대한방사선의학회지 2004;50:159 - 165

삼차원 회전혈관영상에서 발생하는 영상 왜곡 요인에 대한 모형연구[1]

권배주 · 한문희[1, 2, 3] · 이승로[4] · 함창곡[4] · 김희찬[5] · 장기현[1, 2, 3]

목적: 모형 연구를 통하여 삼차원 회전혈관영상의 영상왜곡과 관련 있는 요인을 규명하고 삼차원 영상에 적합한 조영제 농도를 밝히고자 하였다.

대상과 방법: 네가지 모형(1. 교차금속막대, 2. 단금속막대, 3. 단조영제막대, 4. 수중조영제막대: 300, 250, 200, 150 Img/ml 농도)을 제작하여 C-arm의 회전면, 직교면(회전면과 90°), 중간면(45°), 근접회전(20°), 근접직교면(70°)에서 회전조영술을 시행하고, 삼차원 영상을 만들었다(삼차원 회전조영술). 각 평면에서 얻은 삼차원 영상은 두 명의 신경방사선의사에 의해 직교면에 있는 막대 영상과 비교하여 음영도, 균질도, 그리고 경계의 명확도를 등급화(저 · 중 · 고등급)하여 화질을 평가하였다. 영상영역의 부위별 왜곡을 평가하기 위하여 단금속막대 직교면, 근접직교면, 그리고 중간면 영상의 중심부, 중간부, 변연부의 절단면 영상을 평가하고, 직경(수직 및 수평)을 측정하여 차이를 분석하였다.

결과: 네 가지 모형의 삼차원 영상은 근접직교면과 중간면에서 직교면과 차이가 없이 모두 고등급의 화질을 보였으나 회전면과 근접회전면에서 모든 모형은 화질이 저하되었고, 특히 금속모형의 회전면 영상은 세가지 항목에서 모두 저등급이었다. 금속막대에 비하여 조영제막대가 그리고 300과 150 농도에 비하여 200과 250 농도가 등급이 더욱 높은 경향을 보였다. 단금속막대의 부위별 절단면 영상과 직경은 의미 있는 차이를 보이지 않았다.

결론: 삼차원 회전조영술 영상은, 직선형의 물체가 회전면에 평행할수록 그리고 물체 고유의 X선 감쇄 정도가 심할수록, 영상 왜곡이 증가하였고, 이는 X선경화인공물과 밀접한 관련이 있다. 이러한 왜곡은 조영제 농도가 200-250 Img/ml 인 경우에 가장 적었으며, 생체 외 삼차원 혈관 영상을 위한 가장 적합한 농도로 추정된다.

도관과 조영제를 이용한 고식적 혈관조영술은 지금도 동맥류, 혈관기형, 혈관협착 등의 진단에 기준이 되는 영상법이다. 이러한 고식적 영상법은 영상장비와 컴퓨터 소프트 웨어의 발달과 함께 삼차원 영상(삼차원 재구성 회전조영술)까지 발전하였으며, 실험적 연구 및 동물 실험을 거쳐(1-3), 현재는 임상적으로 활발하게 적용되고 있다. 특히, 동맥류의 진단과 중재적 시술에 유용하고, 워크 스테이션에서 간단히 길이나 용적도 측정할 수 있어 코일이나 스텐트 크기를 쉽게 정할 수 있다(4-7).

그러나, 이러한 삼차원 회전조영술의 유용성에도 불구하고, 아직 측정값의 정확성은 검증된 바가 없으며, 특히 작은 두개내혈관의 풍선확장술이나 스텐트 설치시, 실제 직경보다 큰 풍선이나 스텐트를 선택한 경우 동맥 박리나 재협착이 발생할 수 있으므로(8-10), 측정의 정확도는 아주 중요한 문제이다. 삼차원 영상의 정확도는 영상 왜곡의 정도, 워크스테이션에서 사용자 접속 중 발생하는 오차와 관련 있을 것으로 추정할 수 있다. 저자들은 증례 수가 증가하면서, 두개내 혈관의 부위에 따라 삼차원 영상의 화질이 달라짐을 보고(Fig. 1), 혈관이 위치한 평면을 영상 왜곡의 원인 중 하나로 가정하였다. 이를 증명하기 위하여, 금속 혹은 조영제로 만든 모형으로 영상의 왜곡과 각 평면과의 관계를 알아보았다. 이에 더하여, 삼차원 영상에 적합한 조영제 농도를 밝히고자 하였다.

대상과 방법

모형 종류

금속막대(stainless steel)와 조영제막대로 제작한 모형은 각

[1]서울대학교 의과대학 방사선과학교실
[2]서울대학교병원 임상의학연구소
[3]서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소
[4]한양대학교 의과대학 방사선과학교실
[5]서울대학교 의과대학 의공학교실
이 논문은 2003년 7월 9일 접수하여 2003년 10월 30일에 채택되었음.

