

◆ 원 저 ◆

Temporal bone CT 검사 시 conventional scan 방식과 helical scan 방식에 따른 선량 비교분석

강수홍¹ · 박용성 · 이래곤 · 황선광

강동경희대학교병원 영상의학과

Dose Comparison Analysis of Temporal bone CT scan to conventional scan method during helical scan method

Su-hong Gang¹ · Yong-Seong Park, · Rae-Gon Lee · Seon-Kwang Hwang

Department of Radiology, Kyung Hee University Hospital at Gangdong

Abstract

Temporal bone CT scan side skull fracture. In addition to the confirmation of the ossicles, such as fractures and dislocations, temporomandibular facial fractures, deformities surgery helps to establish a science plan. Cochlear implant surgery has been performed in the state before and after identifying purposes. Test methods are being implemented by the Conventional direct axial and Direct coronal scan, the basic method of Temporal bone CT.

Helical scan is a fast Volumetric data obtained compared with the Conventional scan, the patient reduced the dose, and there are some advantages, such as reduced Beam hardening streak artifacts caused by dental fillings.

This study is a comparative analysis by dose reduction for patients with a dose according to the conventional scan method and then effective from 2015 by helical scan method performed in 2014 through the retrospective survey, which was then optimized for the purpose of inspection.

Key works : Temporal bone CT, Axial scan, Coronal scan, Helical scan, Conventional scan

I. 서론

과학기술과 의료기술의 진보는 인체의 질병을 보다 빠르고 정확하게 평가하고 진단하는데 있다. 이러한 진단과 평가를 위한 많은 의료장비 중에 컴퓨터 전산화단층촬영 (Computed Tomography, 이하 CT)은 의료영상에 대한 의존율을 점차 증가시키고 있으며¹⁾, 병변의 이상여부, 진단, 위치, 치료방법 결정, 치료예후 등과 같이 진단에서 거의 대부분 사용되고 있다. 본 논문의 주제인 Temporal bone CT 검사는 측 두골 골절, 이소골의 골절 및 탈구, 악 안면 골절, 기형 등의 확인 외에도 이과 수술계획의 수립에 도움을 주며, 인공 와우술 전 및 후의 상태 파악의 목적으로 시행되고 있다²⁾. 검사방법은 Conventional direct axial 과 Direct coronal scan 을 통해 시행되고 있으며, Temporal bone CT의 기본적인 방법이다^{3,4)}. 검사방법에서 Direct coronal 영상을 얻기 위하여 검사 시 Gantry tilting과 환자자세를 변화 시켜야 하고, 수검자의 목을 뒤로 젖히는 자세를 요하며, 이에 따라 경추에 상당한 신전을 필요하다. 연령대의 증가에 따라 경추의 신전 각도가 줄어들게 됨으로서⁵⁾, 수검자의 특성상 검사 시 자세에 대해 대부분 어려움을 호소하거나 자세가 불가능 할 수 있다. 또한 Temporal bone CT 검사를 시행한 수검자의 74.7% 가 이명, 이루, 청력소실, 그리고 어지러움 증상을 가지고 있었으며, 이 질병들이 대개 어지러움을 수반함으로써 포지션 유지에 어려움을 겪고 이로 인한 안전사고에 노출되었다. 그리고 Axial scan 이후 Coronal scan 을 추가 적으로 시행 함으로서 환자의 피폭선량이 증가한다. 이러한 문제점을 해결하기 위한 방법으로 2015년부터 Helical scan 을 통하여, Axial image 를 획득하고, 추가적인 Direct coronal scan 없이 Multi planar reconstruction (이하 MPR) 을 통한 Coronal 영상을 획득 하였다. 이는 추가적인 수검자의 피폭선량을 줄이는 것 이기도 하다. Helical scan 은 Conventional scan 에 비하여 빠른 Volumetric data 의 획득⁶⁾, 환자의 피폭선량 감소^{7,8)}, 그리고 치아 충전물 등에 의한 Beam hardening streak artifacts 감소⁹⁾ 등의 몇몇 장점이 있다. 반면에 Conventional scan 과 달리 환자의 테이블이 이동 하는 동안 연속적으로 데이터를 얻으므로 기존 CT 의 360도 Projection data 을 얻는 방식으로는 환자의 Motion artifact 가 발생한다. 따라서 Motion artifact 가 없는 Axial scan에 해

