대한방사선의학회지 2001;45:221 - 228

풍선모형을 이용한 나선식 CT 부피측정의 관련인자에 대한 연구[1]

이 학 종·한 준 구[2]

목적: 나선식 CT를 이용한 3차원 입체영상의 부피 측정에서 역치값, 재구성 간격, 절편 두께, 테이블 속도가 미치는 영향을 평가하고자 하였다.

대상과 방법: 희석한 조영제를 채운 고무풍선을 이용하여 두 개의 모형을 만들어 나선식 CT를 시행하였다. 각 스캔시 절편 두께는 5 mm, 7 mm, 10 mm로 하고 테이블 진행속도는 절편두께에 따라 조금씩 다르게 하여 각 3회씩 총 9회의 스캔을 시행하였다. 모형 A와 모형 B를 5 mm, 10 mm 간격으로 재구성하여 역치값을 달리하면서 부피를 구하였고 또한 1 mm, 5 mm, 7 mm, 10 mm의 간격으로 영상을 재구성하여 부피값을 구하였다. 각 영상을 이용한 3차원 입체영상을 비교하였고, 역치값, 재구성 간격, 절편 두께, 테이블 속도가 부피에 미치는 영향을 분석하였다.

결과: 역치값에 따라 부피의 측정치는 다양한 분포를 보였고 역치값이 낮은 경우 피치가 증가할수록 부피값은 증가하였고 역치값이 높은 경우 피치가 증가할수록 부피값은 감소하였다. 수압 부피 측정치와 비교해 보았을 때 0.19%에서 27.98%의 오차를 보였다. 일정한 역치값에서 수압 부피 측정을 이용한 부피값과 비교해 볼 때 1.6%내지 9.0%의 오차율을 보였다. 일정한 절편 두께와 일정한 테이블 속도에서는 재구성 간격이 커질수록 부피는 감소하는 양상을 보였다. 테이블 속도/절편 두께 비율이 동일한 경우 절편 두께가 다를지라도 유사한 값을 보였다. 일정한 역치값에서 측정하였을 때 재구성 간격, 절편두께, 테이블 속도 중에서 재구성 간격의 변화가 부피값에 미치는 영향이 통계적으로 유의하게 높았다 ($p<0.05$, Kruskal - Wallis one - way Anova).

결론: 나선식 CT의 스캔 및 영상의 재구성에 있어서 관련 인자인 역치값, 절편 두께, 테이블 속도, 재구성 간격을 변화시키면서 스캔하였을 때, 역치값은 부피 측정치에 많은 영향을 주었고 일정한 역치값에서는 재구성 간격의 변화가 부피 측정치에 가장 많은 영향을 주었다.

장기의 크기의 변화는 질병경과 혹은 병리 결과의 2차적인 변화를 반영한다. 예를 들어서 비장(spleen)의 부피의 측정은 문맥압항진증(portal hypertension), 글리코겐 축적 질환(glycogen storage disease), 백혈병, 임파종, 흑색종, 만성소화장애증(celiac disease) 그리고 다른 혈액학적 질환의 측정에 도움이 된다 (1, 2). 그 외에도 정형외과나 종양학분야에서 나선식 CT 자료를 이용한 입체영상 및 이와 함께 얻을 수 있는 부피의 측정이 외과적인 치료 계획을 세우는 데나 항암제 혹은 방사선 치료에 대한 종양의 변화 등의 판단에 많은 도움을 주고 있다 (3 - 5). 과거에 특정 장기 혹은 종양의 부피를 측정하고자 여러가지의 방사선학적 및 임상적 방법 등이 고안되어 왔으나 부정확성, 혹은 부피 측정에 적합한 영상 획득의 실패 등으로 말미암아 그 유용성이 제한되어 왔다. 그러나 장기나 종양의 모양을 정확하게 그려낼 수 있고 쉽게 스캔 할 수 있다는 있다는 점에서 나선식 CT를 포함한 CT의 용적 측정은 정확하게 그리고 비침습적으로 생체조직의 부피를 측정할 수 있다 (6 - 8).

나선식 CT는 1989년부터 임상적 응용에 소개되었으며 많은 연구에 적용되어 왔다 (9). 나선식 CT의 스캔은 x 선 발생기가 회전하는 동안 동시에 겐트리(gantry)로 환자가 움직임으로써 관심 부위의 연속적인 데이터 획득이 가능하게 된다 (10, 11). 인체의 장기를 다면(multiplanar)영상이나 3차원 영상으로 형상화하는 경우 움직임이 있으면 절편과 절편사이에 오등록이 발생하게 되므로 영상의 질에 영향을 미치게 된다.

[1]성균관대학교 의과대학 삼성제일병원 진단방사선과
[2]서울대학교 의과대학 방사선과학교실, 서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소
이 논문은 2001년 2월 28일 접수하여 2001년 7월 14일에 채택되었음.

그러나, 나선식 CT는 x-선 발생기가 환자의 주위를 회전하는 동안 갠트리내에서 환자가 이동하게 되므로 관심부위에서 연속적인 데이터의 획득이 가능하므로 이러한 단점을 극복할 수 있는 대안으로 임상적으로 많은 관심을 집중시키고 있다 (9).

나선식 CT를 이용한 3차원 입체영상을 만드는 데에는 자료의 획득, 재구성(reconstruction)을 포함하는 단면 영상의 형성, 그리고 이러한 단면 영상을 이용한 3차원 입체 영상의 구성 등의 여러 과정이 있고 이러한 여러 과정 중에서 데이터를 얻는 과정이 마지막의 영상 질이나 입체 영상 및 부피 측정값의 결과에 가장 큰 영향을 미칠 수 있다. 자료를 얻는 스캔 과정에 있어서 영향을 미칠 수 있는 인자는 절편 두께(slice thickness), 테이블 속도, 재구성 간격(reconstruction interval), 에너지(kVp, mAs), 그리고 환자의 협조 등 여러 가지이다 (3). 이러한 인자들에 의하여 영상들이 영향을 받지만, 과연 이러한 인자들이 부피의 측정에 어느 정도의 영향을 미치는지, 어떤 인자가 가장 많은 영향을 미치는지에 대하여는 별로 연구되어진 적이 없다. 저자들은 이들 인자들 중 절편 두께와 테이블 속도, 그리고 3차원 영상을 만들 때의 영상 재구성 간격 및 역치값 등이 부피 측정의 정확도에 대하여 미치는 영향에 대하여 연구해 보고자 하였다.

