대한방사선의학회지 2002;47:27-33

혈관모형을 이용한 CT 혈관조영 영상의 질에 영향을 미치는 해부학적, 촬영 및 재구성 변수에 대한 연구[1]

김양민 · 정진욱[2] · 김태훈 · 김미영 · 조준희 · 차상훈[3]

목적: 혈관모형을 이용하여 혈관의 해부학적인 양상, 스캔 변수나 삼차원 영상 재구성 방법이 CT 혈관조영 영상의 질에 미치는 영향을 분석하여, 혈관의 해부학적인 양상에 따른 적절한 검사방법을 찾고자 하였다.

대상과 방법: 내경이 1, 2, 3 mm인 도관 두 개씩을 평행하게 배열하고 쌍이 되는 두 도관의 거리가 조절되는 혈관 모형을 제작하였다. 두 도관사이의 거리를 1, 2, 3 mm로 조절해서 이를 z-축과 평행(z=0°), 경사(z=45°), 그리고 직각(z=90°)으로 놓고, 절단두께 1, 3, 5 mm와 피치 1, 2를 조합하여 스캔을 하였다. 1, 2, 3 mm재구성간격으로 얻어진 횡단면 영상으로 만든 972개의 삼차원 영상의 질을 세 명의 방사선과의사가 주관적으로 점수화하여 평가하였다.

결과: 도관이 z-축에 평행인 경우에는 다른 요소들에 상관없이 영상의 질이 모두 좋았다. 1 mm 간격의 두 도관은 어떤 방법으로도 구분이 안 되었다. 절단두께, 재구성간격의 증가에 따라서 영상의 질이 유의하게 나빠졌다. 절단두께/테이블 이동속도가 3 mm/6 mm로 얻은 영상이 5 mm/5 mm인 영상보다 우수하였다. 1 mm내경의 도관은 특히 SSD 영상에서 가성 협착이 생겼다. z-축과 비스듬하게 배열된 도관은 계단 모양 인공물이 나타났는데 재구성간격이 큰 경우에 심했다.

결론: z-축과 비스듬히 또는 수직으로 배열된 혈관의 영상을 좋게 하려면 작은 절단두께와 재구성간격을 사용한다. 스캔의 범위를 넓히려면 절단두께보다는 피치를 높이는 것이 좋다. 비스듬한 방향의 혈관에서 보이는 계단모양 인공물을 줄이려면 재구성간격을 줄여야 한다.

조영제를 급속 주입해서 혈관이 최대로 조영 증강이 된 상태에서 나선식 전산화 단층 촬영기(이후 CT)로 연속적인 나선형의 데이터를 얻고 이를 삼차원으로 재구성하면, 혈관을 주위 조직과 구분하여 주위 조직이 겹치지 않는 CT 혈관조영 영상(CT angiography)을 얻을 수 있다. 나선식 CT의 성능이 많이 향상되었으나 한번에 스캔할 수 있는 시간이 제한되어 있고, 환자가 호흡을 정지할 수 있는 시간도 한정적일 수밖에 없어서, 환자의 종축 방향인 z-축으로 스캔할 수 있는 범위는 제한되어 있다. z-축을 따라서 넓은 범위를 스캔하기 위해서는 절단두께(collimation width)나 피치(pitch)를 증가시켜야 하는데, 여기에는 항상 z-축 분해능(z-axis resolutuin)의 저하가 필연적으로 동반된다 (1, 2). 최근에 개발된 Multislice CT(or Multidetector CT)는 기존의 나선식 CT보다 훨씬 빨리 찍을 수 있어서 스캔 변수를 현재의 조건보다 더 좋게 하여 검사가 가능해져서 (3, 4), 기존의 나선식 CT의 한계 때문에 진단이 어려웠던 신동맥이나 간동맥과 같은 작은 혈관이나 이의 분지에 대한 평가가 가능해졌다 (4-6). 이런 상황에서 직경이 작은 혈관의 모형을 만들어 기존 방법보다는 좋은 변수로 검사하여 그 결과를 평가하는 것은 매우 의미가 있다.

저자들은 작은 혈관의 CT 혈관 조영술에 있어서 z-축 분해능의 결정 요소에 대한 종합적이고 객관적인 자료를 얻기 위해, 혈관 모형을 이용하여 z-축 분해능에 영향을 끼칠 것으로 생각되는 혈관의 해부학적인 양상(혈관의 내경, 혈관의 방향, 인접 혈관과의 거리), 스캔 변수(절단두께, 피치), 횡단면 영상 재구성 간격 및 삼차원 기법(그림자 표면 표시 영상, 최대 강도 투사 영상)들을 다양하게 바꾸어 가며 얻어진 CT 혈관조영 영상을 분석하여 이 요소들이 영상의 질에 어떤 영향을 미치는지를 조사하였다. 이를 바탕으로 혈관의 특정한 해부학적인 양상에 따라 적절한 스캔 방법과 적절한 삼차원 영상 재구성 방법을 찾고자 하였다.