각 두 가지이고, DSA장비 구입 시 제공되는 검증모형(verification phantom)도 이용하였다. 제작한 첫째 모형은 교차막대모형으로서, 하나의 아크릴 직육면체(10×8×5 cm)를 받침대로 하여 수직으로 금속막대(0.998×22 cm)를 세우고, 다른 아크릴 정육면체(6×6×6 cm)를 막대 끝에서 9 cm 떨어진 부위에 중심이 위치하도록 고정한 후, 중심부에서 수직금속막대에 서로 직각이 되도록4개의 금속막대(0.998×9.0 cm)를 아크릴 정육면체 내로 삽입하여 만든 모형이다; 둘째는 단 금속 막대모형(0.998×43.5 cm)이며; 셋째는 단조영제막대모형으로서, 실린더 모양의 아크릴(지름, 10 cm; 높이, 4.5 cm)위에 아크릴봉(2.0×20 cm)을 수직으로 세우고 이를 지지하여 또 다른 아크릴봉(2.0×23.5 cm)을 직각으로 누여 수평하게 만든 모형으로서, 양 끝에 수액세트도관을 연결하여 아교로 밀봉한 후 쓰리웨이를 달아 조영제(300 Img/ml)를 채울 수 있도록 만들었다. 넷째는 수중조영제막대모형으로, 플라스틱 컵(직경 15 cm)에 쓰리웨이를 매단 수액세트도관(0.4×11 mm)을 곧게 펴서 양 끝에 고정한 후, 물을 채워(1L) 잠기게 하고, 각 농도의 조영제(300, 250, 200, 150 Img/ml)를 채울 수 있도록 만들었다. 마지막으로, 검증모형(bullet rods phantom)은 아크릴 정육면체 내부에 금속으로 만들어진 3개의 막대(0.2×3 cm)와 3개의 구(직경 4 mm)가 들어있는 모형이었다(Fig. 2).

영상 획득

모든 예에서 양평면 디지털감산혈관조영술 장비(biplane DSA unit; Integris Allura biplane, Philips Medical Systems, Best, Netheland)를 이용하였다. C-arm 프로펠러 회전 55°/sec, 240°범위로 시행하여 모두 120 투사영상을 획득하였고(회전혈관조영술), 이 영상을 워크스테이션(Integris 3D RA release 2; Silicon Graphics Inc., Mountain Hill, CA, U.S.A.)으로 전송하면 자동으로 삼차원 재구성(Feldkamp's cone beam algorithm/volume rendering)을 하고 초기 재구성 영상을 보여준다. 사용자 접속을 통하여, 해상능을 높이기 위해 다시 "high resolution"을 선택하여 고해상능의 두 번째 삼차원 영상을 얻었다. 모든 예에서 영상의 역치 값을 일정하게 만들기 위해 히스토그램에서 픽셀 값을 최소로 감소시켰다가 증가시키면서 금속이나 조영제 모형 이외의 바탕 음영이 소실되는 지점에서 창폭/창높이를 선택하였다. 영상 왜곡을 최소화 하기 위하여 1개월마다 1회씩 조정을 시행하였다(회사권고사항: 1회/6개월).

회전조영술은, 모형막대를 C-arm의 회전면과의 각도에 따라 5가지 평면(회전면, C-arm의 회전면과 평행; 직교면, 회전면과 90°; 근접직교면, 70°; 중간면, 45°; 근접회전면, 20°)에 놓고 시행하였다. 수중조영제막대모형은, 쓰리웨이를 통해 조영제 농도를 달리 하고(300, 250, 200, 150 Img/ml), 각 평면에서 회전조영술을 시행하였다. 검증모형은 투시 영상 영역의 중심부에 위치시키고 세 막대 축을 각각 회전면과 직교면에 일치시킨 후 1회 회전조영술을 얻었다.

모형 측정의 방법 및 분석

삼차원 영상을 이용한 측정값의 정확도를 구하기 위하여, 검증모형 내 중심부에 위치한 구 및 직교면에 평행한 막대의 삼차원 영상에서, 구의 직경 및 막대 길이를 동일한 관찰자가 30회 측정하고, 참값(4 mm와 30 mm)과 차이의 평균과 95% 신뢰구간을 구하였다(one sample T test). 제작한 네가지 모형의 삼차원 영상 화질은 직교면 영상을 기준으로(Fig. 3A), 나머지 네 평면에서 각각 3개의 기본 영상(전후면, 좌측면, 상하면)을 보고 비교하여 음영도, 균질도, 그리고 경계의 선명도를 등급화 하여 평가하였다(0, 불량; 1, 중간; 2: 양호). 신경방사선과 전문의 두 명이 서로 다른 시간에 각각 평가하였고,