대상과 방법

모형의 제작

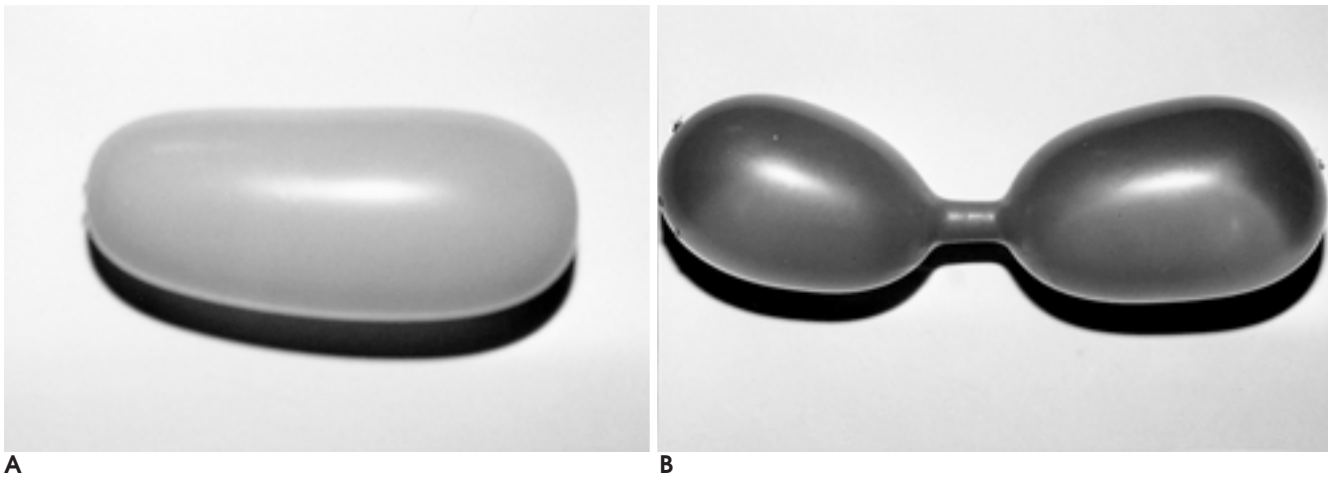
다양한 모양을 만들 수 있는 두 개의 고무풍선을 이용하여 모형을 제작하였다. 모형 A는 약 150 cc 정도의 둥글고 길쭉한 모형으로 하였고 (Fig. 1A), 모형 B는 약 130cc 정도의, 전반적으로 둥글지만 곡선이 좀 더 많고 중간에 좁은 부분이 있는 아령모형으로 만들었다 (Fig. 1B). 풍선의 내부에는 10:1로 희석시킨 68.3% meglumine ioglicate 주사액(Rayvist 300, Schering, Berlin, Germany)을 공기 방울이 전혀 들어가지 않은 상태로 풍선 내부에 주입하였다. 각각의 모형은 사각형의 플라스틱 통에 두고 주위 배경을 동일화하기 위하여 한천으로 둘러싸게 하였다. 증류수 5 Liter와 86 gram의 한천분말 (Agar powder) 및 240 cc의 propranol을 섭씨 95도에서 혼합한 후 혼합액이 섭씨 45도 정도로 식었을 때 플라스틱 통에 3단계로 나누어 부어서 풍선 모형이 플라스틱 통의 중앙에 위치하도록 하였다.

나선식 CT의 스캔

Somatom Plus S(Siemens Medical System, Erlangen, Germany) 나선식 CT를 이용하여 CT 스캔을 시행하였다. 각 스캔시 210 mA, 120 kVp로 복부 표준알고리듬(standard algorithm)을 이용하여 스캔하였으며 각 스캔시 절편 두께와 테이블 속도를 제외한 모든 조건은 같도록 하였다. 모형 A와 모형 B의 절편두께를 5 mm, 7 mm, 10 mm 로 하고, 5 mm 절편 시에 테이블 속도는 5 mm, 8 mm, 10 mm로, 7 mm 절편 시에 테이블 속도는 7 mm, 10 mm, 14 mm로, 그리고 10 mm 절편 시의 경우 테이블 속도는 10 mm, 15 mm, 20 mm로 한 모형 당 각각 9회의 스캔을 시행하였다.

부피의 측정

스캔을 시행한 후 각각 5 mm, 10 mm로 재구성하고 모형과 한천 배경에서 각각 10회씩 CT 번호 (CT number)를 측정하여 평균값을 구하였다. 모형 A의 경우 모형의 CT 번호의 평균은 650.1 HU (표준편차: 97.7), 배경 한천의 CT 번호의 평균은 1.3 HU (표준편차: 2.75) 였다. 모형과 배경과의 CT 번호의 차를 균등하게 6등분하여 부피측정시 필요한 역치값을 5개를 정하였고 (542, 434, 326, 218, 109 HU), 각각의 역치값 이상의 CT 번호를 보이는 부분에 대한 부피를 측정하였다. 모형 B의 경우 모형의 CT 번호의 평균은 685.1 HU (표준편차: 14.9), 배경 한천의 CT 번호의 평균은 3.9 HU (표준편차: 7.7)로 역치값은 117, 231, 344, 458, 571 HU로 지정하여 부피측정을 시행하였다. 부피측정 및 3차원 입체영상의 구성은 CT의 워크스테이션 (workstation)에서 시행하였고, 부피측정 방법은 CT 번호의 역치(threshold)를 지정하면 CT 번호가 그 역치를 넘는 부분의 화소를 세어 부피를 측정하는 역치심기(threshold-seeding) 방법을 이용하였다. 각 영상은 주관적으



A B

Fig. 1. Photographs of phantom A(**A**) and B(**B**). Phantom A has simple ovoid configuration, and phantom B shows dumbbell shape.

