대한방사선의학회지 1996 ; 34(6) : 737~744

Phantom상 내경동맥기시부 협착에 따른 혈류변화 : 자기공명혈관촬영술, 디지탈감산 혈관촬영술, 전산유체역학과의 비교[1]

정태섭 · 임윤철[2] · 김은호[3] · 이동훈[4] · 노준헌[2]

목 적 : 자기공명혈관촬영술상 내경동맥기시부의 협착이 실제보다 흔히 과장되게 표현되어 그 신뢰도를 낮추는 가장 큰 요인이 되고 있다. 내경동맥분지부 phantom에서 정속순환시 발생되는 이차적 혈류양상과 협착이 과장되게 나타나는 원인을 규명하고자 본 연구를 하였다.

대상 및 방법 : Acryl제품을 이용하여 경동맥분지부의 정상 및 협착(40%, 65%) phantom을 자체 제작하였다. 정속순환 system에 10% 설탕용액을 순환시키며 횡단면과 관상면 자기공명혈관촬영과 디지탈감산혈관촬영술을 이용하 여 협착부위를 중심으로한 phantom 내부의 혈류양상을 확인하였다. 여기서 얻은 결과를 전산유체역학의 결과와 비교 검토하였다.

결 과 : 40% 비대칭 협착형의 phantom의 횡단면 3D-TOF 자기공명혈관촬영상 협착은 40% 정도로 같은 부위에 관찰되었으며 협착부위 이후에 지속적인 신호소실이 보였다. 그러나 65% 대칭 협착형 phantom의 횡단면 3D-TOF 자기공명혈관촬영상 협착이후 부위의 신호소실이 심해서 협착된 것 같이 표현 되었다. 관상면 2D-TOF 자기공명혈관촬영의 기본절편 영상에서 내경동맥의 협착정도에 비례해서 유입유동의 중심축이 내경동맥 쪽에서 외경동맥 쪽으로 재배치되는 것이 보였다. 이러한 유입유동 중심축의 재배치는 협착부를 지나는 유량의 감소로 인한 신호감소의 한 원인이 될 수 있었다. 자기 공명혈관촬영상 여러가지 phantom의 전반적인 혈류역학은 디지탈감산혈관 촬영술과 전산유체역학의 결과와 일치하였다.

결 론 : 난류에 따른 위상분산과 최대강도투사(MIP)방법의 특성이 협착이후 부위의 신호가 감소되는 중요한 원인으로 여겨지고 있지만, 그 이전에 혈류역학상 협착으로 유입유동량의 중심축이 재배치되며 협착부위를 통한 유동의 감소 가 자기공명혈관촬영상 협착이후의 신호감소에 대한 중요한 원인의 하나가 될 것으로 사료된다.

서 론

내경동맥분지부의 자기공명혈관촬영술의 결과가 기존 X선 혈관촬영술의 소견과 잘 일치한다고 많은 보고가 있었다(1-5). 그러나 자기공명혈관촬영술상 심한 협착시 협착도가 과대평가 될 수 있다는 문제점을 항상 갖고 있다(6, 7). 이러한 협착도의 과대 평가는 협착부위 내부 또는 이후 부위에서 혈류유동에 난류가 생성되어 이로인해 voxel내 위상의 분산이 야기되며 혈류신호가 감소하게 되므로 협착에 의한 신호감소와 혼동을 일으킬 수 있다(6-8). 자기공명혈관촬영술이 많은 발전을 하여 경동맥분지부 병변의 screening 검사로써 점차 선두적인 지위를 확보해 나가고 있으나, 아직도 동맥내막절제술(endarterectomy)등의 적극적인 치료법을 시행하고자 할 경우 X선 경동맥촬영술이 "gold standard"로 이용되고 있다. 동맥내막절제술은 직경의 80%이상 협착된 무증상군의 환자에서 뇌경색증 예방에 효과적이다(9). 그러나 80%이상 협착이 되는 경우 실제 자기공명혈관촬영술시 과대평가될 가능성이 높아서 이로인해 동맥내막절제술시 필요이상으로 과잉 치료할 가능성이 높으므로(8) 자기공명혈관촬영술이 경동맥협착 병변의 경우 screening 검사로써의 의미 뿐만 아니라 충실한 치료지침이 될 수 있는 검사가 되기 위해서는 협착에 대한 정확한 표현력이 필요하겠다. 자기공명혈관촬영술의 표현력은 내부의 혈류역학과 밀접한 연관관계를 갖고 있으므로 이에 대한 연구가 궁극적으로 진단정확도의 향상에 지름길이 될 수 있을 것으로 사료된다.

[1]연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실
[2]연세대학교 공과대학 기계공학과
[3]연변의학원 진단방사선과 중국
[4]배재대학교 물리학과
본 논문은 1995년 대한방사선의학회 Schering 연구기금으로 이루어졌음
이 논문은 1996년 1월 5일 접수하여 1996년 3월 4일에 채택되었음

대상 및 방법

경동맥 분지부 협착형 phantom 제작

표준 경동맥 분지부 및 협착형 모형을 paraffin을 사용하여 수작업으로 제작하였다. 모형제작용 silicon을 이용하여 paraffin 경동맥 분지형 모형의 외부 조형틀을 만든 후 음형(depressed model)으로 파진 모형의 자국에 치과용 stone block의 재질을 채우고 굳힌 후 양각(elevated model)의 견고한 경동맥 분지부 모형을 조각 제작하여 같은 방식으로 만들었다. 양각의 stone block에 치과용 biocryl(열성형이 가능한 acryl)을 열처리 가공한 후 반쪽의 투명한 tube모양의 모형을 만들었다. 그후 양편의 biocryl 모형을 acryl접착제를 이용하여 붙여서 실험용 phantom으로 완성시켰다. 완성된 모형은 CT촬영을 하여 내부 모양이 균일한지 확인하였으며 내부에 조영제를 넣고 충만시킨후 X선 촬영하여 전체적으로 모양이 실험하기에 적합한지 확인한 후 본 실험에 이용하였다(Fig. 1). 경동맥 분지형 phantom의 경우 유입관의 직경은 16mm, 내경동맥 부위의 직경은 12mm, 외경동맥 부위의 직경은 8mm로서 직경비율이 4 : 3 : 2가 되도록하였다(Fig. 1). 협착형 phantom은 표준 경동맥 모형의 직경이 14mm가되는 부위의 내경동맥기시부 부위를 직경 5mm의 대칭형 협착(Fig. 1 : 65% 협착)과 직경 8mm의 비대칭형 협착(Fig. 1 : 40% 협착)이 되도록 제작 하였다.