A

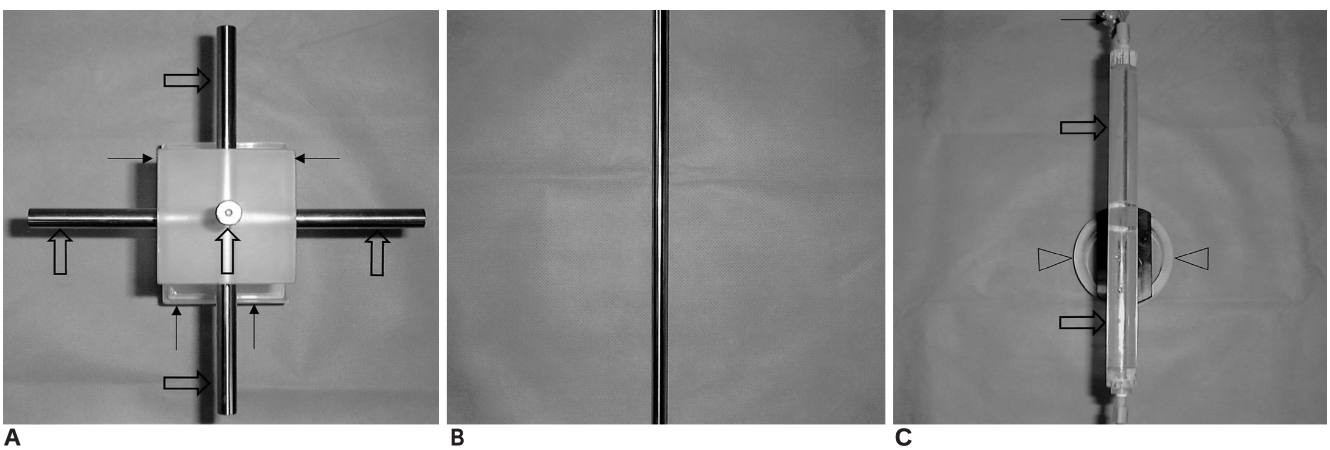

B

Fig. 1. Three-dimensional DSA image of normal internal carotid artery, which is secondarily reconstructed with high resolution.
A. Anterior view of the left internal carotid artery is nicely displayed with good opacity, homogeneity, and sharp margin except for petrous internal carotid artery, anterior and middle cerebral artery (arrows).
B. Superior view shows more blurred margin of the middle cerebral artery than the anterior view (arrowheads).

상이한 결과가 나온 경우 합의 하에 결과를 도출하였다. 단금속막대의 직교면, 근접직교면, 그리고 중간면에서의 삼차원 영상에서 막대의 중심부, 중간부, 변연부에서 절단면을 얻어 중심부의 절단면을 기준으로 비교하여 나머지 두 부위의 음영도, 균질도, 및 경계의 선명도를 같은 관찰자가 같은 방식으로 등급화하여 평가하였다. 또한, 각각의 절단면에서 수평 및 수직 직경을 구하여 부위별 차이가 있는지 분석하였다(Paired Samples Test).

결　　과

검증모형내 구 직경의 측정값과 참값(4 mm)과의 차이는 통계적으로는 유의하였으나(p value < 0.05), 수치 상으로는 차이의 평균(0.029 mm)이나 95% 신뢰구간(0.0225 - 0.0355 mm)이 매우 낮은 수준이었다. 막대 길이(30 mm) 역시 차이의 평균(-0.0633 mm)이나 95% 신뢰구간(-0.0742 - -0.0524 mm)이 매우 낮은 정도였다: 실제 회사에서 권하는 기준은 조정 후 검증단계에서 차이가 10% 미만이다. 모든 제작된 모형의 근접직교면과 중간면의 삼차원 영상은 직교면과 유사하여 양호한 영상 화질을 나타내었다(Fig. 3B, C). 근접회전면 영상은 교차막대 금속과 단금속막대모형에서 세가지 평가요소 모두 중간 등급이었고, 단조영제막대모형은 음영도와 경계의 선명도가 중간 등급인 반면 균질도는 불량하였다(Fig. 3D). 회전면에서 교차막대모형과 단금속막대모형은 음영도, 균질도, 그리고 경계의 선명도에 있어 모두 불량한 등급을 보였다(Fig. 3E). 이에 비하여 단조영제막대모형은 경계의 선명도만 불량하였고 음영도와 균질도는 중간 등급이었다. 경계의 선명도는 상하면에서 단금속막대나 단조영제막대 공히 불량하였으나, 특히 전자에서 아주 심하게 저하되었고 다수의 음영이 중복되는 인공물처럼 보였다(Fig. 3F). 수중조영제막대모형은 중간의 농도(250, 200 Img/ml)에서 다른 두 농도에 비하여 근접회전면의 영상은 큰 차이가 없는 반면, 회전면에서의 영상은 더욱 우수하였다(Table 1). 단금속막대의 직교면, 근접직교면, 그리고 중간면 각각의 영상영역 내에서 부위에 따른 절단면 영상의 화질 차이는 없었으며 모두 중심부와 유사한 정도였다. 그리고, 각 절단면에서 수평과 수직 직경 각각의 상호 차이는 근접직교면과 중간면의 수평 직경에서만 의미가 있는 것으로 나타났으나(p value < 0.05), 수치상으로는 평균(근접직교면,