대상과 방법

혈관의 해상도가 진단에 영향을 많이 미치는 기관지 동맥과

[1]세종 병원 방사선과, 세종 심장 연구소
[2]서울대학교 의과대학 진단방사선과
[3]충북대학교 의과대학 진단방사선과
이 논문은 2001년 12월 27일 접수하여 2002년 5월 6일에 채택되었음.

같은 작은 내경의 혈관을 모델로 혈관 모형을 제작하였다 (Fig. 1). 혈관 모형은 내경이 1 mm, 2 mm와 3 mm인 도관 두개씩을 평행하게 배열한 것으로, 쌍이 되는 같은 내경의 두 도관 사이의 거리는 조정할 수 있도록 제작하였다. 도관의 내부는 조영 증강이 잘 된 경우의 혈관을 가상해서 감쇄계수 250 Hounsfield Unit(이후 HU) 정도가 되게 희석된 비이온성 조영제(Ultravist 370; Schering, Berlin, Germany)를 주입하였고, 도관 주위의 물은 혈관 주위의 연조직을 가상해서 소량의 조영제를 첨가하여 감쇄계수가 50 HU 정도가 되게 조정하였다.

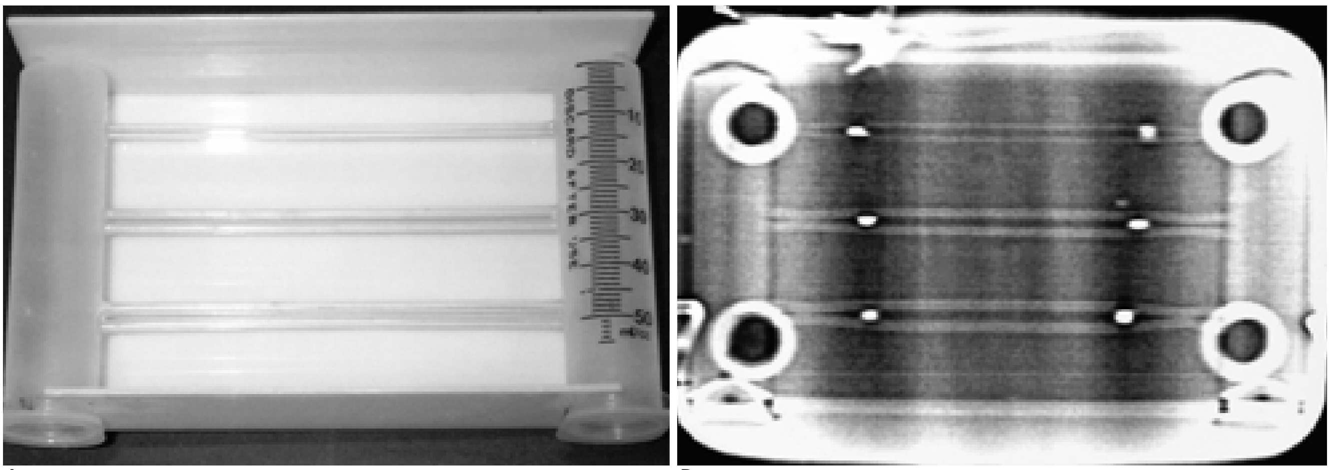
먼저 혈관 모형의 쌍을 이룬 두 도관 사이의 간격을 1 mm 정도가 되게 조정한 후 CT의 테이블 방향인 z-축과 평행하게 (z=0°) 놓고 스캔을 하였다. 이때 스캔 변수는 1 mm, 3 mm 및 5 mm의 절단두께에 대해 각각 1:1 과1:2 피치를 조합하여 여섯 가지의 절단두께/테이블 이동속도(table increment), 즉 1/1, 1/2, 3/3, 3/6, 5/5, 5/10(mm/mm)로 스캔을 하였다. 이어서 도관 사이의 간격을 2 mm, 그리고 3 mm로 조정한 후, 같은 방법으로 스캔을 반복하였다. z-축과 평행한 모형에 대한 일련의 스캔이 끝나면 혈관 모형을 z-축과 비스듬하게 (z=45°), 그리고 직각으로(z=90°) 돌려 놓고 같은 방법, 즉 도관 사이의 거리를 1 mm, 2 mm, 그리고 3 mm로 한 상태에서 6 가지의 스캔 변수로 스캔을 반복 시행하였다.