순환액 및 순환펌프 (Circulation Fluid and Pump)

자기공명혈관촬영술에 적당한 신호가 발생되며 디지탈 혈관감산촬영술(DSA)에서 점도가 어느정도 높아서 혈액과 유사한 효과를 얻을 수 있는 순환액이 필요하였다. 순수한 물, 유지방 현탁액 및 설탕용해액등 다양한 종류의 순환액을 자체 제작하여 실험 비교하였다. 순환펌프 및 순환장치는 자체 개발한 중력을 이용한 정속 자연순환 방식과 수중펌프등 2가지의 종류를 이용하여 실험하였다. 순환속도는 50cm/sec를 표준으로 하였으며 그외 같은 조건에서 15cm/sec와 100cm/sec 상태에서 촬영하였다.

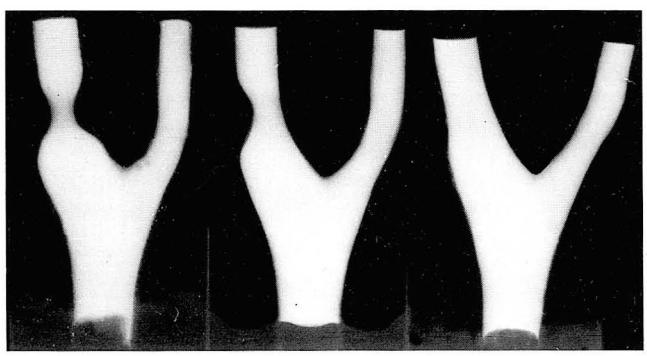


Fig. 1. X-ray image of phantoms filled with contrast media resembles adequate normal bifurcated and stenotic (40%, 65%) carotid arteries of the human carotid bifurcation.

자기공명혈관촬영술(Magnetic Resonance Angiography : MRA)

경동맥 분지형 모형을 대상으로 1.0T 자기공명영상장치(Magnetom 42SP, Siemens, Erlangen, Germany)를 이용하여 혈류흐름을 기준으로 횡단면(axial)과 관상면(coronal) 방향으로 각각 3D-TOF와 2D-TOF의 자기공명혈관촬영기법으로 촬영하였다. 3D-TOF 촬영시 TR/TE/flip angle=36/10/20°이었으며, 256×256 matrices, FOV는 20cm, 65mm slab thickness slice와 촬영시간으로 총 9분 52초가 소요되었다. 2D-TOF 촬영시 TR/TE/flip angle=23/10/40°이었으며, 256×256 matrices, 2 mm thickness slice와 촬영시간으로 총 4분 17초가 소요되었다.

촬영후 영상을 각각 MIP(maximum intensity projection) 기법으로 처리한 자기공명혈관촬영영상과 기본 절편영상(source image)과 비교하여 신호강도 분포를 확인하였다.

디지탈감산혈관촬영술(Digital Subtraction Angiography : DSA)

경동맥 분지형과 협착형 모형을 대상으로 디지탈감산혈관촬영기(Multistar T.O.P., Siemens, Erlangen, Germany)를 이용하여 초당 6 Frame의 속도로 촬영하였다. Iodine 제제의 조영제를 초당 6ml로 총 9ml를 유입관 기시부 쪽에서 혈관촬영용 카테타를 통해 자동주입기를 이용하여 주입하였다. 초기 조영제가 유입되는 시기부터 조영제가 완전히 희석되어 나오는 시기까지 촬영하였다. 영상은 1024×1024 matrices로 촬영하였으며 와류와 저류를 확인하기 위하여 전체의 영상을 모두 비교 검토 하였다.

전산유체역학 모의실험(Computational Fluid Dynamics Simulation : CFD)

자기공명혈관촬영술및 디지탈혈관감산촬영술 실험과 동시에 결과를 모르는 상황에서 전산유체역학 담당조에게 전산유체역학 모의실험을 진행하도록 하였다. 모의실험은 SUN Sparc 10 work station에 유체역학전용 software인 FIDAP 7.06 Version을 사용하여 경동맥 분지부의 모형에 mesh network을 설정한 후 혈류유형을 속도에 따른 색깔흐름으로 표현하였다. 속도는 15cm/sec, 50cm/sec와 100cm/sec의 정보를 입력하여 결과를 얻었다. 양쪽의 실험결과를 비교분석하기 위하여 실험완료 후 자기공명혈관촬영 실험조와 전산유체역학 실험조가 동시 참여하여 비교평가를 가졌다.