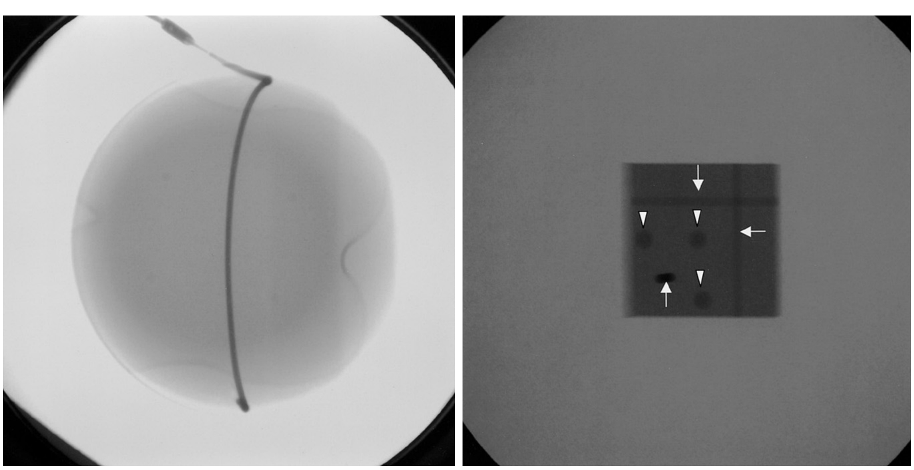


Fig. 2. Five phantoms.
A. The crossed metal rods consist of three crossing right-angled metal rods (open arrows). One acryl cube and another rectangular parallelepiped are overlapped each other (arrows).
B. The one metal rod.
C. The one contrast rod consists of a acryl rod containing contrast (open arrows) with two three ways closing (arrow), a supporting vertically-oriented rod (not shown due to overlapping), and a supporting acryl cylinder (arrowheads).
D. Fluoroscopic anterior projection of the contrast rod under water shows a plastic cup containing one liter of water, and a segment of line of intravenous set containing contrast.
E. Fluoroscopic anterior projection of the verification phantom shows three rods (arrows) and bullets (arrowheads) within an acryl cube.

0.068; 중간면, 0.006 mm)이나 95% 신뢰구간(근접직교면, 0.0052 - 0.1308; 중간면, - 0.0097 - - 0.0023 mm)의 값은 낮은 수준이었다.

고 찰

고식적 혈관조영술을 이용한 삼차원 회전혈관영상 혹은 삼차원 디지털감산혈관조영술은 뇌혈관 질환의 중재적 시술에 중요한 역할을 하고 있다(4 - 7). 특히 디지털 영상후처리 기능인 길이나 용적의 측정은 워크스테이션에서 사용자 접속을 통하여 간단히 측정할 수 있는 편리성과 함께, 시술에 사용할 적합한 크기의 기구를 선택할 수 있어 시술 과정을 단순화 시키고 시술 성적에도 영향을 미칠 것으로 보인다. 그러나, 아직까지 삼차원 영상을 이용하여 측정한 수치의 정확성이나 재현성

