

돼지 척추를 이용한 척추 제원 측정에서 전산화 단층 촬영의 정확성에 관한 연구

순천향대학교 의과대학 정형외과학교실

신병준 · 박재민 · 김연일 · 최창욱

— Abstract —

Accuracy of CT measurements in Pig Spine

Byung Joon Shin, M.D., Jae Min Park, M.D.,
Yon Il Kim, M.D. and Chang Uk Choi, M.D.

*Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine,
Soonchunhyang University, Seoul, Korea*

At present the newer computerized tomography scanners provide a means for direct measurement of the size of normal and abnormal body structures from monitor. In orthopedics and rheumatology, CT is very important and useful means to make correct diagnosis and treatment modalities.

In spite of its increasing importance in orthopedic field, reports about accuracy of CT are not common. We reviewed several reports that described about anatomical measurement using CT or similar experiments to our study. But there are few statements that have directly compared CT and caliper measurements in spine or other bones.

So, authors performed experiments with 36 vertebrae of 8 pig spines to know the difference of CT measurement from actual measurement. The results were as follow :

1. In CT, bony portions including diameter of body and both pedicles were overestimated about 5% than actual ones.
2. In CT, AP and lateral diameters of spinal canal were 6~7% smaller than actual measurement and canal area, estimated by the products of AP and lateral diameter of spinal canal, is about 13% smaller than actual size.
3. It is the result of cortical overestimation around canal that spinal canal area was estimated less than actual size.

4. Main cause of this differences was partial volume effect that developed during CT scanning.

In conclusion, CT scanner is the useful means and gives many useful informations to diagnose the spinal disease, but the physicians must understand mechanical, physical and mathematical limitations of CT and discrepancy of measurement data.

Key Words : Pig spine, CT measuremen

I. 서 론

1970년대초 전산화 단층 촬영기가 개발된 이후 전산화 단층 촬영술은 퇴행성 척추 질환이나 척추 골절의 진단과 치료방침의 결정에 큰 기여를 하여 왔고 현재까지도 중요한 진단 수단으로 이용되고 있다. 퇴행성 척추 질환에서 연부 조직의 척수강내 병변이나 척추 골절시 골절편의 척수강내 침입(canal encroachment) 정도 등은 전산화 단층 촬영을 통하여 용이하게 알 수 있다^{3,6,9)}. 그러나 퇴행성 혹은 외상성 척추 질환에서 전산화 단층 촬영술을 이용하였을 때 나타나는 영상이 신경학적 검사 소견이나 실제적인 척수강내 골절편의 침입 정도와 일치하지 않는 것을 흔히 경험할 수 있다. 이는 전산화 단층 촬영이 만들어내는 영상과 실제 구조 사이에 어느 정도 차이가 있다는 것을 의미한다. 전산화 단층 촬영으로 만들어지는 영상은 단순히 척추체에 주사한 방사선에 의해 나타나는 광전 현상을 감지하여 수학적, 물리적 그리고 기계적인 방법을 이용하여 3차원의 구조를 2차원의 영상으로 표현하는 것으로 나타내는 과정에서 하드웨어나 소프트웨어 혹은 검사대상에 따라 왜곡되어 질 수 있다.

저자들은 돼지의 척추를 이용하여 전산화 단층 촬영을 시행한 후 재구성된 횡단면 영상에서 척추의 제원을 측정한 후 실제 척추의 제원과 비교하여 오차의 정도와 원인을 분석하고 전산화 단층 촬영에 대한 일반적인 원리를 이해함으로써 척추에 대한 전산화 단층 촬영의 정확성에 관하여 알

아보고자 이 실험을 시행하였다.