나선식 CT는 Somatom Plus-S(Siemens Medical System, Siemens, Erlangen, Germany)를 사용하였으며, X-선 관구의 전압은 120 kVp, 전류는 165 mA로 고정하여 스캔을 하였다. 스캔을 해서 얻은 나선형의 데이터는 180(선형 보간법(linear interpolation)을 사용하여, 표준 알고리듬(algorithm) 방법으로 1 mm, 2 mm와 3 mm 재구성 간격으로 횡단면 영상을 얻었다. 각각의 횡단면 영상 데이터를 그림자 표면 표시(Shaded surface display, 이후 SSD) 영상과 최대 강도 투사(Maximum intensity projection, 이후 MIP) 영상으로 삼차원 영상을 만들었다. SSD 영상은 윈도우의 폭/레벨을 3000/1100, 그리고 MIP 영상은 윈도우의 폭/레벨을 250/160으로 설정하여 레이저 필름에 촬영하였다.

이 삼차원 영상의 질을 스캔 방법과 재구성 방법을 모르는 상태에서 세 명의 방사선과 의사가 독립적으로 분석하였다. 분석 방법은 각 영상의 질을 주관적으로 평가하여 가장 나쁜 1점에서부터 가장 좋은 5점까지 Table 1의 기준으로 점수화하였다. 두 도관의 직경이 달라 보이는 경우에는 한 단계씩 점수를 낮추었다. 각 재구성 영상별로 세 사람의 점수의 평균을 구한 후 이를 소수 첫 자리에서 반올림하여 나온 숫자를 각 영상의 최종 점수로 하였다. 통계적 분석은 SPSS for Windows 프로그램으로 각 요소에 대하여 각 군간의 평균을 Mann-Whitney U 검정을 시행하였다. 평균치는 평균±표준 편차 형태로 표시하였으며, 통계적 유의 수준은 양측 검정의 5%로 설정하여 판단하였다.

Table 1. Subjective Grading for Quality of Three-dimensional Images

Score	Criteria
5	Paired two tubes are separated completely with smooth margin
4	Paired two tubes are separated, but their surfaces are irregular
3	Paired two tubes stick partially and their surfaces are irregular
2	Paired two tubes seem to be stuck with groove between them
1	Paired two tubes stick completely or any one is not visible



A B

Fig. 1. Vascular phantom

A. Photograph of vascular phantom viewed from superior aspect. It is constructed with three parallel tube-pairs of luminal diameters of 1,2, and 3 mm.

B. Scanogram of the phantom. The inter-tubal distances are set to 2 mm. Vascular phantom was filled with mixture of contrast media and water to obtain an attenuation coefficient of 250 Hounsfield units.

결　과

z - 축과 이루는 각도(3; 0°, 45°, 90°), 도관의 굵기(3; 1 mm, 2 mm, 3 mm), 두 도관 사이의 간격 (3; 1 mm, 2 mm, 3 mm), 절단두께(3; 1 mm, 3 mm, 5 mm), 피치(2; 1, 2), 횡단면 영상 재구성 간격(3; 1 mm, 2 mm, 3 mm), 삼차원 영상 기법(2; MIP, SSD)의 조합으로 각기 다른 972개의 삼차원 영상이 얻어져서 이를 분석하였다.

z - 축과 이루는 각도

도관과 z - 축 사이의 각도가 0°인 경우, 즉 도관이 z - 축에 평행하게 놓고 스캔을 한 경우에는 두 도관 사이의 간격이 2 mm 또는 3 mm이면 도관의 내경, 스캔 변수, 횡단면 영상 재구성 간격 및 삼차원 영상 기법과 같은 요소들의 변화에도 영상의 질이 거의 변하지 않았고 모든 경우에 점수가 5점으로 평가되었다 (Fig. 2). 두 도관 사이의 간격이 1 mm인 경우는 다른 변수의 변화에도 불구하고 두 도관이 전혀 분리되어 보이지 않았다. z - 축과 이루는 각이 0°인 경우는 다른 요소의 변화에도 영상의 질이 변하지 않아서 통계적인 분석에서 제외하였다.

z - 축과 45°로 비스듬한 도관의 경우는 다소의 차이는 있었지만 모든 경우에서 계단 모양 인공물(stair - step artifact)에 의한 영상 왜곡현상이 나타났다 (Fig. 3). 절단두께가 1 mm인 경우에 2 mm 이상으로 재구성한 경우와 그 이외의 스캔 변수에 대해서는 재구성 간격이 3 mm 인 경우에 심했다. 특히 1 mm 크기의 도관은 계단 모양 인공물 현상이 심해서 도관의 연속성이 왜곡되어 염주 모양으로 보였다.