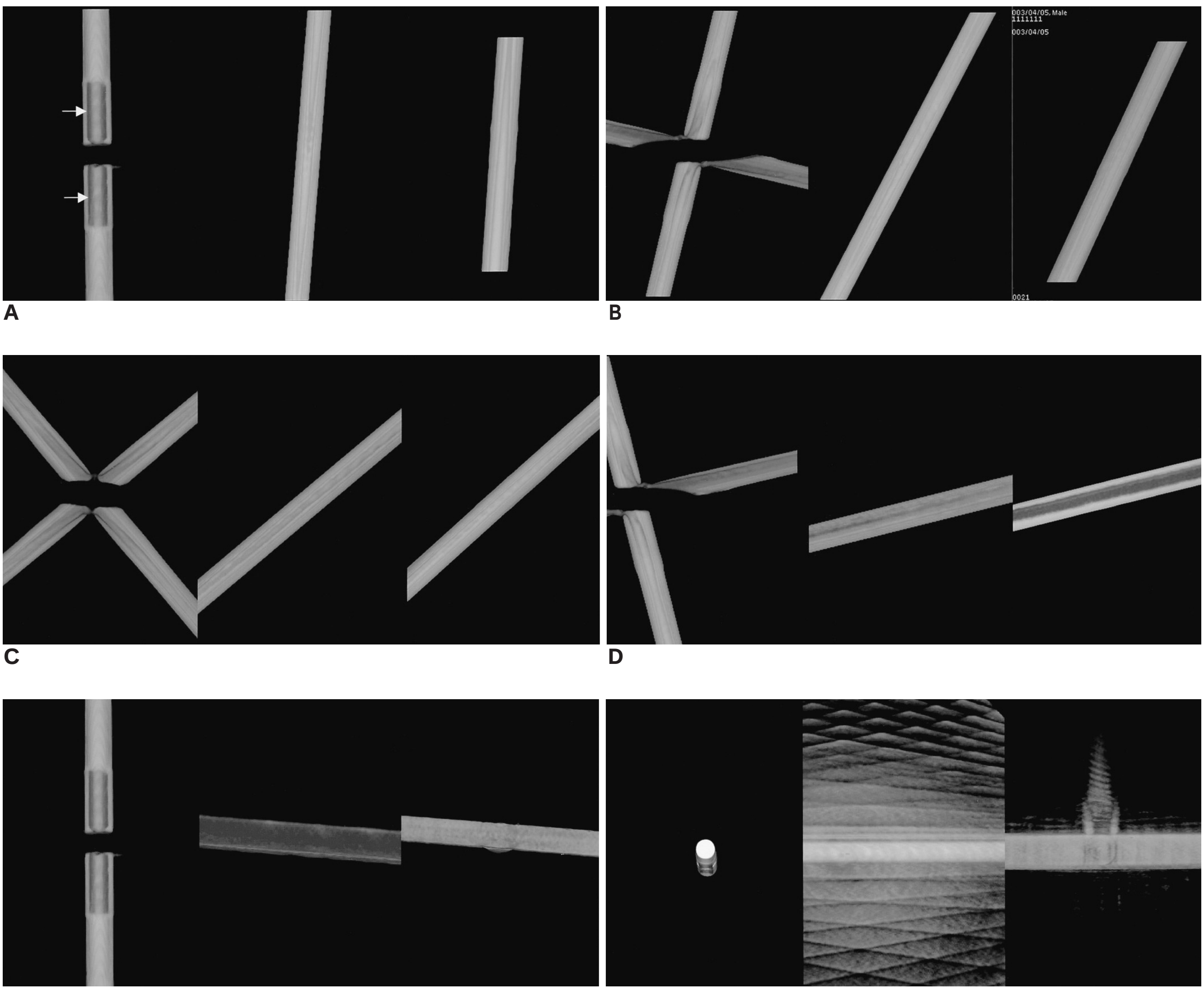


Fig. 3. Three dimensional images of metal and contrast rod phantoms (cross metal rods in the left, one metal rod in the middle, and one contrast rod in the right).
A. Rods of right-angled plane: two rods of rotational plane are not seen on cross metal rod image, which shows an arfifact (arrows) resulted from acryl cube in the middle portion of a rod in the right-angled plane.
B. Rods of close to right-angled plane: these phantom images have similar quality to images in **A**.
C. Rods of intermedial plane: these phantom images have similar quality to images in **A**.
D. Rods of close to rotational plane: compared with images in **A**, these three images are graded as intermediate for opacity and margin, which is more evident on superior view (not shown). Only one contrast rod image shows poor homogeneity
E, F. Anterior (**E**) and superior (**F**) view of rods of rotational plane: two rods of this plane of cross metal rods are not seen. One contrast rod image shows intermediate quality in opacity and homogeneity, and poor sharpness of margin on superior view, while cross metal rods and one metal rod images are displayed with lack of or poor opacity, homogeneity, and sharpness of margin. Blurring of margin is much more in one metal rod than in one contrast rod on superior view (**F**).

Table 1. Grading of the Three-dimensional Image Quality of Phantoms

	Opacity	Homogeneity	Margin sharpness
Cross metal rods			
Rotational	poor	poor	poor
Close to rotational	intermediate	intermediate	intermediate
One metal rod			
Rotational	poor	poor	poor
Close to rotational	intermediate	intermediate	intermediate
One contrast rod			
Rotational	intermediate	intermediate	poor
Close to rotational	intermediate	poor	intermediate
Contrast (300 Img/ml) in water			
Rotational	intermediate	poor	poor
Close to rotational	intermediate	intermediate	intermediate
Contrast (250 Img/ml) in water			
Rotational	intermediate	intermediate	intermediate
Close to rotational	intermediate	intermediate	good
Contrast (200 Img/ml) in water			
Rotational	intermediate	intermediate	intermediate
Close to rotational	intermediate	intermediate	good
Contrast (150 Img/ml) in water			
Rotational	poor	poor	poor
Close to rotational	intermediate	intermediate	good

Grades for intermedial, close to right-angle, and right-angle planes are high in all three items of all phantoms.