II. 실험재료 및 방법

저자들은 8마리의 돼지에서 신선한 척추를 구하여 경추와 흉추, 천골과 미골을 제외한 요추부만을 분리하였는데 이 중 제1요추, 제2요추, 제3요추는 각 8개씩 도합 24개이고 제4요추는 7개 그리고 제5요추는 5개로 도합 36개의 요추골을 이용하여 연구하였다. 각 추체의 극돌기에 표본의 번호를 표시한 후 정확한 위치를 측정하기 위하여 척추경(pedicle)의 상하연의 중간부위로 생각되는 곳과 추체의 측면에 구멍을 뚫고 구멍을 잇는 선을 표시하여 이 선을 단층 촬영하였고 촬영 후 그 부위를 절단하였다(Fig. 1, 2). 정확한 측정을 위

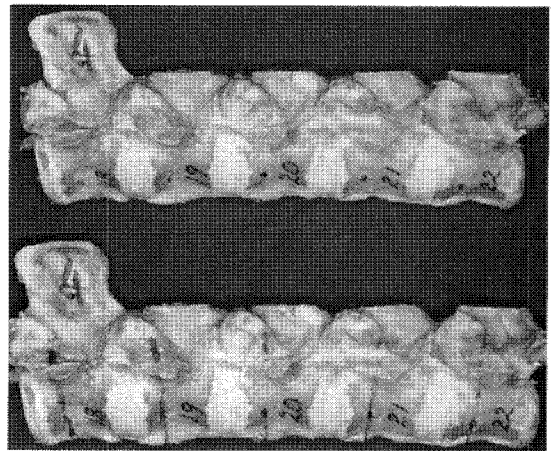


Fig. 1. The specimens were prepared to identify the scanning level.

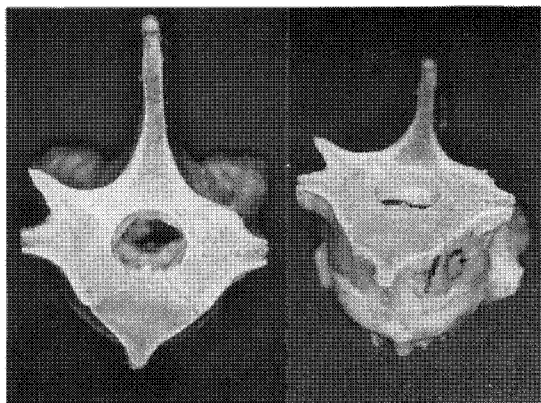


Fig. 2. The specimens were cut along the previously marked level to calibrate the actual length.



Fig. 3. The specimens were fixed in plastic Container filled with normal saline for scanning.

하여 저자들이 고안한 합성수지(plastic)로 제작한 상자에 표본을 넣고 움직이지 않도록 고정하였고(Fig. 3) 가능한 한 생체와 유사한 조건을 만들기 위하여 이 상자에 생리 식염수를 채워 중간 매개체로 이용하였다.

사용한 전산화 단층 촬영기는 HITACHI 700형의 3세대 전산화 단층 촬영기이며(Fig. 3), 촬영시 촬영두께(slice thickness)는 3mm로 하였고 골범위(bone window)로 hard copy를 떼다. 범위의 폭(window width)은 1700 Hounsfield Unit(HU), 범위의 중앙위치(level)는 +400HU으로 조정하였다. 전산화 단층 촬영기의 지표 화면(pilot view)을 통해 추체에 뚫은 구멍과 척추경의 중간부위를 지나는 단면을 찍을 수 있도록

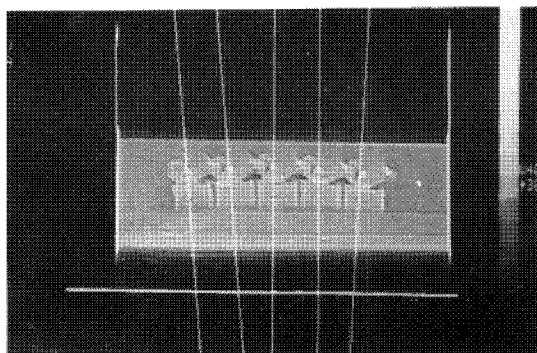


Fig. 4. The gantry was controlled perpendicular to spinal canal.