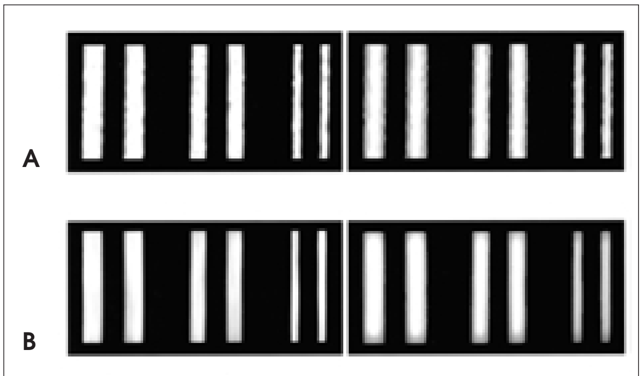


Fig. 2. Three-dimensional images of phantom vessels (1, 2, and 3 mm sized) parallel to z-axis of which the inter-tubal distances are set to 3 mm.
All the three-dimensional images show good quality irrespective of tube diameters, scan parameters, reconstruction intervals and three-dimensional techniques.
A(upper pane); three-dimensional images obtained with collimation width of 1 mm, table increment of 1 mm, and reconstruction interval of 1 mm
B(lower pane); three-dimensional images obtained with collimation width of 5 mm, table increment of 10 mm, and reconstruction interval of 3 mm
Left three columns; MIP images, Right three columns; SSD images

도관의 굵기나 간격

z - 축과 이루는 각이 45°와 90°인 경우에도 1 mm 간격의 두 도관은, 1 mm 절단두께로 스캔을 해서 얻어진 영상에서만 두 도관 사이에 고랑과 같은 굴곡이 보이는 정도로 구별이 되었을 뿐, 다른 모든 스캔 변수와 영상 재구성의 간격에서 두 도관 사이의 공간이 없어져서 하나로 붙어 보였다. 두 도관 사이의 거리가 1 mm인 경우는 점수가 1.1±1.4로 2 mm인 경우(점수, 2.4±1.4)나 3 mm인 경우 (점수, 3.1±1.3)보다 영상의 질이 현저히 낮았고, 통계적으로도 유의한 차이가 있었다 (Fig. 4). 또한 도관 사이의 거리가 1 mm인 경우는 스캔 변수의 변화에도 영상의 질이 1.0 - 1.3의 범위로 거의 일정하므로, 이후의 통계적 분석에서는 이를 제외하였다.

도관의 내경에 따라서는 내경이 1 mm, 2 mm, 3 mm으로 커짐에 따라 점수가 2.4 ±1.4, 2.8±1.4, 3.1±1.3로 증가되어 영상의 질이 향상되는 경향을 보였고, 내경이 1 mm 경우에는 내경이 2 mm인 경우나 3 mm인 경우보다 통계적으로 유의하게 영상의 질이 낮았다.

스캔 변수 (절단 두께, 피치)

절단두께와 테이블 이동속도, 즉 스캔 변수에 따른 삼차원 영상의 질은 Table 2과 같이 분석되었다. 절단두께에 따라서는 1 mm, 3 mm, 5 mm인 경우에 점수가 각각 3.9±1.1, 2.8 ±1.1, 1.5±0.8로 절단두께가 커짐에 따라서 삼차원 영상의 질이 감소했으며 통계적으로 그 차이가 유의하였다. 피치에 따라서는 피치가 1인 경우(점수, 3.0±1.4)가 피치가 2인 경우 (점

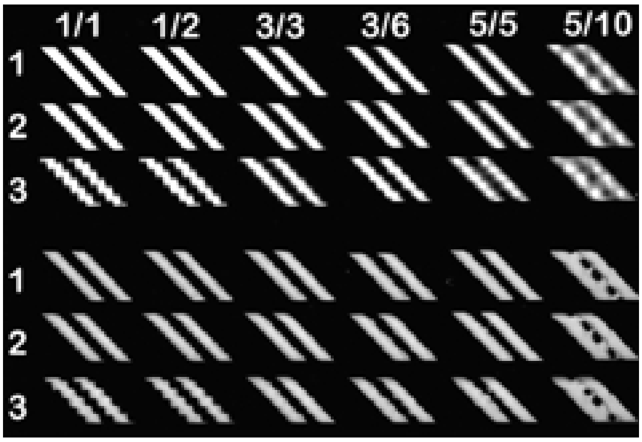


Fig. 3. Three-dimensional images of 3 mm tube-pairs oriented at 45° obliquity relative to z-axis of which the inter-tubal distances are set to 3 mm.
Numbers of six columns represent collimation width/table increment (mm/mm) and numbers of rows represent reconstruction interval (mm). Upper three rows are MIP images and lower three rows are SSD images. Stair-step artifacts are recognized at most tubes, especially when reconstruction interval is larger than table increment.