에 대한 연구, 장비 간 비교는 거의 없는 실정이다(11). 그 이유는 영상의 획득에서부터 측정과정까지 변수가 너무 많아 측정 수행의 일관성이 없기 때문이다. 회전혈관조영술을 시행하는 시점부터 이미 설정된 회전각도, 회전속도, 프레임비로부터 얻어지는 투사영상의 수는 연구마다 다양하고(44 - 120개), 재구성 알고리듬 역시 일정치 않으며(Algebraic or Cone beam algorhithm), 영상 왜곡의 정도(Pincushion왜곡, S왜곡, 기하학적인 왜곡)와 삼차원 영상 기법(volume rendering, surface rendering, maximum intensity projection), 워크스테이션에서 사용자 접속을 통한 조절(재구성 영상의 해상능 선택, 영상의 역치조절, 측정커서 위치의 변화 등) 등이 다양하여 이러한 변수들에 대한 일관된 조절이 어렵기 때문으로 보인다.

이제까지 보고된 삼차원 혈관조영술의 임상적 연구들은(4 - 7) 회전조영술을 통해 얻은 투사영상의 수가 적어(44개 이하) 디지털 데이터의 회색도가 낮은 수준이었으나, 본 연구에서는 더 높은 수의 투사영상(20개)을 얻을 수 있는 DSA 장비를 이용하여, 회색도를 올리고 대조해상능을 증가시킨 삼차원 영상으로 측정을 시행하였다. 이렇게 얻은 측정값의 정확도가 허용할 만한 수준인가 알기 위하여 동일한 관찰자에 의해 검증모형 내 구(4 mm)의 직경과 막대(30 mm)의 길이를 측정하였으며 사용자 접속을 통한 측정 시 측정 부위에 대한 마우스 커서의 위치 변화만을 제외한 나머지 요인들(영상의 역치조절, 재구성 영상의 해상능 선택)은 일정하게 조절하였다. 비록 구와 막대의 측정값이 통계적으로는 참값과 유의한 차이를 보였으나 차이의 평균(구, 참값의 0.73%; 막대, 참값의 0.21%)이나 95% 신뢰구간의 수치(구, 0.0225 - 0.0355 mm; 막대, - 0.0742 - - 0.0524 mm)을 고려할 때 그 수치는 미미하여 실제 임상적으로 적용하기에 무리가 없을 것으로 판단된다. 구와 막대 각각에서 측정값이 참값보다 크고 작으며 차이값의 평균이 차지하는 비율이 구에서 막대보다 큰 이유는 설명하기 어렵지만, 물체의 크기와 연관되어 작은 물체일수록 재구성 영상의 역치 조절에 민감하게 반응하여 차이가 더욱 커졌을 가능성이 있다. 영상 왜곡은 비록 조정을 통하여 보정한다고 하나, 어느 정도 및 크기까지 가능한지 알려진 바가 없다. 단지 Bridcut 등(11)이 모형의 volume - rendered 3D DSA(100개의 투사영상) 상 20 - 208 mm의 거리를 측정하여 참값과의 오차 범위가 - 1.1 - 1.4 mm(- 1.0 - 2.3%)임을 보고한 바 있다. 저자들은 20 mm 이상에서 삼차원 영상의 측정값 오차는 임상적으로 의미가 없다고 결론을 내리고 실제 임상에서 자주 접하는 동맥류와 같이 1 cm미만의 측정값에 대한 오차 범위를 구해야 한다고 권하였다. 본 연구의 결과 역시, 1 cm 미만의 모든 거리를 측정하지는 못하였으나, 최소한 4 mm와 30 mm 측정을 통하여 측정의 오차는 임상적으로 의미가 없을 것으로 생각된다.

저자들의 모형 연구를 통하여, 삼차원 영상의 화질은 직선형의 모형이 놓인 평면과 밀접한 관련이 있음을 알 수 있었다. 모형이 놓인 평면이 C - arm의 회전면과 90°를 이루는 직교면과 가까울수록, 삼차원 영상의 화질은 좋고 회전면에 가까울수록 화질이 저하되거나 심지어는 영상 자체가 만들어지지 않는 현상을 볼 수 있었다. Tanigawa 등(12)의 연구에서도, 직경 4.5 mm, 길이 10, 20, 30, 40, 50 mm의 직선형 혈관모형을 만들고 각각의 투사영상(총44개/회전조영술)에서 DSA 픽셀값을 구하면, 모형의 단면상에서 길이 30 mm 이상부터는 값