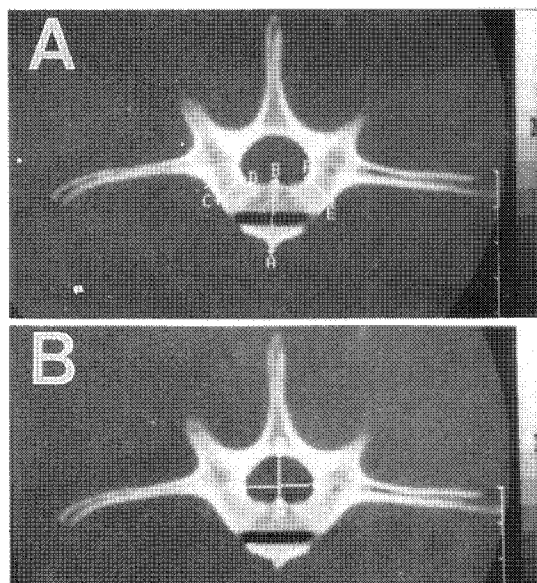


Fig. 5. CT length was measured from monitor.

- A. AP of body and width of both pedicles
- B. AP and lateral diameter of spinal canal

촬영시마다 촬영 위치(gantry)를 조절하였다(Fig. 4). 화면상에서 한 개의 단면에서 한 번에 3개의 거리를 측정할 수 있기 때문에 추체의 전후경, 양측 척추경의 직경 그리고 척수강의 전후경 및 측경을 2번에 나누어 측정하였다(Fig. 5). 전산화 단층 촬영을 시행한 다음 미리 표시된 위치를 미세한 절단기로 자르고 골막을 포함한 연부조직을 완전히 제거한 후 단면을 0.05mm단위까지

측정이 가능한 Mitutoyo사의 측정기(caliper)로 실측하였다.

III. 결 과

결과의 판정은 전산화 단층 촬영상과 실제의 크기를 소수점 두자리까지 측정하여 각 요추 부위별

로 크기를 비교한 후, 실측치를 기준으로 전산화 단층 촬영상에서 측정한 값을 백분율로 표시하였다. 척수강의 면적을 유추하기 위하여 편의상 척수강의 전후경 및 측경의 곱을 구하였다(Table 1).