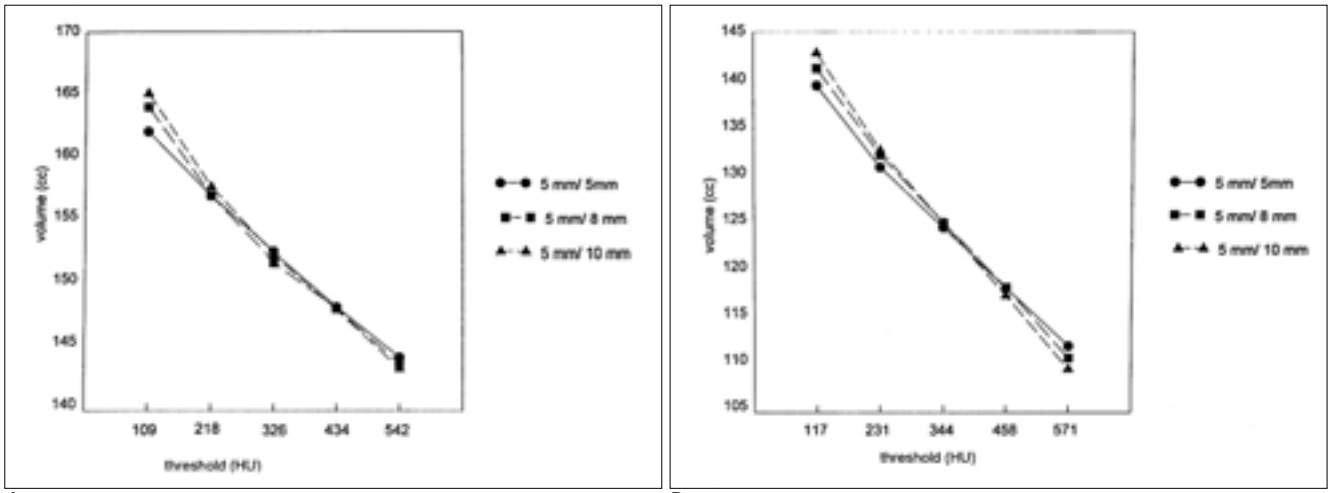
로 눈으로 보기에 가장 적당하다고 생각되는 환경으로 고정하였다 (window width: 584, window level: 110).

또한 모형 A와 모형 B의 모든 스캔을 각각 1 mm, 5 mm, 7 mm, 10 mm로 영상을 재구성하였다. 부피 측정은 앞에서 기술한 바와 같이 역치심기 방법을 이용하였고 역치의 값은 모형과 한천 배경의 CT 번호의 중간값으로 하여 모형 A의 경우, 326 HU로 하였고 모형 B의 경우 344 HU로 하였다.

자료의 분석

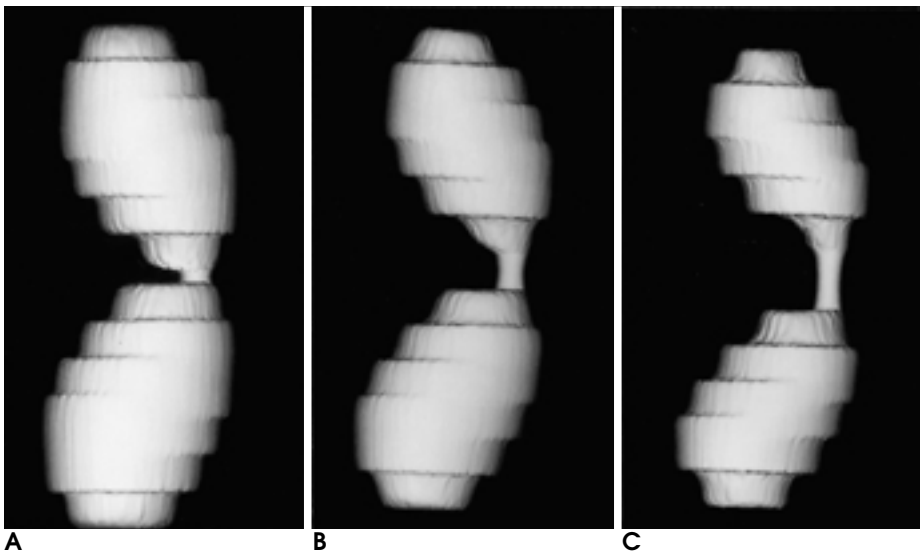
모형의 실제 부피의 측정은 수압용적측정법을 이용하였다. 정확하게 500 cc의 용적을 측정할 수 있는 비이커에 그림 1의 모형들을 각각 넣고, 그 비이커에 증류수를 넘치지 않게 채우고 그 증류수의 양을 10 cc 메스실린더와 1 cc 메스실린더를 이용하여 측정함으로써 모형의 부피를 소수점 둘째 자리까지 5회 측정하고 그 평균값을 모형의 실제 부피값으로 간주하였다. 그 값을 기준으로 하여 CT 부피측정오차를 계산하였다. 측정 오차는 수압용적측정치와 CT 부피측정치의 차이를 수압용적측정치로 나눈 값으로 하였다.