이 동일하다는 결과를 보고하였다. 이는 혈관이 직선이고 길면서 회전면에 위치할 경우 투사영상의 데이터는 부정확하다는 결론을 내릴 수 있고 저자들의 결과와도 일치한다. 직선형의 물체가 회전면에 있거나 근접한 경우, 회전조영술을 시행하면, 각 120개 투사영상에서 X선이 물체를 투과하는 길이가 달라지고, 단면상에 가까워질수록 통과하는 길이는 길어진다. 그러므로, 물체를 구성하는 원자 고유의 X선 감쇄가 심할수록 더욱 적은 길이에서 후에 투과하게 되는 물체의 부분을 제대로 반영하지 못하고 픽셀값이 부정확해지며, 삼차원 용적 데이터를 제대로 형성할 수 없게 된다. 이렇게 만들어진 삼차원 영상은 화질이 저하되고 직경이 감소되는 영상왜곡을 보이게 된다. 또한 X선 감쇄율이 더 높은 금속이 조영제보다 X선이 투과하는 방향(상하면)으로 삼차원 영상의 인공물(경계 선명도의 불량)이 더 심하게 나타난 것으로 보아, CT에서 잘 알려진 X선경화인공물이 영상 왜곡의 기전으로 추정된다. 조영제 농도에 따라서도, 회전면에 가까와지면 화질은 저하되었으며, 200 혹은 250 Img/ml의 농도에서 가장 우수한 화질을 보였다. 가장 높은 농도(300 Img/ml)에서는 X선경화인공물에 의하여 그리고 가장 낮은 농도(150 Img/ml)에서는 각 복셀값을 계산하기에 X선 감쇄 자체가 너무 적어 화질이 저하된 것으로 추정된다.

한 영상 영역에서 부위에 따른 화질의 차이가 있다면 조정의 부정확성과 연관성이 크다. 투시 장비는 영상증폭기 및 C-arm의 회전과 관련 있는 고유한 왜곡을 갖고 있으며, 전자는 영상증폭기의 입력면의 굴곡과 관련된 Pincushion 왜곡과 외부 자장이 영상증폭기 내의 전자흐름에 영향을 주어 발생하는 S왜곡으로 나눌 수 있고, 후자는 C-arm의 물리적 구부러짐으로 인하여 각 투사영상에서 isocenter가 달라지는 기하학적인 변화를 말한다. 삼차원 영상의 공간적 위치와 길이, 용적의 값이 정확하기 위해서는 이러한 영상 왜곡이 사전에 미리 조정이 되어 있어야 하며, 조정을 통한 보정값이 워크스테이션에 저장되어 차후에 전송되는 모든 투사영상의 데이터가 자동적으로 보정되어 삼차원 용적 데이터를 만들게 된다(an offered manual for Integris 3D-RA Release 2, Philips Medical System). 저자들은 본 연구를 통하여, 영상 화질은 중심부, 중간부, 변연부 모두에서 차이가 없었고, 각 절단면에서 수평 및 수직 직경의 측정값 역시 차이는 미미한 수준임을 알 수 있었다. 그러므로, 조정을 주기적으로 자주 한다면 한 영상 영역 내에서 부위별 화질이나 측정값의 차이는 유의하지 않다고 할 수 있다. 하지만, 한 크기의 모형(9.98 mm)으로 직교면, 근접직교면, 그리고 중간면에서만 부위별 절단면에 대한 분석을 하여 모든 크기의 물체나 모든 평면에 이러한 결론을 적용하기는 무리가 있다.

저자들의 단금속, 단조영제막대모형은 모형주위로 X선을 흡수하는 물질이 없으므로, X선은 모형 주위 영역에서 그대로 투과하게 되어 영상증폭기를 포화시키고 눈부심을 유발하게 된다. 이렇게 형성된 삼차원 용적 데이터는 역치를 조절하면서 모형의 경계나 음영도를 정확히 반영하지 못하는 제한점이 있을 수 있다. 수중조영제막대는 최대한 직선형으로 만들었으나 접착부에서는 불가피한 곡선형이 되었고, 이는 근접회전면에서는 회전면과 평행하게 되어 화질이 저하되고, 회전면에서는 반대로 되어 화질이 좋아지는 현상을 보였다. 또 다른 제한점으로는, 일관된 기준으로 삼차원 영상의 역치 조절을 하였다고 하나 완전히 같을 수는 없으며, 이러한 점으로 인하여 측정값이나 경계의 선명도에 차이가 날 가능성이 있었다.

결론적으로, 삼차원 회전조영술은 직선형의 물체가 회전면에 근접할수록 그리고 물체 고유의 X선 감쇄 정도가 심할수록 영상 왜곡이 증가하였고, 이는 X선경화인공물과 밀접한 관련이 있다. 이러한 왜곡은 조영제 농도가 200-250 Img/ml인 경우에 가장 적었으며, 생체 외 삼차원 혈관 영상을 위한 가장 적합한 농도로 추정된다.