요추 부위별 크기의 비교에서 추체의 전후경은 단층 촬영상에서 $23.24 \pm 2.51\text{mm}$ 이고 측정치는

Table 1. Data from measurement of C-T and caliper in 36 specimens

No.	C-T						Caliper					
	body		pedicle		canal		body		pedicle		canal	
	AP (mm)	Rt (mm)	Lt (mm)	AP (mm)	Lat (mm)	area (mm ²)	AP (mm)	Rt (mm)	Lt (mm)	AP (mm)	Lat (mm)	area (mm ²)
1	26.50	11.10	11.50	9.90	13.70	135.63	24.90	10.40	10.85	11.00	15.20	167.20
2	26.20	11.80	11.40	10.60	13.70	145.22	25.70	11.25	11.25	11.35	14.70	166.85
3	25.80	12.90	10.60	10.20	15.60	159.12	22.90	11.65	11.45	11.25	16.85	189.56
4	25.20	12.40	11.40	10.90	17.40	189.66	14.75	12.00	11.40	11.70	19.30	225.81
5	23.60	11.50	11.70	11.50	12.70	146.05	22.35	10.65	10.70	12.00	13.60	163.20
6	24.40	11.60	11.30	11.20	13.10	146.72	23.75	11.25	11.05	11.75	14.10	165.68
7	23.70	11.00	11.30	11.20	13.10	146.72	23.10	10.80	11.20	12.00	14.20	170.40
8	21.30	11.20	10.70	11.50	14.00	161.00	20.20	10.65	10.80	12.25	15.05	184.36
9	20.50	10.80	10.80	11.50	17.10	196.65	19.90	10.20	10.45	11.80	18.25	215.35
10	25.90	12.00	11.70	10.20	16.50	168.30	25.10	11.55	10.70	11.45	17.30	198.09
11	29.30	11.90	11.30	9.90	16.20	160.38	28.10	10.45	10.80	11.40	17.55	200.07
12	26.80	12.60	12.40	9.90	17.40	172.26	25.45	11.80	11.25	11.15	19.35	215.75
13	24.70	11.40	12.10	10.20	20.60	210.12	23.85	11.35	11.55	11.40	21.50	245.10
14	22.40	11.10	11.10	11.80	14.00	165.20	21.60	10.70	10.65	12.65	15.00	189.75
15	23.40	10.90	11.00	11.80	15.60	184.08	21.55	10.60	10.00	12.15	17.80	216.27
16	22.10	11.20	11.70	11.50	17.40	200.10	21.00	10.75	11.15	12.55	18.30	229.67
17	20.20	10.30	10.40	11.20	19.90	222.88	19.45	9.80	9.80	12.45	22.35	278.26
18	17.40	10.40	9.70	14.00	20.20	282.80	13.00	9.65	9.15	13.20	22.60	298.32
19	21.50	10.30	10.60	12.10	14.00	169.40	20.50	9.50	9.95	12.65	14.65	185.32
20	24.30	9.70	9.90	11.20	15.20	170.24	22.50	9.30	9.10	12.10	15.85	191.79
21	23.70	10.00	9.50	10.60	15.60	165.36	23.25	9.35	9.00	11.75	16.30	191.53
22	21.50	9.90	9.50	12.20	17.70	215.94	21.00	9.15	8.95	12.15	19.40	235.71
23	20.00	9.70	9.40	12.70	20.60	261.62	18.90	9.10	8.85	12.85	21.35	274.35
24	25.90	11.90	11.60	9.90	12.10	119.79	25.15	11.20	10.60	10.60	13.80	146.28
25	24.90	11.70	12.00	11.20	13.10	146.72	23.90	11.00	11.00	11.55	13.85	159.97
26	23.40	11.20	11.70	10.60	15.20	161.12	21.95	10.90	10.75	11.35	16.25	184.44
27	20.20	10.00	9.70	11.20	14.60	163.52	19.60	9.15	8.85	11.90	15.40	183.26
28	21.50	10.20	9.30	10.90	14.30	155.87	20.75	9.55	8.85	11.50	15.25	175.38
29	22.40	8.90	9.20	11.80	15.60	184.08	21.75	8.80	8.80	13.10	16.20	212.22
30	20.60	9.20	9.60	11.50	17.70	203.55	20.25	9.35	8.85	12.20	18.15	221.43
31	19.30	9.60	8.80	12.70	20.90	265.43	18.70	9.00	8.45	12.70	21.65	274.96
32	22.40	11.90	11.40	10.90	13.10	142.79	20.60	11.15	10.85	12.40	13.70	169.88
33	25.50	11.60	11.60	10.90	13.70	149.33	24.65	11.10	11.10	11.35	14.55	165.14
34	24.30	11.50	11.70	11.20	14.00	156.80	23.40	10.85	10.55	11.65	15.15	176.50
35	24.30	11.10	11.30	11.20	14.60	163.52	20.50	10.30	10.50	12.35	16.50	203.78
36	21.50	10.60	11.10	11.50	15.90	182.85	20.10	10.80	10.80	12.70	18.35	233.05
Mean	23.24	10.98	10.82	11.20	15.73	176.97	22.06	10.42	10.28	11.95	16.93	203.18
S.D.	2.51	0.97	0.98	0.88	2.45	36.74	2.72	0.90	0.96	0.62	2.64	36.99

* Canal area=Canal AP×Canal Lat.