우선 동일한 조건에서 역치값만을 변화시켰을 때의 측정부피값의 변화를 알아 보았고 동일한 절편 두께이지만 테이블 속도를 다르게 하였을 때, 즉 피치(pitch= [table speed per gantry rotation]/ [collimation])가 다를 때의 각 역치값에 따른 변화를 분석 하였다. 일정한 역치값 (모형의 CT 번호와 배경 한천의 CT 번호의 중간값, 모형A: 326 HU, 모형B: 344 HU)을 가질 때, 동일한 조건에서 재구성 간격에 따른 부피값의 변화를 분석하였다. 또한 다른 조건들은 일정하게 하였을 때 절편두께에 따른 부피값의 변화, 그리고 테이블 속도에 따른 부피값의 변화를 분석하였다. 그리고, 일정한 역치값에서 재구성 간격, 절편 두께, 테이블 속도 중 어느 인자가 CT 부피측정값에 크게 영향을 미치는지에 대하여 알아 보았다.



A B

Fig. 2. Graph of phantom A(**A**) and phantom B(**B**) with variable threshold values. As the threshold values increase, the volumes decrease. Note that as the pitch (table speed/ slice thickness) is larger, the slope is steeper.



A B C

Fig. 3. Three-dimensional (3D) images with variable threshold values of phantom B (slice thickness: 5 mm, reconstruction interval: 10 mm). As the threshold values decrease, the 3D images show bulky appearances (**A**: 117 HU, **B**: 344 HU, **C**: 571 HU).

연구 결과

수압 용적 측정을 이용한 모형의 실제부피측정값은 모형 A의 경우 155.74 cc (표준편차: 2.37)이었고 모형 B의 경우 129.06 cc (표준편차: 1.96)이었다. 동일한 조건에서 역치값만을 변화시켰을 때 모형 A의 경우 각 스캔에서 다양한 역치값에 따라 그 부피는 137.3 cc에서 175.3 cc 사이 였고 수압 용적 측정치를 기준으로 한 측정 오차는 0.19% 내지 12.59%이었고, 모형 B의 경우, 역치값에 따른 변화는 93.1 cc에서 160.3 cc 사이 였고 그 오차는 0.39 % 내지 27.89 %이었다. 동일한 스캔 및 동일한 재구성 간격에서는 역치값이 증가함에 따라 부피값은 반비례함을 확인할 수 있었고 일정한 재구성 간격에서 테이블 속도/ 절편 두께 비율 즉, 피치가 변함에 따라 반비례 직선의 기울기가 달라져서, 어떤 역치값을 선택하느냐에 따라 피치가 높은 경우의 부피값이 피치가 낮은 경우보다 더욱 커질 수도 있고 작을 수도 있음을 나타내었다 (Fig. 2). 또한 3차원으로 구성한 영상에서도 역치값에 따라 다양한 모양을 나타내었다 (Fig. 3).

일정한 절편 두께 및 테이블 속도에서는 재구성 간격이 커질수록 부피는 감소하는 양상을 보였고 (Fig. 4), 3차원 영상도 재구성 간격이 커질수록 표면이 거칠어진 양상을 보였다 (Fig. 5).

비록 절편 두께가 다를지라도 테이블 속도/절편 두께의 비율이 동일하면 유사한 값을 보였고 (Fig. 6), 3차원 영상도 큰 차이가 나지는 않았다. 일정한 조건에서 테이블 속도가 증가할수록 부피값도 전반적으로 증가하는 양상을 보였다 (Fig. 7). 그러나 역치값이 바뀌면 이러한 경향도 바뀜을 알 수 있었다 (Fig. 2).

일정한 역치값에서 재구성 간격의 변화가 있는 경우, 테이블 속도/절편 두께의 변화가 있는 경우, 그리고 테이블 속도의 변화가 있는 경우에서의 분산값을 비교하여 보았을 때, 재구성 간격을 다르게 하였을 때의 분산값이 테이블 속도나 테이블 속도/절편 두께를 다르게 한 경우보다 유의하게 높았다 ($p<0.05$, Kruskal - Wallis one - way Anova, Table 1).

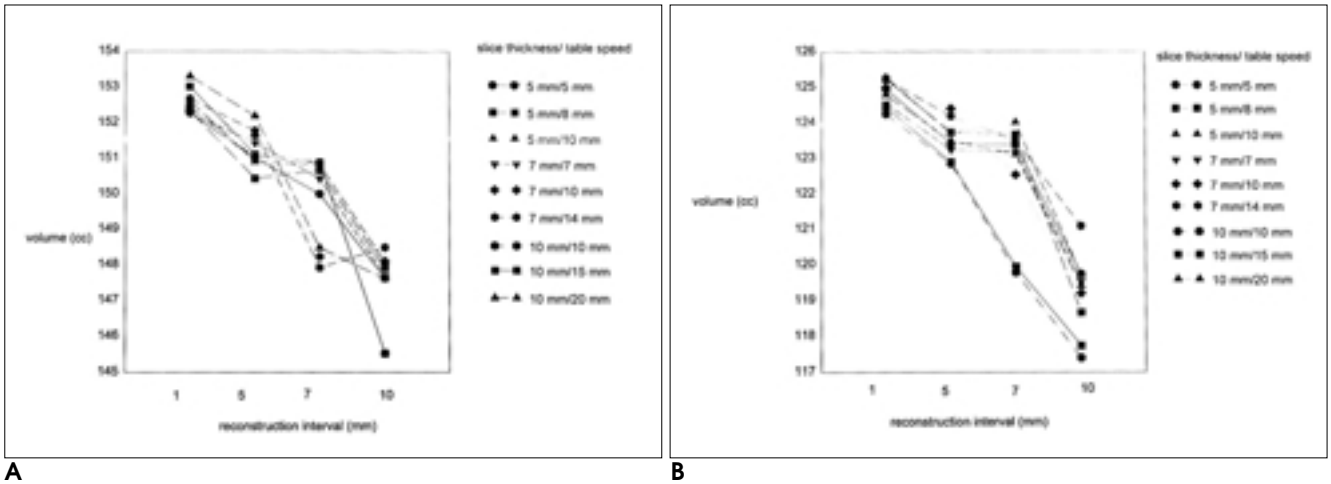
고 찰

컴퓨터 단층 촬영은 나선식 CT의 발달로 말미암아 하나의

Table 1. Volumes and Standard Deviations of Variable Parameters of Phantom A and Phantom B. The Variances of Variable Reconstruction Intervals are Statistically High Compared with Those of Variable Slice Thickness or Variable Pitch