참 고 문 헌

1. Heautot JF, Chabert E, Gandon Y, et al. Analysis of cerebrovascular diseases by a new 3-dimensional computerized X-ray angiography system. *Neuroradiology* 1998;40:203-209
2. Saint-Felix D, Trousset Y, Picard C, Ponchut C, Romeas R, Rougee A. In vivo evaluation of a new system for 3-D computerized angiography. *Phy Med Biol* 1994;39:583-595
3. Tu RK, Cohen WA, Maravilla KR, et al. Digital subtraction rotational angiography for aneurysms of the intracranial anterior circulation: injection method and optimization. *AJNR Am J Neuroradiol* 1996;17:1127-1136
4. Hochmuth A, Spetzger U, Schumacher M. Comparison of three-dimensional rotational angiography with digital subtraction angiography in the assessment of ruptured cerebral aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:1199-1205
5. Kiyosue H, Tanoue S, Okahara M, et al. Anatomic features predictive of complete aneurysm occlusion can be determined with three-dimensional digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:1206-1213
6. Anxionnat R, Bracard S, Ducrocq X, et al. Intracranial aneurysms: clinical value of 3D digital subtraction angiography in the therapeutic decision and endovascular treatment. *Radiology* 2001;218:799-808
7. Sugahara T, Korogi Y, Nakashima K, Hamatake S, Honda S, Takahashi M. Comparison of 2D and 3D digital subraction angiography in evaluation of intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:1545-1552
8. Connors JJ 3rd, Wojak JC. Percutaneous transluminal angioplasty for intracranial atherosclerotic lesions: evolution of technique and short-term results. *J Neurosurg* 1999;91:415-423
9. Levy EI, Horowitz MB, Koebbe CJ, et al. Transluminal stent-assisted angioplasty of the intracranial vertebrobasilar system for medically refractory, posterior circulation ischemia: early results. *Neurosurgery* 2001;48:1215-1223
10. Lee JH, Kwon SU, Lee JH, Suh DC, Kim JS. Percutaneous transluminal angioplasty for symptomatic middle cerebral artery stenosis: long-term follow-up. *Cerebrovasc Dis* 2003;15:90-97
11. Bridcut RR, Winder RJ, Workman A, Flynn P. Assessment of distortion in a three-dimensional rotational angiography system. *Br J Radiol* 2002;75:266-270
12. Tanigawa H, Sakaguchi T, Abe T, Hyodo K, Hokimoto K, Hayabuchi N. Experimental study of pseudo-stenosis artifact on three-dimensional DSA. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2002;58:1687-1695

대한방사선의학회지 2004;50:159 - 165

J Korean Radiol Soc 2004;50:159 - 165

A Phantom Study for Revealing Factors Related to Image Distortion of Three-Dimensional Reconstruction Rotational Angiogram[1]

Bae Ju Kwon, M.D., Moon Hee Han, M.D.[1, 2, 3], Seung-Rho Lee, M.D.[4],
Chang Kok Hahm, M.D.[4], Hee-Chan Kim, Ph.D.[5], Kee-Hyun Chang, M.D.[1, 2, 3]

[1]*Department of Radiology, Seoul National University College of Medicine*
[2]*Clinical Research Institute, Seoul National University Hospital*
[3]*Institute of Radiation Medicine, Seoul National University Medical Research Center*
[4]*Department of Radiology, Hanyang University College of Medicine*
[5]*Biomedical engineering, Seoul National University College of Medicine*

Purpose: To determine, by means of a phantom study, the distortion-related factors and appropriate iodine concentration for three-dimensional reconstruction rotational angiography.
Materials and Methods: Four phantoms were created: crossed metal rods, one metal rod, one contrast rod, and a contrast rod under water. Iodine concentrations were 300, 250, 200, and 150 Img/ml, respectively. For each phantom, rotational angiography was performed in the rotational, right-angled (90 ° to rotational), intermedial (45 °), close to rotational (20 °), and close to right-angled (70 °) planes. Two-dimensional projection images were transferred to a workstation at which 3D images were produced using the volume rendering technique. Image quality in each plane was evaluated in terms of opacity, homogeneity, and margin sharpness, which were graded as low, intermediate or high by two neuroradiologists who used images obtained in the right-angled plane as the standard reference. The same assessors evaluated in terms of the same parameters, cross-sectional images obtained at the central, intermedial, and peripheral portions of one metal rod positioned in the right-angled, close to right-angled, and intermedial planes, and in order to compare the values at different sites, one neuroradiologist measured the horizontal and vertical diameters of each cut image.
Results: Three-dimensional images of all four phantoms were high quality in the close to right-angled and intermedial plane, but in the rotational and close to rotational plane were degraded. In particular, metal rod images obtained in the rotational plane were poor for all three items. In these two planes, image quality was better for the contrast rod than the metal rod, and at 200 and 250 Img/ml concentrations than at 300 and 150 Img/ml concentrations. There was no significant difference in image quality, nor in measured values of the diameter between cut images.
Conclusion: A three-dimensional image was more distorted when a linear object was placed at a lesser angle to the rotational plane and when inherent X-ray attenuation was greater, a finding which must be closely related to the beam-hardening artifact. Distortion was least at 200 - 250 Img/ml of iodine concentration, the concentration thought to be most appropriate for *in-vitro* 3D angiography.

Index words : Digital subtraction angiography
Images, artifact
Cerebral blood vessels

Address reprint requests to : Moon Hee Han, M.D. Ph.D., Department of Diagnostic Radiology, Seoul National University Hospital,
28 Yongon-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea.
Tel. 82-2-760-3602 Fax. 82-2-743-6385 E-mail: hanmh@radcom.snu.ac.kr