수, 2.5±1.4)보다 우수한 경향을 보였으나 통계적으로는 유의하지 않았다. 절단두께/테이블 이동속도의 조합에 따라서는 1/1, 1/2, 3/3, 3/6, 5/5, 5/10 (mm/mm) 순서로 영상의 질이 나빠지는 경향을 보였다 (Figs. 3, 5). 절단두께/테이블 이동속도 1/1군과 1/2군 사이를 제외한 모든 다른 군간에 통계적으로 유의한 차이가 있었다 (Table 2). 특히 절단두께/테이블 이동속도 3/6군은 영상(점수, 2.5±1.1)이 5/5 군의 영상 (점수, 1.9±1.0)보다 우수하였으며 통계적으로 유의하였다 (p=0.001). z-축과 직각으로 배열된 혈관을 절단두께 5 mm, pitch 2로 스캔하면 3 mm 간격의 3 mm 크기의 두 도관이 완전히 붙어 보였다 (Fig. 5의 6열).

영상의 재구성 (재구성 간격, 삼차원영상 기법)

영상 재구성 간격이 증가함에 따라 삼차원 영상의 질은 나빠졌다 (Fig. 3, 5). 재구성 간격 1 mm, 2 mm, 3 mm에 대해 영상의 질 점수가 3.3±1.6, 2.8±1.3, 2.1±1.0으로 재구성간격이 증가함에 따라 영상의 질이 감소하는 추세를 보였고, 통계적으로도 각 군간에 유의한 차이가 있었다. z-축과 직각으로 배열된 혈관(z=90°)을 3 mm간격으로 영상을 재구성하면 도관이 실제보다 굵거나 얇아지는 현상이 생겼는데 (Fig. 5의 3행과 6행), 특히 1 mm 도관의 경우는 얇아져서 보이지 않는 경우가 있었다. 이런 경우에는 재구성이 시작되는 기점을 바꾸어서 재구성을 다시 해보거나 재구성의 간격을 줄이면 이런 현상이 없어졌다.

SSD영상과 MIP영상간에는 대체적으로 비슷한 해상도를 보였고 (2.7±1.4 vs. 2.8±1.4), 통계적으로도 두 군간에 유의한 차이가 없었다. 그런데 내경이 작은 1 mm 도관을 3 mm 이상의 절단두께로 스캔을 하여 CT 혈관 조영 영상을 얻으면, 도관의 감쇄 계수가 감소되어 가성 협착이 생기거나 심한 경우에는 도관의 연속성이 소실되었는데, 이런 현상은 MIP영상에서보다 SSD영상에서 심해 보였다.

Table 2. Image Quality Scores according to Scan Parameters

Pitch	Collimation width			
	1 mm	3 mm	5 mm	Overall
1	4.0±1.2	3.2±1.1	1.9±1.0	3.0±1.4
2	3.7±1.0	2.5±1.1	1.2±0.4	2.5±1.4
Overall	3.9±1.1	2.8±1.1	1.5±0.8	

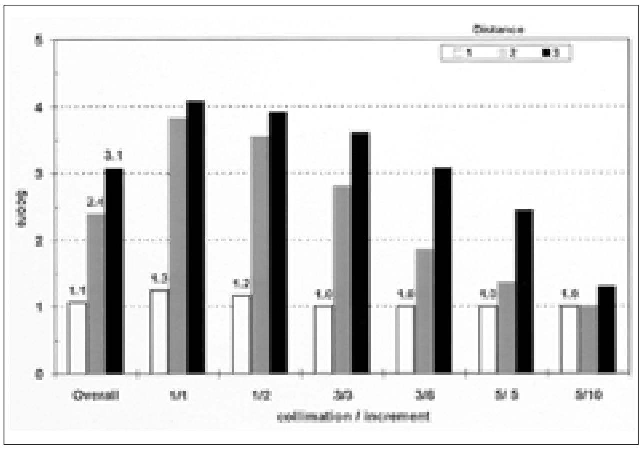


Fig. 4. Image quality score vs. inter-tubal distances and scan parameters.
As inter-tubal distance increases, image quality score tends to increase for overall and each scan parameter. Image quality score of the 1 mm inter-tubal distance is markedly lower than the others, and it shows a little change irrespective of scan parameters.

고 찰

본 연구의 결과 중에는 지금까지의 혈관 모형을 이용한 연구나 임상 연구(7-11)를 확장하거나 종합하면 얻을 수 있는 결과들이 포함되어 있다. 그러나 기존의 연구와는 다르게 본 연구는 작은 혈관의 모형에 대해 기존의 나선식 CT 검사에서 보다 스캔이나 재구성 변수를 좋게 하여 얻어진 결과로서, 여러 요소를 종합하여 실험하여 얻어진 실증적인 결과라는 의미가 있을 것이다.