결 과

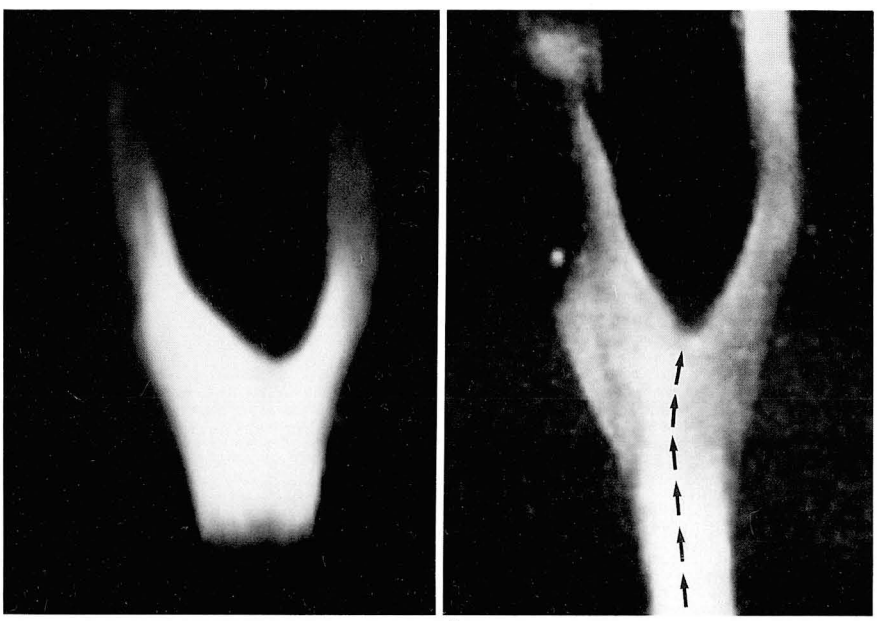
수작업으로 제작한 경동맥 분지형 모형과 협착형 모형

은 CT촬영과 조영제 충진 X선 촬영상 내면이 균일하였으며 각도, 크기, 협착등의 조건이 실험하기에 충족되었다(Fig. 1). 순환액은 10% 설탕용해액으로 점도를 올려서 사용하여 자기공명혈관촬영술에서 역류의 발생으로 인한 신호소실이 잘 나타나며 디지탈감산 혈관촬영술에서도 충분히 역류현상이 잘보이는 것을 확인 가능하였다.

자기공명혈관촬영은 혈류방향에 대하여 횡단면 (3D-TOF)과 관상면(2D-TOF)으로 촬영한 후 각각 MIP기법으로 처리한 영상과 기본 절편양상을 검토하였다. 3D-TOF를 이용한 횡단면 촬영영상에서 정상의 경동맥 분지형 모형의 내면 표현력이 우수하였다(Fig. 2). 그러나 40%(Fig. 3)와 65%(Fig. 4)의 협착형 내경동맥 모형에서는 협착 이후 부위의 영상에서 심각한 영상의 변화가 최대강도투사(MIP)영상에서 나타났다. 40%의 비대칭형 협착모형에서는 내경동맥 외측으로 위치하는 협착부위 이후가 전체적으로 신호소실이 되어서 실제는 짧은 협착부위이나 자기공명혈관촬영술에서는 아주 길이가 긴 협착이 있는것 같이 표현되었다. 협착정도는 실제로 협착이 40%이었는데 자기공명혈관촬영술에서도 거의 비슷한 40%정도의 협착을 보였다. 65%의 대칭형 협착모형에서는 협착이후 부위에서 전체적으로 심각하게 신호의 감소가 생겨서 사진작업시 감도를 높여야만 약간의 신호가 흐리게 협착이후 부위에서 보였으며 통상적인 신호감도치를 기준으로 하는 경우에는 폐색으로 오인할 정도로 신호가 낮았다.

a b

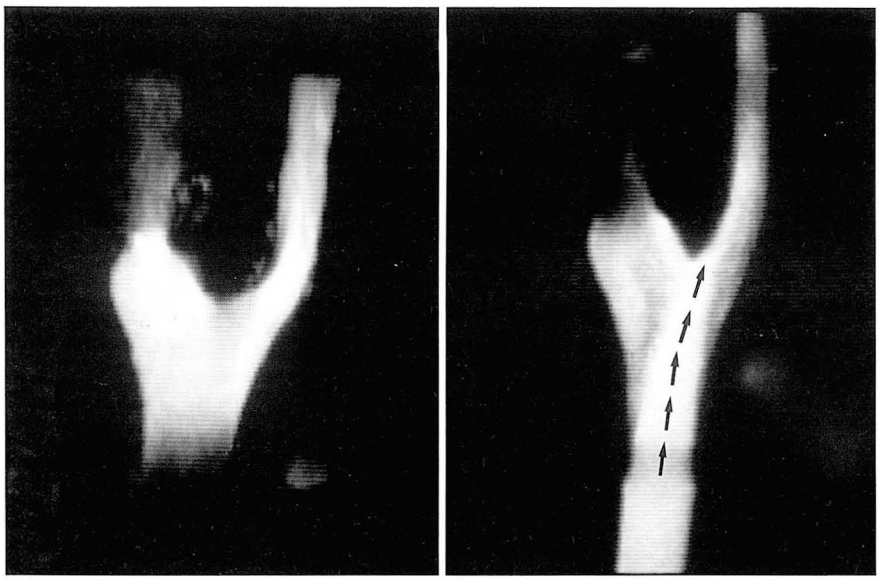
Fig. 2. MRA of the normal bifurcated carotid artery.
a. Axial 3D-TOF carotid MRA shows a good delineation of the bifurcated carotid arterial phantom. Scan parameters: TR/TE/Flip angle=23/10/40 degrees, Matrix =256 × 256, FOV=20 cm, and Slab thickness= 65 mm.
b. Source image of coronal 2D-TOF carotid MRA shows a staight central axis (arrows) of inflow stream which is directed to ICA side of the carotid bifurcation area. Scan parameters: TR/TE/Flip angle = 23/10/40 degrees, Matrix=256 × 256, FOV=20 cm and Slice thickness=2 mm.