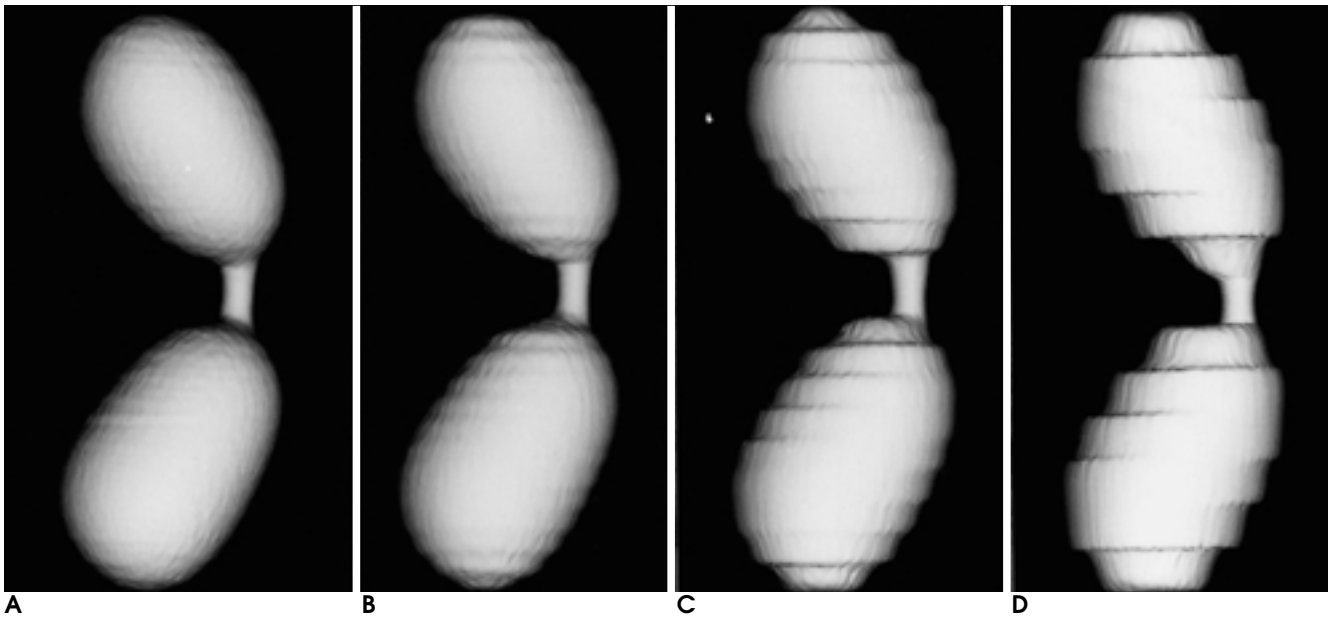
	Slice	Table	Pitch	Reconst.	Phantom A		Phantom B	
	thickness.	speed		interval	mean	S.D.	mean	S.D.
variable	5	5	1	v	150.23	1.97	122.87	2.21
reconst.	5	8	1.6	v	150.34	1.84	122.83	2.87
interval	5	10	2	v	150.61	1.88	123.18	2.42
	7	7	1	v	150.47	1.99	122.63	2.16
	7	10	1.4	v	150.08	2.23	122.79	2.61
	7	14	2	v	150.26	2.43	123.51	1.76
	10	10	1	v	149.85	2.78	121.07	3.08
	10	15	1.5	v	150.40	3.07	122.71	2.30
	10	20	2	v	150.14	3.22	121.26	3.00
variable	v	v	1	1	152.34	0.10	124.58	0.35
slice	v	v	1	5	151.16	0.25	123.17	0.29
thickness	v	v	1	7	150.32	0.28	122.11	2.02
	v	v	1	10	146.92	1.30	118.89	1.30
	v	v	2	1	152.93	0.35	125.10	0.27
	v	v	2	5	151.63	0.66	123.80	0.35
	v	v	2	7	148.80	1.08	123.55	0.45
	v	v	2	10	147.91	0.50	120.07	0.90
variable	5	v	v	1	152.42	0.17	125.16	0.18
pitch	5	v	v	5	150.79	0.30	123.62	0.18
	5	v	v	7	150.50	0.44	123.69	0.32
	5	v	v	10	147.87	0.23	119.37	0.61
	7	v	v	1	152.50	0.32	124.93	0.35
	7	v	v	5	151.62	0.17	124.95	0.61
	7	v	v	7	148.86	1.37	123.08	0.49
	7	v	v	10	148.10	0.40	119.94	1.01
	10	v	v	1	152.93	0.44	124.50	0.27
	10	v	v	5	151.67	0.60	123.08	0.36
	10	v	v	7	149.96	1.30	120.95	1.88
	10	v	v	10	146.18	1.24	118.18	1.08

(v: variables, reconst: reconstruction, S.D.: standard deviation)



A B

Fig. 4. Graphs of phantom A(**A**) and phantom B(**B**) with variable reconstruction intervals. As the reconstruction intervals increase, the volumes decrease.