혈관의 방향이 테이블의 이동 방향인 z-축에 평행인 경우, 혈관의 삼차원 영상이 해부학적인 요소(굵기나 두 혈관사이의 거리), 스캔 변수 및 횡단면 영상 재구성 방법, 삼차원 영상 기법에 영향을 받지 않는다는 사실을 확인할 수가 있었다. 그러나 임상 환자의 영상에서 혈관의 방향이 테이블의 이동 방향인 z-축에 평행인 경우는 내흉 동맥이나 상장간 동맥의 일부분을 제외하고는 그 예가 흔하지는 않다.

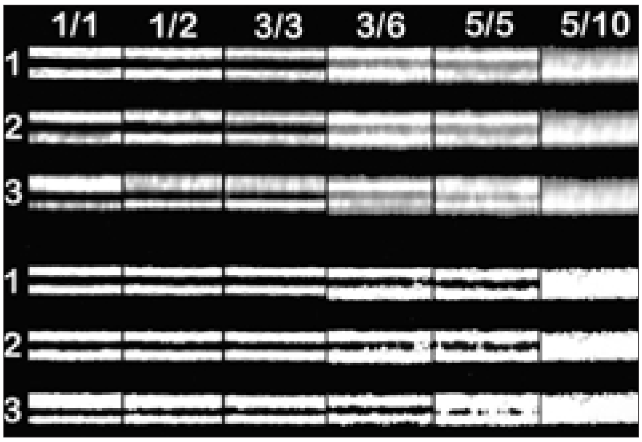


Fig. 5. Three-dimensional images of 3 mm tube-pairs perpendicular to z-axis (z=90°) of which the inter-tubal distances are set to 3 mm.
Numbers of six columns represent collimation width/table increment (mm/mm) and numbers of rows represent reconstruction interval (mm). Upper three rows are MIP images and lower three rows are SSD images. As collimation width, pitch and reconstruction interval increase, image quality tends to get worse. On three-dimensional images reconstructed with axial images of 3 mm interval (third and sixth rows), sizes of paired vessels are not equal.

나선식 CT로 얻은 나선형의 데이터를 가공하는 과정에서 절편 감도 분석(section sensitivity profile) 상 유효 직경이 증가한다 (1, 2, 12, 13). 이 때문에 1 mm 정도 떨어져 있는 두 혈관이나 늑간 동맥과 같이 뼈에 인접한 혈관은 그 사이의 경계가 없어져서 어떤 스캔 변수나 어떤 삼차원 영상 재구성 방법을 사용해도 두 혈관을 명확히 구분할 수 없고, 이는 CT 혈관 조영술의 한계로 생각된다. 절편 감도 분석상 절단두께나 피치가 커지면 z-축 분해능은 감소하게 된다 (2, 12). 즉 영상의 질을 높이기 위해서는 가능한 한 작은 절단두께와 작은 피치로 스캔을 하는 것이 좋은데, 여기에는 항상 환자의 종축 방향의 스캔 범위가 감소하는 단점이 뒤따르게 된다. 180도 선형 보간법을 사용하면 절편 감도 분석상의 폭이 감소되어 z-축 분해능이 향상되는데, 피치를 2로 증가시켜도 유효직경이 30% 정도만 증가하게 된다 (12). 스캔의 범위는 절단두께와 피치의 곱, 즉 테이블 이동속도와 직접적인 상관관계가 있으므로 테이블 이동속도를 높여서 스캔 범위를 늘리고자 할 때에는 절단두께를 늘이는 것보다는 피치를 높이는 것이 z-축 분해능의 저하를 줄이는 방법이다 (14, 15). 본 연구에서도 이와 일치된 결과를 보였는데, 절단두께/테이블 이동속도가 3 mm/6 mm로 얻은 영상의 질이 5 mm/5 mm로 얻은 영상의 질보다 우수하며, 스캔 범위도 전자의 스캔 방법을 쓰면 더 넓어지므로, 스캔 변수를 3 mm/6 mm로 하여 스캔하는 것이 5 mm/5 mm로 하는 것보다 유리하다.