a b

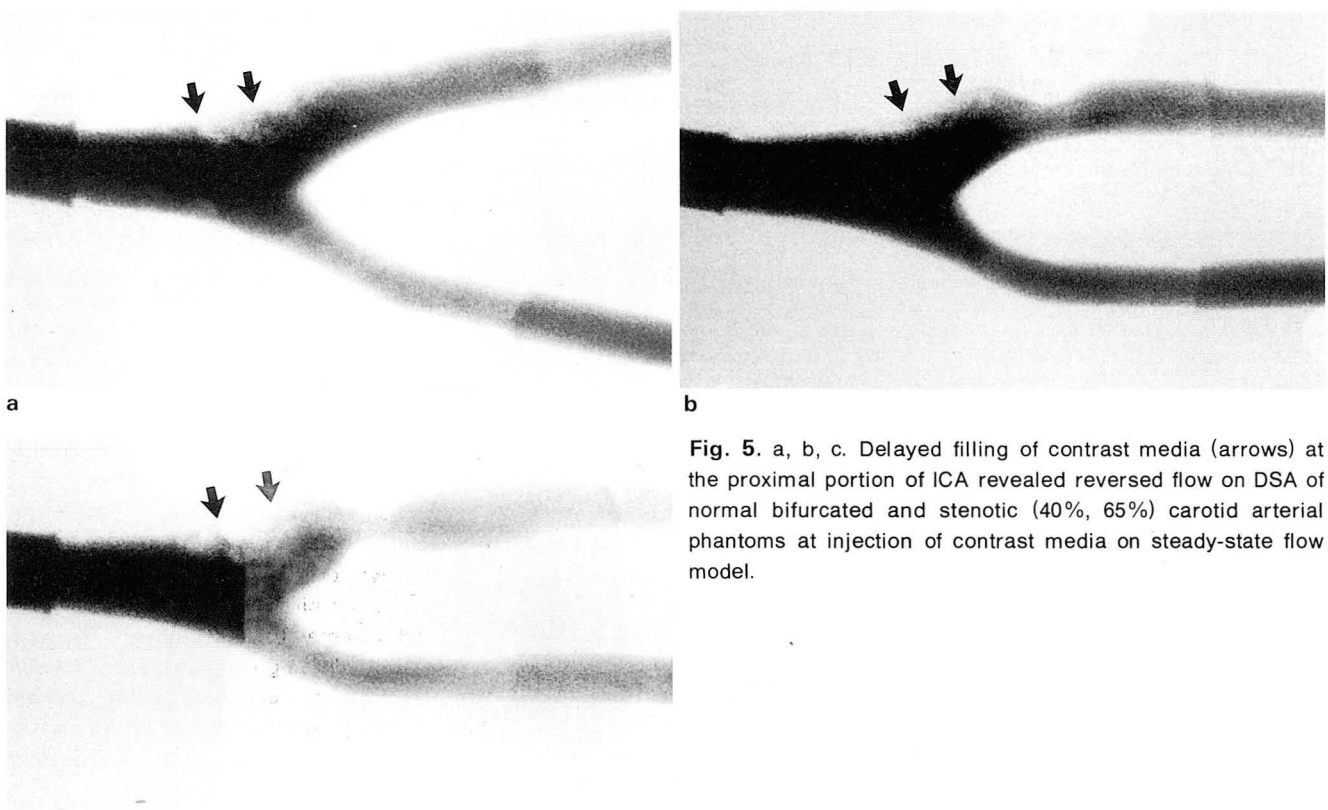
Fig. 3. MRA of asymmetrically 40% stenotic ICA.
a. Axial 3D-TOF carotid MRA shows 40% stenotic area (arrow) correlated well with stenotic site of phantom continued post-stenotic signal loss. Scan parameters: TR/TE/Flip angle=36/10/20 degrees, Matrix=256 × 256, FOV=20 cm and Slab thickness=65 mm.
b. Source image of coronal 2D-TOF carotid MRA shows mild bowed central axis (arrows) of inflow stream which is directed to the bifurcated area of the internal and external carotid arteries. This may suggest dividing (50:50) of inflow into the internal and external carotid arteries. Scan parameters: TR/TE/Flip angle=23/10/40 degrees, Matrix=256, FOV=20 cm and Slice thickness=2 mm

디지탈감산혈관촬영술(6 Frame/sec)에서 초기 조영제 유입시 정상 내경동맥 기시부의 외측부에서 와류로 인해 새로 유입되는 조영제의 교환율이 늦어져 이로 인한 음영결손상이 나타나며(Fig. 5) 조영제 유출이 끝나가는 시점에서도 혼합된 조영제의 교환유출이 늦어져서 계속 남은 조영제로 인해 지속음영이 남게 되었다. 40% 비대칭 협착형 모형에서는 초기조영제 유입시 와류로 인해 생기는 음영결손상이 정상 내경동맥 기시부의 외측부에 생기는 음영결손상 보다는 좀더 크게 지속적으로 나타나며 조영제 유출이 끝나가는 시점에서도 더 오래 지속음영으로 관찰되었다. 65% 대칭 협착형 모형에서는 다른 모형보다도 음영결손상이 더 크게 오래 지속되었으며 조영제 유출이 끝



a b

Fig. 4. MRA of the symmetrically 65% stenotic ICA.
a. Axial 3D-TOF carotid MRA shows 65% stenotic area (arrow) at the identically stenotic site of phantoms with markedly decreased signal at the poststenotic segment mimicking occlusion. Scan parameters: TR/TE/Flip angle=36/10/20 degrees, Matrix=256 × 256, FOV=20 cm and Slab thickness= 65 mm.
b. Source image of coronal 2D-TOF carotid MRA shows more bowed central axis (arrows) of inflow stream than Fig. 3b. This may suggest divided main inflow into external carotid artery. Scan parameters: TR/TE/Flip angle=23/10/40 degrees, Matrix=256 × 256, FOV=20 cm and Slice thickness= 2 mm.



a b c

Fig. 5. a, b, c. Delayed filling of contrast media (arrows) at the proximal portion of ICA revealed reversed flow on DSA of normal bifurcated and stenotic (40%, 65%) carotid arterial phantoms at injection of contrast media on steady-state flow model.

