정태섭 · 은충기 · 서정호 · 임윤철 · 이동훈 · 김은호 : 궤양형 내경동맥협착모형을 이용한 자기공명혈관조영술에서 조정변수의 적정화에 관한 실험연구, *대한방사선의학회지*, 36, 545-552, 1997.