영상 재구성 간격이 영상의 질과 역상관 관계가 있으므로 재구성 간격을 가능한 한 작게 하는 것이 영상의 질을 좋게 하는 방법이다. 재구성 간격이 작아지면 횡단면 영상이 많아져서 컴퓨터의 저장 용량이 증가되고 스캔 후 영상 재구성 과정, 즉 후처리 시간의 증가를 감수해야 한다. 그럼에도 영상 재구성 간격이 절단두께보다 작은 중첩 재구성 방법은 부분적 부피 평균 효과(partial volume averaging)에 의한 영상의 왜곡 현상을 감소시키므로 종축에 비스듬하거나 직각으로 놓인 작은 내경의 혈관을 영상화하는 데는 필수적이다. 일반적으로 대동맥과 같은 큰 혈관이나 종축에 나란한 작은 혈관은 재구성 간격이 영상의 질에 미치는 영향이 작은 반면, 종축과 직각 내지는 비스듬한 방향의 혈관은 영상의 질이 재구성 간격에 의해서 영향을 많이 받는다 (14, 16).

나선식 CT로 스캔을 한 경우에는 삼차원 영상을 재구성한 후에라도 재구성의 간격을 임의로 다시 조정해서 삼차원 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다. 본 연구 결과 z-축과 직각으로 배열된 혈관을 3 mm 간격으로 재구성하면 도관이 실제보다 굵거나 얇아지고, 1 mm 도관은 가늘어져서 보이지 않는 경우가 있었는데, 저형성된 신동맥이나 보조 신동맥(accessory renal artery) 같은 혈관은 이런 문제가 진단에 큰 영향을 미칠 수 있으므로, 재구성 간격은 그대로 둔 채 재구성이 시작되는 횡단면 영상의 기점을 바꾸어 재구성을 다시 해보거나 재구성의 간격을 줄여서 다시 삼차원 영상화해 보는 것이 바람직하다.

SSD 영상은 영상의 구성 방법상 조직의 실제 밀도에 대한 정보는 상실되는데, 여기에 부분적 부피 평균 효과가 중복되면 영상의 질이 현저히 감소하게 된다. 즉 부분적 부피 평균 효과에 의해 혈관의 밀도가 역치값 이하로 낮게 나올 경우에, 존재하지 않은 협착을 만들어 내거나 협착의 정도를 과대 평가하게 된다. Rubin등의 연구에 의하면 신동맥 협착 환자에 있어서 MIP 영상은 SSD 영상에 비해 높은 예민도와 특이도를 보였으며, 협착 정도의 평가에 있어서도 MIP 영상이 더 정확하였다 (10, 17). 이는 협착이 있으면 협착 주의의 혈관의 감쇄계수가 정상 혈관보다 낮은 부분이 증가해서 생긴 결과로 해석된다. 따라서 작은 혈관은 분석에 신중을 기해야 하며, SSD 영상보다는 MIP 영상으로 평가하는 것이 좋다.

계단 모양 인공물은 z-축과 비스듬한 방향의 혈관의 영상에서는 스캔의 변수나 재구성 방법에 따라 정도의 차이는 있지만 모든 경우에서 나타난다. 계단 모양 인공물은 본 연구에서 확인되었듯이 재구성 간격을 줄임으로써 현저히 감소시킬 수 있다 (11, 18).

본 연구의 제한점은 혈관 모형이 협착을 동반한 모형이 아니기 때문에 전반적인 저형성증이나 미만성의 협착이 아닌, 국소적인 협착을 보이는 부분의 혈관으로 확대해서 해석하는 데에는 문제가 있다. 또한 조영 증강이 적절한 상태를 가정했기 때문에 혈관의 조영 증강이 지나치거나 부족한 상태에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다. 이 연구는 단일 나선식 CT를 사용하여 Multislice CT를 가상하여 실험한 결과이나, 이를 Multislice CT에 직접 적용할 수 있는지에 대한 고찰이 필요하다.

결론적으로 z-축과 비스듬하게 또는 수직으로 배열된 혈관의 영상을 좋게 하려면 작은 절단두께와 재구성간격을 사용한다. 스캔의 범위를 넓히기 위해 테이블 이동속도를 높이려면 절단두께보다는 피치를 높이는 것이 영상의 질적 저하를 막는 방법이다. z-축과 비스듬한 방향의 혈관의 영상에서 보이는 계단 모양 인공물은 재구성간격을 줄이면 적어진다. 작은 혈관은 재구성 간격이 혈관의 내경보다 큰 경우 실제 내경이 왜곡되게 보일 수 있으므로 재구성 간격을 줄이는 것이 좋다. 1 mm 크기의 혈관이나 1 mm정도 떨어진 혈관은 다른 변수를 좋게 하여도 정확히 묘사할 수 없었다.