22.06±2.72mm로 백분율은 단층 촬영시 105.51±3.74%로 실측치보다 크게 측정되었다. 우측 척추경의 폭은 단층 촬영치가 10.98±0.97mm이고 실측치가 10.42±0.90mm로 백분율은 105.74±5.75%였고 좌측 척추경의 경우는 단층 촬영치가 10.82±0.98mm이고 실측치가 10.28±0.96mm로 백분율은 105.37±3.13%로 양측 척추경의 단층 촬영치도 역시 실측치보다 크게 측정되었다. 결과적으로 전산화 단층 촬영상에서 골성 부분을 측정시 약 5%정도 실측치보다 확대되어 나타났다. 반면에 척수강의 크기는 단층 촬영상에서 전후경은 11.20±0.88mm, 좌우 측경은 15.73±2.45mm로 측정된 반면 실측치의 경우 전후경은 11.95±0.62mm, 좌우 측경은 16.93±2.64mm로 나타나 그 백분율은 전후경의 경우는 93.65±3.93%였고 좌우 측경은 92.95±2.83%로 척수강의 전후경과 좌우 측경은 실측치보다 약 6~7% 적게 측정되었다. 척수강의 전후경과 좌우 측경을 이용하여 척수강의 면적을 유추하여 보면 단층 촬영상에서는 176.97±36.74mm²인 반면 실측치에서는 203.18±36.99mm²로 나타나 단층 촬영상의 실측치에 대한 백분율은 87.04±4.49%로 단층 촬영상에서 약 13%정도 적게 측정되어 상당히 큰 차이를 보였다(Table 2).

전산화 단층 촬영술은 1970년초 소개된 이후 기기의 발전과 함께 임상 각 분야에서 중요한 진단 도구로 사용되어 왔다. 특히 근골격계의 연구에 많이 이용되어 정형외과적 분야나 류마티오이드 질환의 연구에 많은 도움을 주고 있다. 특히 전체 전산화 단층 촬영의 약 30%정도는 척추 질환의 검사에 이용된다고 한다. 그러나 정형외과적 진단에 있어서 전산화 단층 촬영에 의해 재구성된 영상이 얼마나 정확한 지에 관한 문헌과 연구결과는

빈약하였고 단편적인 결과만을 확인할 수 있었다^{2, 4, 5).}

실제의 단층 촬영시 영상을 이해하기 위하여 세 가지 주요 요소들 즉 주형(matrix), 공간 해상력(spatial resolution), 대조 해상력(contrast resolution)을 이해하여야 한다. 검사하고자 하는 물체의 횡단면을 256×256 내지 512×512정도의 정사각형 분할을 하여 그 하나하나를 화소(pixel)라 하고 그 화소들의 병렬집합을 주형(matrix)이라 한다. 또 대조도가 큰 두개의 작은 구조를 구별하는 능력을 공간 해상력이라 하는데 이 공간 해상력은 화소의 크기가 크고 단면의 두께가 얇을수록 그리고 관찰 영역을 감소시킬수록 증가한다. 그러나 실제적으로 전산화 단층 촬영기는 각 화소 내 물질의 감약계수(attenuation coefficient)를 계산하여 영상을 재구성하여야 하기 때문에 화소를 증가시키면 계산하는 시간이 증가되어 512×512이상의 주형은 사용하지 않는다. 두 개의 인접한 구조 사이의 미세한 밀도를 감지하는 능력을 대조 해상력이라 하고 척추에서는 전위(electric potential, kV)를 낮추고 선량(dose, mA)을 증가시키거나 단면의 두께를 두껍게 하여 이를 증가시킬 수 있다. 전산화 단층 촬영을 시행할 때 영상의 질을 결정하는 지표로 분할 두께(slice thickness)가 중요한데 이는 공간 해상력과 대조 해상력을 나타냄에 있어 서로 상반된다. 다시 말하면 골성 구조는 고밀도를 가지기 때문에 단면을 얇게함으로써 더 나은 공간 해상력을 얻을 수 있고 밀도가 적은 연성 구조는 단면을 두껍게 하여 대조 해상력을 증가시킬 수 있다. 또 다른 지표로 범위가 있는데 척추의 영상에서 좁은 범위의 폭(window width)은 연부 조직을, 넓은 범위의 폭은 골성 구조를 잘 볼 수 있게 한다^{7).} 또한 범위의 중앙 위치(window level)를 검사대상에 따라 다르게 조절하는 것이 중요한데 Koehler 등⁴⁾은 경추와 요추의 해부학적 측정시 범위의 중앙 위치는 +250HU에서 +300HU가 가장 적절하고 척수강의 크기가 실제와 가장 유사하게 측정된다 하였다. 저자들은 범위의 중앙 위치를 +400HU로 하였는데 이는 일반적인 골범위로 사용되며 Koehler 등⁴⁾의 결과와 비교하여 저자들의 실험시 큰 오차를 발생시키지 않을 것으로 사료된다.