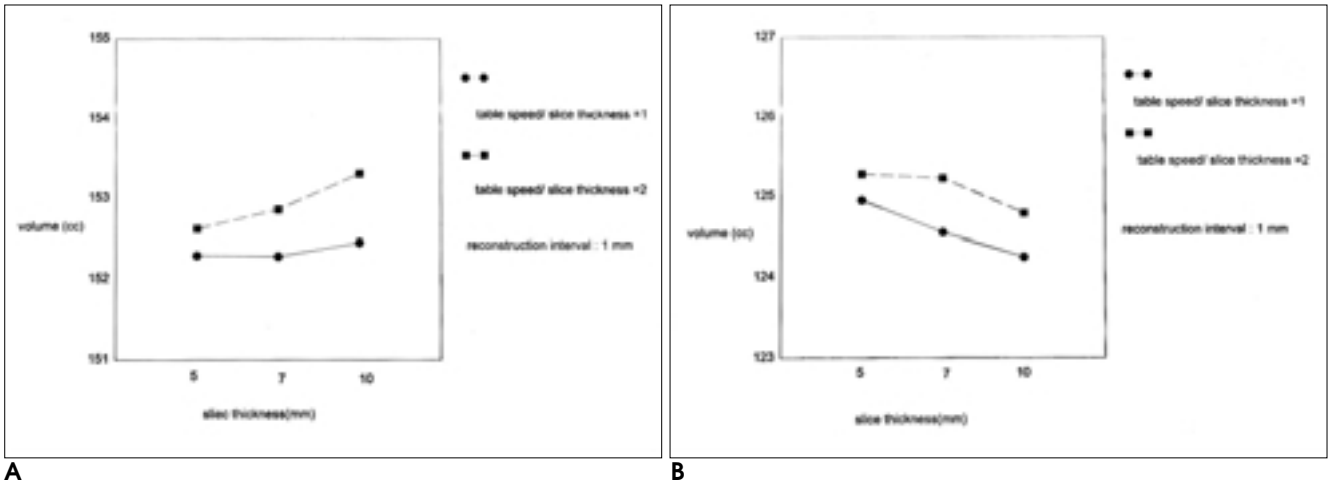
A B C D

Fig. 5. Three-dimensional images with variable reconstruction intervals (slice thickness : 5 mm, table speed : 5 mm/sec). As the reconstruction intervals increase, the 3D images show coarse appearances (**A**: 1 mm reconstruction, **B**: 5 mm reconstruction **C**: 7 mm reconstruction **D**. 10 mm reconstruction).

신기원을 이룩하게 되었다. 나선식 CT란 연속적으로 회전이 가능한 겐트리와 고열용량 X선 튜브 (high - heat - capacity x - ray tube)를 이용하여 환자가 겐트리속을 움직이는 동안 자료 획득이 가능한 CT를 말한다 (12). 이 때 X선이 환자를 나선식으로 스캔하게 되므로 나선의 자료를 얻게 되고 이로부터 평면 영상이 구성된다. X선 튜브의 각 회전은 절편의 경사진 평면에 특이한(specific)한 자료를 생성하게 되므로 수평 평면 영상을 얻기 위해서는 원하는 절편 단면의 위와 아래의 자료점 (data point) 로부터 우리가 원하는 평면의 자료를 보간(inter - polation) 하여야 한다. 일상적 CT와는 다르게 재구성하는 횡단면 사이의 간격은 후향적으로 그리고 임의적으로 선택 될 수 있다. 따라서 원 영상자료가 보관되어 있는 한 다시 촬영하지 않더라도 횡단면의 영상을 원하는 대로 넓게 혹은 좁게 재구성할 수 있다 (10).

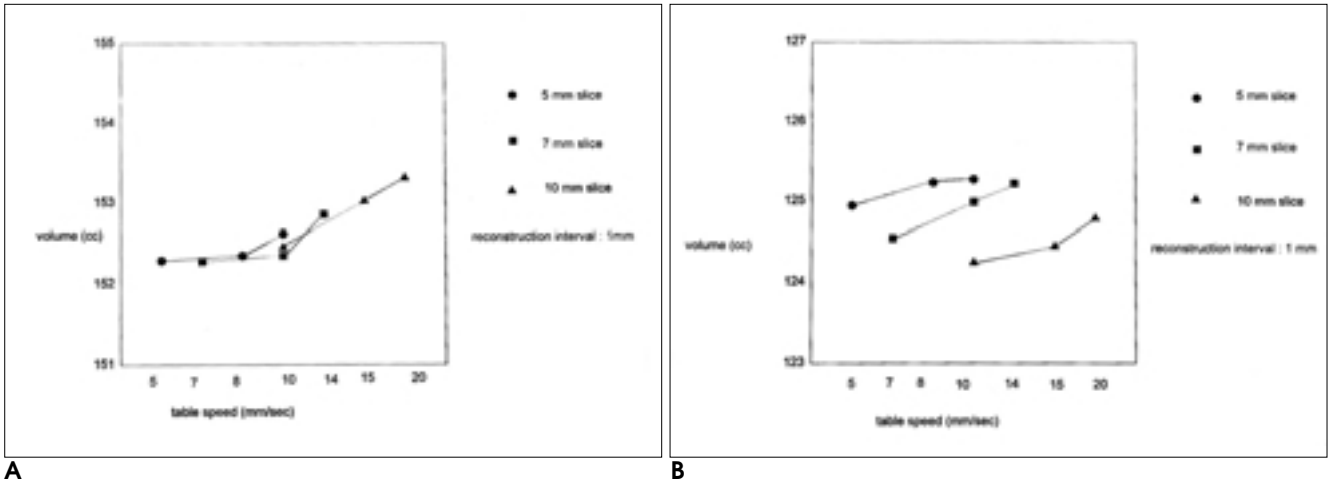
이러한 나선식 CT의 이용으로 운동인공물(motion artifact)을 감소시킬 수 있게 되었고, 호흡오등록인공물(respiratory misregistration artifact)을 없앨 수 있게 되었으며, 추가적인 방사선 노출없이 영상들을 만들 수 있게 되었다. 따라서 CT를 이용한 3차원 영상의 질도 나선식 CT의 등장으로 한 단계 높은 수준으로 발달하게 되었다 (12).