참 고 문 헌

1. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single breathhold technique, continuous transport and scanner rotation. *Radiology* 1990; 176: 181-183
2. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 1990;17:967-982
3. Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology* 1998;209:327-329
4. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 2000;36:86-96
5. Laghi A, Iannaccone R, Catalano C, Passariello R. Multislice spiral computed tomography angiography of mesenteric arteries. *Lancet* 2001;358:638-639
6. Prokop M. Protocols and future directions in imaging of renal artery stenosis: CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 1999;23:(S)101-(S)110
7. Addis KA, Hopper KD, Iyriboz TA, et al. CT angiography: in vitro

comparison of five reconstruction methods. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:1171-1176
8. Van Hoe L, Vandermeulen D, Gryspeerdt S, et al. Assessment of accuracy of renal artery stenosis grading in helical CT angiography using maximum intensity projections. *Eur Radiol* 1996;6:658-664
9. Wise SW, Hopper KD, Schwartz TA, Ten Have TR, Kasales CJ. Technical factors of CT angiography studied with a carotid artery phantom. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997;18:401-408
10. Rubin GD, Dake MD, Napel S, et al. Spiral CT of renal artery stenosis: Comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 1994;190:181-189
11. Galanski M, Prokop M, Chavan A, Schaefer CM, Jandeleit K, Nischelsky JE. Renal arterial stenoses; Spiral CT angiography. *Radiology* 1993;189:185-192
12. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991;18: 910-915
13. Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, et al. Spiral CT: Decrease spatial resolution in vivo due to broadening of section sensivitiy profile. *Radiology* 1992;185:469-474
14. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992;185:29-35
15. Steenbeek JCM. Principles and applications of volumetric CT. *Medicamundi* 1993;38:20-29
16. Zeman RK, Silverman PM, Berman PM, Weltman D, Davros WJ, Gomes MN. Abdominal aortic aneurysms: Evaluation with variable-collimation helical CT and overlapping reconstruction. *Radiology* 1994;193:555-560
17. Paranjpe DV, Bergin CJ. Spiral CT of the lungs : Optimal technique and resolution compared with conventional CT. *AJR Am J Roentgenol* 1994;162: 561-567
18. Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* 1994;191:79-83

대한방사선의학회지 2002;47:27 - 33

J Korean Radiol Soc 2002;47:27 - 33

Influence of Anatomical, Scanning, and Reconstructing Parameters on Image Quality of CT Angiography: Vascular Phantom Study[1]

Yang Min Kim, M.D., Jin Wook Jung, M.D.[2], Tae Hoon Kim, M.D.,
Mi Young Kim, M.D., Joon Hee Joh, M.D., Sang Hoon Cha, M.D.[3]

[1]*Department of Radiology, Sejong General Hospital & Sejong Heart Institute*
[2]*Department of Diagnostic Radiology, Seoul National University College of Medicine*
[3]*Department of Diagnostic Radiology, Chungbuk National University College of Medicine*

Purpose: To investigate the image quality of CT angiograms obtained with various anatomical, scanning, and reconstruction parameters using a phantom with small vessels, and to determine the technique appropriate to a specific vascular anatomy.

Materials and Methods: The vascular phantom consisted of three pairs of parallel tubes with a luminal size of 1, 2, and 3 mm. Using the phantom, CT scans were obtained at three inter-tubal distances (1, 2, and 3 mm), three angles of inclination relative to the z-axis (0°, 45°, and 90°), three collimation widths (1, 3, and 5 mm) and two pitch factors (1 and 2). Using axial images obtained at 1-, 2-, and 3-mm reconstruction intervals, two types of three-dimensional images were rendered, and the quality of 972 such images was subjectively graded in terms of edge definition and artifact by three radiologists.

Results: All vessels parallel to the z-axis showed good image quality irrespective of other factors. A pair of vessels separated by 1 mm appeared to be stuck to each other. As collimation width and reconstruction interval increased, image quality decreased significantly and artifact increased. The quality of images obtained at 3 mm collimation and with a 6 mm increment was significantly better where collimation and increment were both 5 mm ($p = 0.001$). Vessels 1 mm in size suffered artifactual degradation, especially in the case of SSD images. Most obliquely oriented vessels showed stair-step artifact, which tended to be severe when the reconstruction interval was large.

Conclusion: In small vessels perpendicular to or inclined relative to the z-axis, a smaller collimation width and reconstruction interval lessens image degradation. When wider scan coverage is intended, a larger pitch rather than a larger collimation width is recommended. To lessen the artifacts occurring where vessels are obliquely oriented, the reconstruction interval should be reduced.

Index words : Computed tomography (CT), physics
Computed tomography (CT), angiography
Images, quality
Phantoms

Address reprint requests to : Yang Min Kim, M.D., Department of Radiology, Sejong General Hospital,
91-121, Sosa-dong, Sosa-gu, Pucheon, Kyunggi-do 422-711, Korea.
Tel. 82-32-340-1171 Fax. 82-32-340-1456 E-mail: ymkim11@be.md