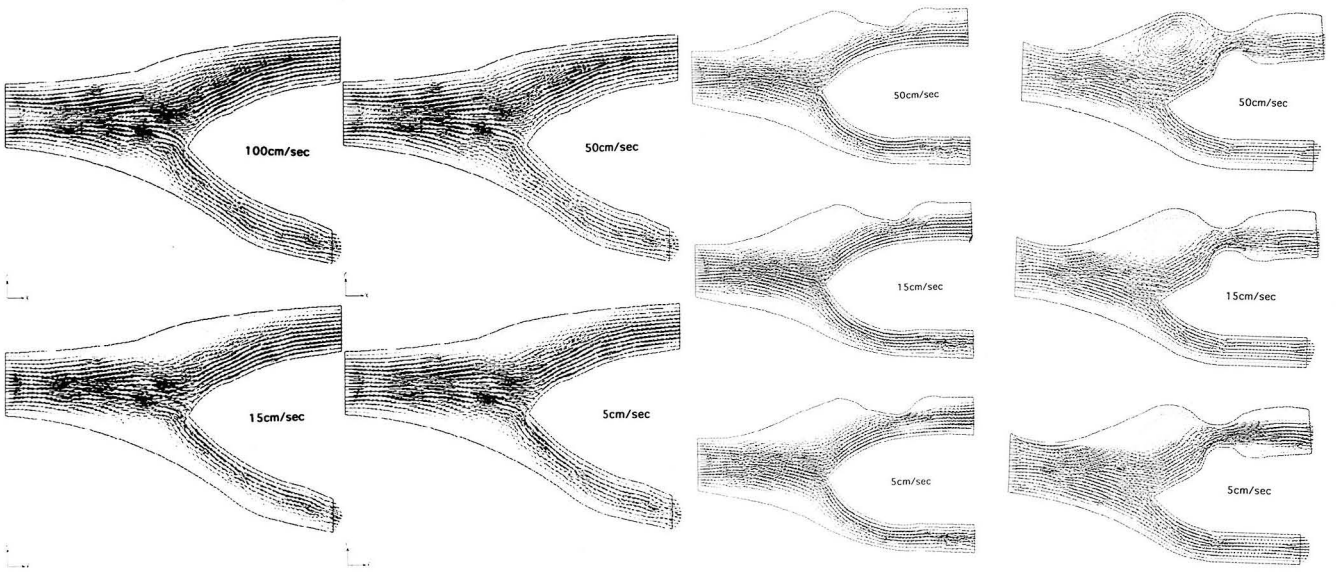


Fig. 6. a, b, c. CFD simulates flow pattern in the normal bifurcated and stenotic (40%, 65%) carotid arterial phantoms. CFD shows bowing of central axis of inflow stream to ECA side depending upon the degree of stenosis. The phenomenon may suggest the relationship between the degree of stenosis and reducing flow volume through stenotic channel.

날때의 지속음영도 더 오래 관찰되어 와류로 인한 교환유출율이 낮으며 와류의 크기가 큰 것을 알 수 있다.

전산유체역학으로 시행한 모의실험 결과에서도 내경동맥기시부의 외측부에 와류가 보였으며 자기공명혈관촬영술 및 디지탈감산혈관촬영술의 소견과 전체적으로 일치되는 양상을 보였다. 정상 경동맥 분지형 모형에서는 유입혈류의 중심축선이 내경동맥쪽으로 좀 더 치우치며 전체의 대부분 혈류가 내경동맥쪽으로 치우쳤다(Fig. 6a). 40% 비대칭형 협착 모형에서는 협착으로 인해 내경동맥쪽으로의 유량이 줄어들며 유입혈류의 중심축선이 외경동맥쪽으로 이동하며 경동맥 분지부에 부딪히게 되었다. 이때 분류된 내경동맥쪽의 유동의 폭이 40% 협착부위를 심한 충돌없이 매끄럽게 지나가므로 내경동맥기시부쪽에 와류등의 큰 영향을 주지 않았다(Fig. 6b). 그러나 65% 대칭 협착형 모형에서는 내경동맥쪽으로 분류된 유동의 폭이 협착부의 내경폭 보다 넓기 때문에 속도가 높은 분류의 내측면만 협착부위를 제트흐름으로 관통해 지나가며 속도가 낮은 외측면은 협착부위를 통과하지 못하고 협착부위 아랫면과 내경동맥기시부의 외측면을 따라서 역류하였다(Fig. 6c). 이 역류현상은 유입혈류의 속도가 높을수록 그 현상이 두드러지게 나타났다.

고 찰

최근 한국인 사망통계자료에 의하면 순환기계 질환에 따른 사망률이 1992년과 1993년을 기점으로 현저히 증가되어 전체 사망율의 1위(30.2%)를 차지하고 있다(10, 11). 순환기계 질환중 뇌혈관 질환과 허혈성심질환이 사망원인으로써 꾸준히 증가되고 있어 이들 질환의 배경으로 동맥경화증 또는 뇌동맥류 파열등의 원인이 증가되고 있는 것을 시사한다. 실제 국내 뇌경색증환자의 원인중 56%가 경동맥 죽종이었다는 보고(12)는 더 이상 대한민국이 동맥경화증의 안전지역이 아님을 의미하는 것이다. 종래에는 경동맥 죽종을 진단하기 위하여 침습적인 X선 경동맥촬영술이 시행되었으나 최근 과학의 발전에 의해 경동맥 색혈류영상과 자기공명혈관촬영술이 비 침습적인 검사방법으로 점차 지위가 향상되고 있다(5, 8, 12).