당하는 Planer section 을 재구성 하기 위해서 보간 삽입 법을 이용하여 종축 방향절편을 재구성하게 되고, 이로 인하여 종축의 공간 분해능 저하라는 결과를 가져올 수 있게 된다⁶⁾. 본 연구는 후향적 조사를 통하여 2014 년에 시행한 conventional scan 방식과 이후 2015년부터 시행한 helical scan 방식에 따른 선량을 비교 분석 함으로서 환자의 피폭선량을 저감화 하고 검사의 최적화를 목적으로 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 대상

서울 소재 대학병원의 2014년 4월 1일부터 2015년 9월 30일까지 컴퓨터 단층영상장치 (Brilliance CT 16-channel & Brilliance CT 64-channel, Philips, Netherlands)를 이용하여 Temporal bone CT 를 시행한 인원 238명 (남자: 105명, 여자: 133명)을 대상으로 하였고, 최소 4세에서 최대 83세로 평균연령은 48.7세였다.

2. 연구방법 및 검사 프로토콜

DICOM 영상조회프로그램 (PiviewSTAR 5.0, Infinit, Korea)를 이용하여 후향적 조사의 기간 중 Temporal bone 검사 시 conventional scan 방식을 사용한 2014년과 이후 helical scan 방식을 사용한 2015년 전후로 인원을 분류하고 사용한 장비에 따라 다시 인원을 분류하고 장비에서 제공되는 DICOM file[Fig1,2] 을 통하여 나이, 성별, Slice, kV, mAs, CTDI_{vol}, DLP 값을 PASW Statistics 18.0 (SPSS Inc, Chicago, USA) 통계프로그램을 통하여 분석하였다. 각 장비와 검사방식에 따른 프로토콜은 차이를 나타내었다 (Table 1,2).

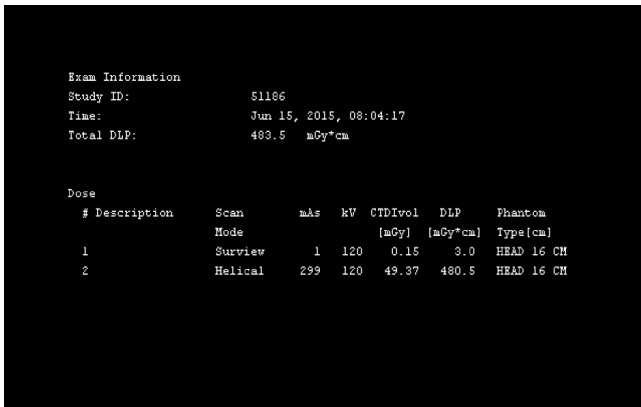


Fig. 1. DICOM file information of temporal bone CT in helical scan

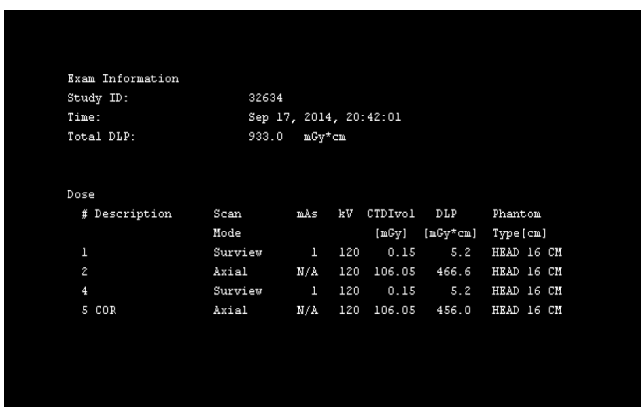


Fig. 2. DICOM file information of temporal bone CT in conventional scan

Table 1. protocol of conventional scan

Conventional scan	16ch	64ch
Resolution	Ultra high	Ultra high
Collimation	2x0.6	2x0.5
Minimum Pixel size	0.75	0.625
Rotation time	0.75	1.0
Thickness	0.6	0.5
Increment	-1.2	-1.0
kV	120	120
mAs	250	300

Table 2. protocol of helical scan

Helical scan	16ch	64ch
Resolution	Ultra high	Ultra high
Collimation	16x0.75	20x0.625
Pitch	0.438	0.246
Rotation time	0.5	0.75

Thickness	0.8	0.67
Increment	0.4	0.33
kV	120	120
mAs	300	500

3. 통계적 분석 방법

스캔방식에 따른 각 장비의 사용횟수와 성별을 Pearson의 카이제곱 검정을 실시하고 평균나이, Slice, Kv, mAs 등 검사방식에 따른 조작성수 변화와 검사방식과 사용장비에 따른 CTDI_{vol}, DLP 선량비교에서 독립 2표본 T-검정을 실시하였다. 다변량 회귀분석을 통하여 선량값에 대해 유의한 차이를 분석하였다. 통계처리는 PASW Statistics 18.0 (SPSS Inc, Chicago, USA) 프로그램을 이용하고 p값이 0.05미만인 경우 통계적으로 유의 하다고 판단하였다.