나선식 CT의 출현 이전부터 모형을 이용한 CT계측의 정확성 및 오차에 대한 연구들이 진행되었다. 한 등의 연구에 의하면 어떤 병소의 CT 번호는 주위 배경의 CT 번호, 촬영선량, 창폭(window width) 및 창높이(window level), 그리고 병소



A B

Fig. 6. Graphs of phantom A(**A**) and phantom B(**B**) with variable slice thickness. Although the slice thickness is different, the difference of measured volume was less than 1 cc.



A B

Fig. 7. Graphs of phantom A(**A**) and phantom B(**B**) with variable table speeds.

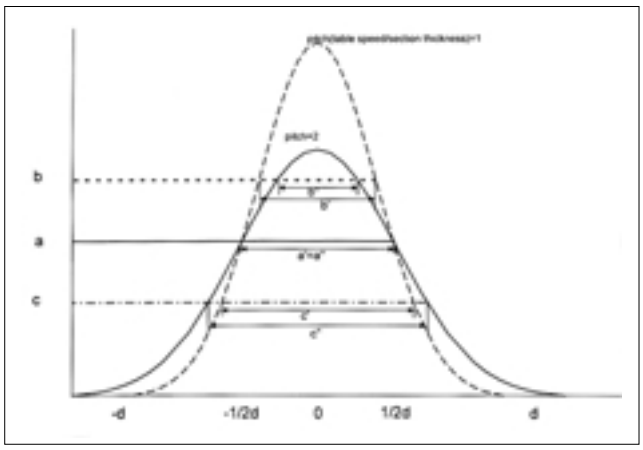


Fig. 8. Section sensitivity profile showing variable pitch and variable threshold. At low threshold value (c), the more area is included in higher pitch than in lower pitch (c ”> c). But at high threshold value (b), the situation is reversed. The more area is included in lower pitch than in higher pitch at high threshold value.

와 주위 배경의 CT 번호의 관계와 차이 등에 의하여 다양한 영향을 받는다고 하였고 (13), 김 등은 주위 배경의 CT 번호가 증가하면 병소의 CT 번호도 직선상의 상관관계를 가지며 증가한다고 하였다 (14).

본 연구는 나선식 CT를 이용한 용적 측정에서 영상에 영향을 주는 인자 중에서 주위 배경, 촬영선량, 창폭 및 창높이 등을 일정하게 한 상태에서 절편 두께, 테이블 속도, 그리고 재구성 간격 및 CT음영의 역치값에 따라서 그 측정값이 어떻게 바뀌고 그들 중 어느 인자가 가장 큰 영향을 미치는가에 대하여 알아보고자 하였다. 역치심기 방법에 의한 부피측정이란 어떤 CT 번호 값을 정해주면 그 값보다 높은 CT 번호를 보이는 화소들의 면적을 구하고 그 면적들의 합으로 부피를 구하는 방법을 말한다. 따라서 CT 부피 측정에서 이러한 CT음영의 역치값을 얼마로 정하는냐에 따라 측정치가 달라지고 또한 재구성간격을 얼마로 하는가에 따라서도 측정치가 달라지는 것이다.

동일한 절편 두께, 테이블 속도, 그리고 재구성 간격에서 CT

음영의 역치값이 증가할수록 측정값은 감소하였다. 이는 역치값이 높을수록 부피측정에 포함되는 화소의 수가 감소할 것이므로 측정치는 감소할 것임을 쉽게 예측 할 수 있었고 실제로 본 실험의 전예에서 역치값과 측정치는 네거티브 상관 관계를 보였다. 그리고 그러한 상관관계는 피치가 클수록 그 경사는 급해지는 양상을 보였다. 이러한 사실은 나선식 CT가 가지는 절편민감측면(section sensitivity profile)으로 설명할 수 있다. Fig. 8에서 보듯이 피치가 커질수록 절편민감측면은 넓고 낮은 모양을 가지게 되고 이 때 낮은 역치값을 취하게 되면(c), 피치가 낮은 경우보다 더 많은 부위를 포함시킬 수 있게 되므로 (c ”> c ’) 측정값은 피치가 낮은 경우보다 높은 경우가 더 클 것이다. 한편 높은 역치값을 가지면(b), 피치가 낮은 경우가 높은 경우보다 더 많은 부위를 포함시키므로 (b ’> b ”) 부피 측정값은 피치가 낮은 경우에 더 큰 값을 가질 것이다.

역치값을 모형의 CT 번호와 배경 한천의 CT 번호의 중간값으로 고정시킨 상태에서 Fig. 4 에서와 같이 다른 인자들을 모두 같게 하고 재구성 간격만을 바꾸었을 때, 간격이 커질수록 부피는 감소하는 양상을 보였고 측정값이 변화하는 정도도 절편 두께나 테이블 속도의 변화에 의한 측정값의 변화에 비하여 많은 변화를 보였다. 반면에 Fig. 6에서 보듯이 재구성 간격과 테이블 속도/절편 두께 비율이 같다면 절편 두께에 의한 영향은 크지 않았고 Fig. 7에서와 같이 재구성 간격과 절편 두께가 같다면 임상적으로 실제로 사용되는 테이블 속도/절편 두께의 값이 1 내지 2사이에서는 테이블 속도가 증가함에 따라 측정값도 약간의 증가를 보였다. 그러나 이런 경우 역치의 지정 값에 따라 그 결과는 다양하게 보일 것으로 생각된다. 따라서 비장의 크기, 종양의 크기 등을 추적 검사하는 환자의 경우 가능하면 이전의 스캔과 같은 조건에서 시행하는 것이 좋겠지만 불가피하게 바꾸어야 하는 경우에도 재구성 간격이나 역치값은 절편 두께나 테이블 속도에 비하여 측정치에 영향을 많이 미침을 고려하여야 할 것이다.