Table 2. Data from measurement of C-T and caliper in 36 specimens

Site of vertebra	percentile value(%)
Body AP	105.51±3.74
Rt. pedicle	105.74±5.75
Lt. pedicle	105.37±3.13
Canal AP	93.65±3.93
Canal Lat.	92.95±2.83
Canal area	87.04±4.49

전산화 단층 촬영기의 영상 재구성시 감약 계수를 측정하면서 발생하는 오차는 영상왜곡(artifact)의 원인이 될 수 있으며 여기에서 밀도차 왜곡(density-change artifact), 선 경화 왜곡(beam-hardening artifact)과 함께 부분 용적 왜곡(partial volume artifact)이 있다. Krag 등⁵⁾은 사체의 척추를 이용하여 측정한 전산화 단층 촬영의 결과가 실측치와 유사하다고 보고하였다. 이는 저자들의 결과와 차이가 있는데 이런 차이가 생기는 원인으로 실험방법의 차이를 들 수 있을 것으로 생각하였다. Krag 등⁵⁾이 이용했을 것으로 생각되는 방법, 즉 검사대상을 공기중에서 직접 측정하였을 경우는 실제 촬영시 나타날 수 있는 부분 용적 효과(partial volume effect)를 감소시킬 것으로 생각된다. 그러나 실제 인체의 단층 촬영시에는 촬영하고자 하는 골 부분이 여러 장기 및 조직으로 싸여 있기 때문에 저자들은 가능한 한 생체와 유사한 조건을 만들기 위하여 생리 식염수를 중간 매개체로 사용하였다. 화소내 서로 다른 물질이 있을 때 각 화소의 선 감약 계수(linear attenuation coefficient)는 화소내 물질의 평균값으로 표시되어 물과 칼슘(calcium)이 경계지어 있는 경우 선에 의한 강약도는 칼슘에서 높으므로 그 양이 작더라도 평균값은 칼슘에 편중되어 화소 전체는 흰색을 띠게 된다. 이런 현상을 부분 용적 효과라 하며 저자들의 경우는 Krag등과 달리 생리 식염수를 사용함으로써 실제의 부분 용적 효과와 유사한 효과가 나타나고 이러한 결과로 저자들의 경우 Krag등의 결과와 달리 단층 촬영치가 실측치보다 약 5~6% 정도 과측정되는 것으로 사료된다. Smith 등⁸⁾은 대퇴 골절골을 이용한 연구에서 전산화 단층 촬영시 약 13% 정도 과측정된다고 보고하였는데 이는 한 화소안에 골피질과 골수가 같이 있는 경우 전체는 골피질로 나타나기 때문이라고 하여 부분 용적 효과에 대하여 저자들과 유사한 의견을 보였다. 그러나 저자들의 경우 약 5%정도 과측정된 것과 비교하여 8%정도 더 크게 측정되는 차이를 보였는데 이는 대퇴골은 척추골에 비해 골피질이 더 두꺼워 나타나는 결과로 보여진다.

Bayley 등¹⁾은 단층 촬영시 촬영 각도에 따른 척수강 제원의 변화에 대해 보고하였는데 역시 검

사방법에 대한 자세한 언급은 없었다. 단지 이들은 촬영시 촬영 위치(gantry)를 검사위치에 평행하도록 조절해야 가장 정확하다고 보고하였다. 저자들의 연구에서 촬영 위치는 척추경의 중간을 찍을 수 있도록 조절하였는데 이 부위에서 척수강은 촬영 각도에 평행할 것으로 생각하였고 결과는 실측치에 비해 척수강의 면적에 있어 약 13%정도로 적게 나타났다. 이는 척수강 주위의 골피질이 크게 측정되어 상대적으로 나타나는 현상으로 생각된다.