경동맥 색혈류영상과 자기공명혈관촬영술의 경동맥 죽종 진단에 대한 민감도와 특이도가 신뢰할 만큼 최근 향상되었다고 하나 아직까지 협착정도를 정확히 측정하기에는 문제점이 많이 있다(6, 7). 경동맥 내막절제술을 시행할 경우 시술로 인한 예방적 의미와 부작용등을 고려한다면 직경의 80% 이상 협착된 무증상군 환자에서 효과적이다(9). 자기공명혈관촬영술에서 전반적으로 협착정도가 과대평가되는 경향이 있어 경우에 따라서 필요이상의 치료를 유도할 가능성도 있다(6-8). 이에 NASCET(North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial)와 ECST(European Carotid Surgery Trial)에서는 경동맥 죽종시 동맥내막절제술을 치료법으로 환자에게 적용하기 위해서 경동맥협착의 정도를 보다 정확하게 측정할 수 있는 방법이 필요하다고 지적하고 있다(9, 13). 경동맥 내막절제술은 30%이하의 협착에서는 큰 의미가 없으며 69% 이상의 심한 협착에서 효과적인 예방치료법이 될 수 있다(9, 13). 30-69%의 내경동맥협착시 내경동맥내막절제술의 예방효과에 대해서 논란이 많으나 70-99%의 협착이 있는 경우 뇌경색증등의 예방효과는 협착정도가 높을수록 같이 증가한다(9, 13). 또한 99% 협착과 100% 폐색간의 의미도 매우 중요하여서 99%협착시는 수술적인 접근이

가능하나 100% 폐색인 경우는 협착상부에 혈전이 생겨 수술이 불가능한 경우가 많다(8, 14).

최근에 개발된 색혈류영상과 자기공명혈관촬영술을 이용할 경우 X선 경동맥 혈관촬영한 결과와 잘 일치한다고 (1-5) 많은 보고가 있으나, 일부에서는 70-99% 정도의 심한 협착증이 있는 경우 정확한 협착정도를 비침습적으로 정확하게 측정하기는 어려우며, 특히 심한 협착과 폐색과의 구별 및 상하로 배열된 이중 협착의 경우 진단이 힘들다고 보고 하였다(15). 자기공명혈관촬영술은 색혈류영상에 비해서 관찰자 및 기계에 대한 신뢰성 의존도가 비교적 낮으며, 비스듬히 진행하거나 진행방향이 좋지 않은 혈관도 관찰 가능하다는 장점이 있으나, 협착정도가 과대 평가될 수 있다는 결정적인 문제점을 가지고 있다(8). 자기공명혈관촬영상 협착정도의 과대평가는 협착이후부에서 이차유동 및 유동박리로 인해 생긴 신호소실으로 될 수도 있으며 또한 좁은 협착부위를 흐름이 진행시 중앙부는 유동이 빨라지나 변두리 부위는 흐름이 늦어져서 위상상실이 가중되어 신호소실이 생길 수 있다고 설명되고 있다(2, 3, 5).

본 연구는 정상적인 경동맥 분지부와 협착형 phantom에서 연속순환시 생길 수 있는 혈류방향, 역류와 와류등의 연관관계와 이로 인한 협착이후 부위의 신호소실등 영상적 변화에 본 연구의 촛점을 두었기 때문에 Newtonian 액체를 대상으로 하였으며 phantom 자체의 탄력성과 저항성등을 고려하지 않았다. 혈류속도는 15 cm/sec, 50 cm/sec 와 100 cm/sec의 세가지 속도가 인체내의 대표적 속도가 될 수 있을 것으로 인정하여 사용하였다(16, 17). 경동맥의 평균혈류속도가 63.4 cm/sec이므로(18) 근사치인 50 cm/sec의 혈류속도를 기준혈류속도로 이용하였다. 본 연구에서는 자기공명혈관촬영술과 디지탈감산혈관촬영술을 주로 이용하였으며 색혈류영상은 협착면의 굴곡과 Acryl의 특성상 전반사와 난반사가 생겨 검사대상에서 제외하였다.