결론적으로 역치값이 증가함에 따라 부피의 측정치는 감소하였고 역치값이 상대적으로 낮으면 피치가 증가할수록 부피의 측정치는 증가하고 역치값이 상대적으로 높으면 피치가 증가할수록 부피의 측정치는 감소하였다. 모형과 배경의 중간을 역치값으로 정한 경우, 수압 용적 측정치와 비교해 보았을 때 측정치는 1.6%내지 9.0%정도의 오차를 보였다. 그리고 나선식 CT의 스캔 및 영상의 재구성에 있어서 관련 인자인 절편두께, 테이블 속도, 재구성 간격을 변화시키면서 스캔하였을 때, 재구성 간격의 변화가 부피 측정치에 가장 많은 영향을 주었다. 따라서 임상적으로 나선식 CT를 이용한 용적 측정을 시행할 때에도, 역치값은 부피측정치에 영향을 주며, 역치값이 고정된 경우 절편 두께나 테이블 속도보다는 재구성 간격이 부피 측정값에 좀 더 큰 영향을 미칠 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Koga T, Morikawa Y. Ultrasonographic determination of the splenic size and its clinical usefulness in various liver diseases. *Radiology* 1975;115:157-161
2. Robinson PJ, Bullen AW, Hall R, Brown RC, Baxter P, Losowsky MS. Splenic size and function in adult coeliac disease. *Br J Radiol* 1980;53:532-537
3. Ney DR, Fishman EK, Magid D, Robertson DD, Kawashima A. Three-dimensional volumetric display of CT data: Effect of scan parameters upon image quality. *J Comput Assist Tomogr* 1991;15:875-885
4. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiology* 1984;150:179-184
5. Fishman EK, Drebin RA, Magid D. et al. Volumetric rendering techniques: applications for three-dimensional imaging of the hip. *Radiology* 1987;163:737-738
6. Breiman RS, Beck JW, Korobkin M, et al. Volume determinations using computed tomography. *AJR Am J Roentgenol* 1982;138:329-333
7. Heymsfield SB, Fulenwider T, Nordlinger B, Barlow R, Sones P, Kutner M. Accurate measurement of liver, kidney, and spleen volume and mass by computerized axial tomography. *Ann Intern Med* 1979;90:185-187
8. Jernigan TL, Zatz LM, Naeser MA. Semiautomated methods for quantitating CSF volume on cranial computed tomography. *Radiology* 1979;132:463-466
9. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992;185:29-35
10. Brink JA, Davros WJ. Helical/Spiral CT: *Technical principles*. Helical/Spiral CT: a practical approach. 1st ed. New York; McGraw Hill, 1995:1-26
11. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990;176:181-183
12. Napel SA. *Basic principles of spiral CT*. In Fishman EK, Jeffery RB, eds. *Spiral CT: principles, techniques and clinical applications.* 1st ed. New York: Raven Press, Ltd., 1995:1-9
13. 한준구, 장기현, 한만청, 김주완. 모형을 이용한 CT계측의 정확성 및 오차에 관한 실험적 연구. *대한방사선의학회지* 1985;21:368-374
14. 김인원, 장기현, 한만청, 김주완. 모형을 이용한 CT번호의 변화에 관한 실험적 연구. *대한방사선의학회지* 1987;23:513-523

J Korean Radiol Soc 2001;45:221 - 228

A study of Parameters in Spiral CT Volumetry Using Balloon Phantoms[1]

Hak Jong Lee, M.D., Joon Koo Han, M.D.[2]

[1]Department of Radiology, Sungkyunkwan University School of Medicine, Samsung Cheil Hospital
[2]Department of Radiology, Seoul National University College of Medicine and the Instituted of Radiation Medicine, SNUMRC

Purpose: To evaluate the effects of threshold values, reconstruction interval, slice thickness and table speed on the spiral CT volumetry.

Materials and Methods: Two phantoms made of a balloon and diluted contrast media underwent spiral CT scanning with section thicknesses of 5, 7 and 10 mm and table speeds of 5, 8 and 10 mm with scans of 5 mm section thickness, 7, 10, and 14 mm with scans of 7 mm section thickness, and 10, 15, and 20 mm with scans of 10 mm section thickness. The volumetric values of phantom A and B were obtained at varying threshold values and a reconstruction interval of 5 and 10 mm for all scans. Volumes were also determined with the threshold value fixed and a reconstruction interval of 1, 5, 7 and 10 mm, respectively. Three-dimensional display and volumetric measurements were obtained using reconstructed images. The effects of threshold value, reconstruction interval, slice thickness and table speed on volumetry were analyzed.

Results: Volumetric values varied according to threshold values. Where a threshold value was low, value increased as pitch increased, but where a the threshold value was high, value decreased as pitch increased. With varying threshold values, measurement errors in hydrostatic volumetry were between 0.19 and 27.98%; at a fixed threshold value, measurement errors in CT volumetry were 1.6 to 9.0%. Volume decreased as reconstruction interval increased. Where the table speed/ slice thickness ratio was constant, volume was constant though slice thickness differed. At fixed threshold values, variation in the reconstruction interval was statistically more significant than variation in slice thickness or table speed ($p < 0.05$, Kruskal-Wallis one-way ANOVA).

Conclusion: Among serveral spiral scanning and image reconstruction parameters including threshold value, reconstruction interval, slice thickness, and table speed, threshold value most affected the result obtained. At fixed threshold values, the reconstruction interval usded had more effect on CT volumetry than other parameters.

Index words : Computed tomography (CT), helical
Computed tomography (CT), experimental studies
Computed tomography (CT), three-dimensional
Computed tomography (CT), quantitative

Address reprint requests to : Hak Jong Lee, M.D., Department of Diagnostic Radiology, Sungkyunkwan University School of Medicine, Samsung Cheil Hospital, 1-19, Mukjeong-dong, Jung-gu, Seoul 100-380, Korea.
Tel. 82-2-2000-7145 Fax. 82-2-2000-7369