IV. 요약 및 결론

전산화 단층 촬영의 정확성을 알아보기 위하여 8마리의 돼지의 척추를 이용하여 전산화 단층 촬영과 실측을 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전산화 단층 촬영상의 척추의 제원은 실측치에 비하여 척추체의 전후경과 척추경의 폭은 약 5%정도 크게 측정되었다.
2. 척수경의 전후경과 좌, 우측경은 약 6~7% 정도 작게 측정되어 척수경의 면적은 약 13%정도 실측치에 비하여 작았다.
3. 골성부분이 과측정되는 주요한 원인은 전산화 단층 촬영시 생길 수 있는 부분 용적 효과인 것으로 사료된다.
4. 전산화 단층 촬영상에서 척수강이 적게 측정되는 원인은 척수강 주위의 골피질이 과측정되어 상대적으로 나타나는 현상이다.

결론적으로 이상의 연구 결과에서 본 연구의 대상이 인체 척추가 아닌 동물의 척추이고 측정부위의 절단시나 측정시에 오차가 생길 수 있다는 점을 감안하더라도 임상에서 척추 질환의 진단과 치료시 전산화 단층 촬영술에 의한 척추 제원의 측정은 수학적, 물리적 그리고 기계적 한계 때문에 실측치와 차이가 날 수 있으며 특히 척수강의 크기에는 상당한 차이를 가져올 수 있다. 그러나 이러한 한계를 잘 이해하면서 환자의 증상이나 신경학적 검사소견 그리고 임상적 경험등을 충분히 고려하여 척추 질환의 진단과 치료에 이용한다면 전산화 단층 촬영은 훌륭한 진단적 도구임은 분명하리라 생각된다.

REFERENCES

- 1) Bayley, J. C., Kruger, D. M., and Schlegel, J. M. : *Does the Angle of the Computered Tomographic Scan change Spinal Canal Measurements.* *Spine*, 16 : 526~529, 1990.
- 2) Barnard, T. N. Jr. and Seibert, C. E. : *Pedicle Diameter Determined by Computed Tomography.* *Spine*, 17 : 160~163, 1992.
- 3) Denis, F., Armstrong, G. W., Seals, K. and Matta, L. : *Acute Thoracolumbar Burst Fractures in the Absence of Neurologic Deficit.* *Clin. Orthop.*, 189 : 142~149, 1984.
- 4) Koehler, P. R., Anderson, R. E. and Baxter, B. : *The Effect of Computed Tomography Viewer Controls on Anatomical Measurements.* *Radiology*, 130 : 189~194, January 1979.
- 5) Krag, M. H., Beynnon, B. D., Pope, M. H., Frymoyer, J. W., Haugh, L. D. and Weaver, D. L. : *An Internal Fixator for Posterior Application to Short Segments of the Thoracic, Lumbar, or Lumbosacral Spine. Design and Testing.* *Clin. Orthop.*, 203 : 75~98, 1986.
- 6) McAfee, P. C., Yuan, H. A., Fredrikson, B. E. and Lubicky, J. P. : *The Value of Computed Tomography in Thoracolumbar Fractures : An Analysis of One Hundred Consecutive Cases and a New Classification.* *J. Bone and Joint Surg.*, 65A : 461~473, 1981.
- 7) Resnick, D. and Gen. Niwayama. : *Diagnosis of Bone and Joint Disorders*, 2nd edition. pp. 143~202, Philadelphia, W. B. Saunders Co., 1988.
- 8) Smith, H. W., De Smet, A. A. and Levine, E. : *Measurement of Cortical Thickness in a Human Cadaver Femur. Conventional Roentgenography versus Computed Tomography.* *Clin. Orthop.*, 169 : 269~274, 1982.
- 9) Trafton, P. G. and Boyd, C. A. Jr : *Computed Tomography of Thoracic and Lumbar Spine Injuries.* *J. Trauma*, 24 : 506~515, 1984.