정상 경동맥 분지부 모형에서 횡단면 3D-TOF 기법으로 한 자기공명혈관촬영영상의 표현력이 우수하여 실제 내면상을 충실히 묘사할 수 있었다. 실제 내경동맥 기시부 외측에서 역류로 인한 신호소실이 있으나 외벽과 역류사이에 흐르는 얇은 환을 형성하는 고신호의 흐름으로 역류의 저신호 음영을 충분히 가릴수 있다는 보고와 일치하였다(17). 관상면 2D-TOF 자기공명혈관촬영의 기본절편영상에서 유입 유동의 분리는 분지후의 유출 유동량과 비례하여서 유입중심축이 내경동맥쪽으로 이동되어 있었다. 이러한 결과는 디지탈감산혈관촬영술 및 전산유체역학의 결과와 잘 일치하였으며 유입유동의 분리는 유출유동량의 비율에 의해 중심축이 움직일 수 있다는 것을 의미한다. 40% 비대칭 협착형 모형과 65% 대칭 협착형 모형을 횡단면 3D-TOF기법으로 한 자기공명혈관촬영영상에서 협착부위 이후의 표현력이 급격히 나빠지며 협착의 길이도 실제보다 길게 보였다. 특히 65% 대칭 협착형 모형에 있어서는 협착이후 부위에서 유동에 의한 신호강도가 급격히 낮아져 신호조절을 적절히 하지 않는 경우 폐색으로 오인할 정도였다. 또한 40% 비대칭, 65% 대칭 협착형 모형 모두에서 협착이후의 신호소실이 외벽쪽에서 내벽쪽보다 심하게 나타났다. 관상면 2D-TOF 자기공명혈관촬영의 기본절편영상에서 보면 정상 경동맥분지인 경우 유출유량의 비율이 내경동맥쪽이 많아서 유입 중심선이 내경동맥 쪽으로 편중되나 내경동맥쪽에 협착이 있는 경우 그 정도에 따라서 내경동맥쪽의 유출유량이 상대적으로 줄어들게 되며 자연 유입중심선이 외경동맥쪽으로 이동하게 된다. 이러한 현상은 이차적으로 내경동맥 쪽으로의 유동의 폭을 감소시키게 되며 또한 외측벽 쪽의 협착 전, 이후 부위에서는 유동이 거의 없는 저류상태가 길게 형성되어 신호소실이 되는 원인이 될 것으로 보였다. 전산유체역학상 65% 대칭 협착형 모형같이 협착의 폭이 내경동맥분지부에서 분류된 내경동맥 쪽의 유동폭보다도 좁은 경우 실제 속도 분포가 높은 분류유동의 내측부는 협착부를 통과하였으나 속도가 낮은 외측부는 통과하지 못하고 지나쳐 경동맥분지부의 외측부에 큰 와류를 형성하는 원동력이 되는 것을 알 수 있었다. 전산유체역학 결과에서 협착형 모형의 협착부 이후부위의 자기공명혈관촬영상을 추정하여 본다면 협착부의 직경과 같은 굵기의 고신호 혈류 유동이 협착부로부터 연속으로 나타나야 될 것으로 보인다. 그러나 실제 자기공명혈관촬영에서 40% 비대칭 협착형 모형에서는 비교적 내경동맥쪽과 외경동맥쪽의 신호강도가 비슷한 흐름이 있으며 실제 모형과 비슷한 영상을 보였으나 65% 대칭 협착형 모형에서는 오히려 외경동맥에 비해서 내경동맥쪽의 협착부 이후의 신호강도 조차도 잘 확인이 되지 않아 폐색과 유사한 영상을 보였다. 이러한 실제와 자기공명혈관촬영상과의 차이에 대한 여러가지 설명이 있었다(6-8). 특히 협착 부위와 그이후 부위에서 협착 정도가 더 과장되어 표현될 수 있다는 것은 협착 경로를 따라 voxel 내부에서 위상(phase)의 분산이 야기되며 이로 인한 신호감소가 유발된다고 보고되고 있다(7). 또한 협착경로내에서 혈류의 변두리 부위는 벽과의 마찰로 급격히 속도가 떨어지며 중심부위는 제트흐름으로 더 빨라지는 경우 더욱 심한 위상차가 생기며 이로 인한 신호소실이 가중될 수 있다(8). 협착부위 이후에서 "flow gap" (협착에 연속된 부위에서 갑자기 신호의 연결이 소실되는 현상) 현상이 심한 협착시 흔히 나타나서 실제 협착 구경과 길이를 측정하는데 어려움이 많으며 특히 2D-TOF 투사영상법에서 잘 나타난다(3). 심한 협착이 있는 경우 최대강도투사(maximum intensity projection)에서 나타나는 신호강도 보다 투사되지 않은 기본절편영상(source image)에서 더 신호강도가 좋게 나타날 수 있다(4, 19). 더구나 투사한 경우보다 기본절편영상에서 더 혈관의 구경이 넓게 보일 수도 있다(19). 이러한 현상은 최대강도투사(MIP) 방법에서 배경(background)에 있는 신호가 혈관내면의 신호보다 높아서 선택적으로 받아들여져 계산되기 때문에 생기며 특히 혈관의

변연부위나 협착부위가 투사에서 잘 소실된다(4). 이러한 현상이라면 같은 면에 신호강도가 높은 혈관이 있는 경우(특히 65% 대칭 협착형모형)에서는 외경동맥부위에 비해 상대적으로 협착이후 부위의 신호가 현저히 낮게 나타나게 된다. 저자들의 실험과 의견상 위상의 분산으로 인한 신호소실과 최대강도투사(MIP)방법에서 상대적인 신호의 열세로 인하여 협착정도의 과장이나 "flow gap"이 생긴다 하여도 기본적으로 협착부위를 지나가는 혈류량의 감소가 더욱 중요한 역활을 할 것으로 사료된다. 관상면 2D-TOF의 기본 절편영상과 전산유체역학에서 보면 협착이 생기면 유입유동의 중심선이 외경동맥쪽으로 이동하게 되며 자연 내경동맥의 협착부위로의 유동량은 줄어들게 된다.

이때 협착의 직경이 내경동맥쪽으로 분류된 유동의 폭보다 더 좁다면 실제 협착을 통과하는 유동량은 급격히 줄어들며 외경동맥 쪽의 유동은 상대적으로 증가되어 혈류역학상 상대적인 신호량 비율의 폭은 더 커질 것으로 보인다. 또한 협착부위로 가장 속도의 분포가 높은 부위가 지나가며 협착후 팽창부에서 갑자기 유동폭이 확장되며 와류가 생겨 신호의 감소가 더 초래될 것으로 보인다. 여기에 기존의 이론인 협착부위에서 위상의 분산으로 인한 신호소실과 최대강도투사(MIP)방법에서의 상대적인 신호열세에 의한 효과를 추가 고려한다면 협착정도가 일정수위(60-70%)이상에 도달하면 협착 정도의 증가에 따라 신호소실과 자기공명혈관촬영상의 변형은 더 가속화될 것으로 사료된다.

결론적으로 혈관협착시 생길 수 있는 자기공명혈관촬영상의 협착정도의 과장표현이나 "flow gap"의 발생은 자기공명영상의 물리학적 해석만으로 설명하기 보다는 반드시 혈류역학적 해석에 기초를 둔 유동의 양상을 파악하여 자기공명영상의 물리학과 동시에 해석 규명하여야 하겠다.

참 고 문 헌

1. Masaryk AM, Ross JS, Dicello MC, Modic MT, Paranandi L, Masaryk TJ. 3DFT MR angiography of the carotid bifurcation: potential and limitations as a screening examination. *Radiology* **1991**;179:797-804.
2. Heiserman J, Drayer, B, Fram E, et al. Carotid artery stenosis: clinical efficacy of two-dimensional time-of-flight angiography. *Radiology* **1992**;182:761-768.
3. Polak JF, Bajakian RL, Oleary DH, et al. Detection of internal carotid artery stenosis: comparison of MR angiography, color Doppler sonography, and arteriography. *Radiology* **1992**;182:35-40.
4. Anderson CM, Saloner D, Lee RE, et al. Assessment of carotid artery stenosis by MR angiography: comparison with x-ray angiography and color-coded Doppler ultrasound. *AJNR* **1992**;13:989-1003.
5. Huston J, Lewis B, Weibers D, et al. Carotid artery: prospective blinded comparison of two-dimensional time-of-flight MR angiography with conventional angiography and duplex US. *Radiology* **1993**;186:339-344.
6. Anderson CM, Lee RE, Levin DL, Alonso ST, Saloner D. Measurement of internal carotid artery stenosis from source MR angiograms. *Radiology* **1994**;193:219-226.
7. Urchuk SN, Plewes DB. Mechanisms of flow-induced signal loss in MR angiography. *J Magn Reson Imaging* **1992**;2:453-462.
8. Wasserman BA, Haacke EM, Li D. Carotid plaque formation and its evaluation with angiography, ultrasound, and MR angiography. *J Magn Reson Imaging* **1994**;4:515-527.
9. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med* **1991**;325:445-453.
10. 김일순. 한국인 5대 사망원인질환의 현황과 추이. 대한의학협회지 **1995**;38:132-145.
11. 김정순. 한국인 5대 사망원인질환의 질병 통계. 대한의학협회지 **1995**;38:146-156.
12. 정태섭, 서정호, 김동익등. 한국인 뇌경색증의 경동맥 색조도플러 혈류영상. 대한방사선의학회지 **1990**;26:918-925.
13. European Carotid Surgery Trialists Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. *Lancet* **1991**;337:1235-1243.
14. Beebe HG. Stanley JC. *Complications of surgical therapy for cerebral renal and splanchnic arterial disease*. In: Standness DE Jr. Van Breda A. eds. Vascular diseases: surgical and interventional therapy. New York. NY: Churchill Livingstone. **1994**;1179-1198.
15. Masaryk TJ. Obuchowski NA. Noninvasive carotid imaging: caveat emptor. *Radiology* **1993**;186:325-328.
16. 정태섭, 정은기, 임윤철, 김성빈, 이동훈, 김대인. 색혈류영상을 이용한 두개강 내 동맥류 phantom상 혈류양상에 대한 실험연구. 대한초음파의학회지 **1994**;13:217-223.
17. 정태섭, 임윤철, 서상호, 김경오, 김은호. 자기공명혈관촬영술을 이용한 경동 맥 phantom상 혈류의 표현성에 대한 실험 연구. 대한방사선의학회지 **1995**;33:189-195.
18. Sheppard S. Basic concepts in magnetic resonance angiography. *Radiol Clin North Am* **1995**;33:91-113.
19. Anderson CM, Saloner D, Tsuruda JS, et al. Artifacts in maximum intensity projection display of MR angiograms. *AJR* **1990**;154:623-629.

대한방사선의학회지 1996 : 34(6) : 737~744

Journal of the Korean Radiological Society 1996 : 34(6) : 737~744

Hemodynamic Changes on Phantoms of the Internal Carotid Arterial Stenosis: Comparison of Magnetic Resonance Angiography (MRA), Digital Subtraction Angiography(DSA) and Computational Fluid Dynamics (CFD).[1]

Tae-Sub Chung, M.D., Yoon-Chul Rhim, Ph.D.[2], En-Hao Jin, M.D.[3], Dong-Hoon Lee, Ph.D.[4], Jun-Heon Noe, Msc[2]

[1] Department of Diagnostic Radiology, College of Medicine, Yonsei University
[2] Department of Mechanical Engineering, Yonsei University
[3] Department of Diagnostic Radiology, Yanbian Medical College, China
[4] Department of Physics, Paichai University

Purpose: The most important factor discrediting the reliability of MRAs is the overestimation of the degree of stenosis in the internal carotid artery(ICA). The purpose of this study is to evaluate the secondary hemodynamics and the cause(s) for the overestimation of the degree of variable stenotic phantoms of the carotid artery using steady-state flow on MRAs.

Materials and Methods: Using acrylic materials, normal and variable stenotic phantoms of the bifurcated carotid artery were constructed (40% and 65%). Flow patterns were evaluated with axial and coronal imaging of MRAs (2D-TOF and 3D-TOF) and DSAs of phantoms constructed from an automated closed-type circulatory system filled with 10% glucose solution. These findings were then compared with those obtained from CFD.

Results: 3D-TOF axial MRA of asymmetrically 40 percent stenotic phantom revealed 40 percent stenosis identical to the stenotic region of phantoms with continued poststenotic signal loss, whereas 3D-TOF axial MRA of symmetrically 65 percent stenotic phantom showed markedly decreased signal intensity at the poststenotic segment resembling occlusion. Source image of 2D-TOF coronal MRA showed redistribution (from the internal to external carotid artery side) of the central axis of inflow depending upon the degree of stenosis of the ICA; this redistribution can be a cause of the decreased signal at the poststenotic segment, due to a reduced volume of flow through the stenotic segment. The general hemodynamics of the variable stenotic phantoms on MRA were identical to the hemodynamics on DSA and CFD.

Conclusion: Although dephasing from turbulent flow and character of maximum intensity projection(MIP) were suggested as the main cause of the decreased poststenotic signal, our study indicated that a hemodynamically redistributed central axis of inflow and reduced flow volume through stenotic channel is one of the basic factors of the decreased signal intensity at the poststenotic segment on MRA.

Index Words: Carotid arteries, flow dynamics
Carotid arteries, MR
Carotid arteries, stenosis
Magnetic resonance (MR), comparative studies
Magnetic resonance (MR), experimental

Address reprint requests to : Tae-Sub Chung, M.D., Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine, YongDong Severance Hospital, 146-92 Dogok-dong, Kangnam-ku, Seoul, 135-270 Korea.
Tel. 82-2-3450-3514 Fax. 82-2-562-5472