III. 결과

각 장비의 사용횟수와 평균나이, Slice, mAs 등에 차이가 있었고, 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다. 성별과 kV에서는 유의한 차이를 나타내지 않았다(Table 3,4).

각 장비에서 스캔방식변화에 따른 Total CTDI_{vol} 과 Total DLP 값을 비교하였을 때 16CH 장비에서는 CTDI_{vol} 값은 Conventional scan 에서94.72, Helical scan 45.38 로 낮아지며 유의한 차이를 보였고, Total DLP 에서는 Helical scan방식이 Conventional scan에 비해 22.26 DLP가 낮아졌지만 유의한 차이를 나타내지 않았다. 64CH장비에서도 스캔방식 변화에 따라 Total CTDI_{vol} 값이 212.1에서 69.43으로 Helical scan에서 낮아졌고 Total DLP값에서도 935.94에서 628.64로 낮아지며 모두 유의한 차이를 나타내었다(Table 5, Figure 1,2).

Table 3. Manipulated variable according to scan method.

Variable	Scan method*		Total	P value
	1	2		
Use count (16CH)	114 (68.7%)	52 (31.3%)	166 (100%)	.017
Use count (64CH)	37 (51.4%)	35 (48.6%)	72 (100%)	
Total	151 (120.1%)	87 (79.9%)	238 (200%)	
F	92 (69.2%)	41 (30.8%)	133 (100%)	.054
M	59 (56.2%)	46 (43.8%)	105 (100%)	
Total	151 (125.4%)	87 (74.6%)	238 (200%)	
Average age(N)	46.83 (151)	52.11 (87)	(238)	.01

* Scan method: 1. Conventional scan 2. Helical scan

Table 4. Manipulated variable according to scan method.

16 CH+64 CH	Scan method*	N	mean	SD	P value
Slice	1	151	71.03	12.42	.00
	2	87	57.45	18.34	
kV	1	151	120.00	.00	.00
	2	87	120.00	.00	
mAs	1	151	262.25	21.57	.00
	2	87	349.76	91.55	

* Scan method: 1. Conventional scan , 2. Helical scan

Table 5. According to the Equipment

16CH	Scan method*	N	mean	SD	P value
Total CTDI _{vol} (mGy)	1	114	94.72	1.98	.00
	2	52	45.36	2.11	
Total DLP (mGy*Cm)	1	114	403.77	63.50	.75
	2	52	381.51	511.87	
64CH	Scan method*	N	mean	SD	P value
Total CTDI _{vol} (mGy)	1	37	212.10	.01	.00
	2	35	69.43	17.70	
Total DLP (mGy*Cm)	1	37	935.94	148.15	.00
	2	35	626.64	213.84	

* Scan method: 1. Conventional scan , 2. Helical scan

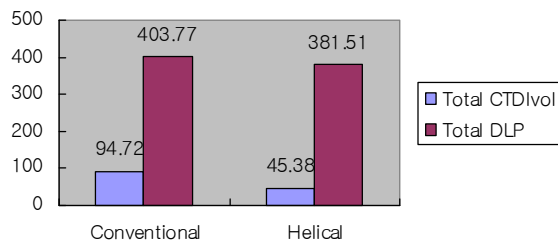


Fig 1. Compare of CTDI_{vol}, DLP values in accordance scan method of 16CH

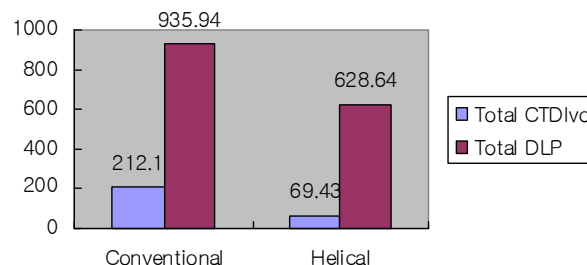


Fig 2. Compare of CTDI_{vol}, DLP values in accordance scan method of 64CH

Conventional scan 에서 각 장비에 따른 TOTAL CTDI_{vol}, TOTAL DLP 비교에서는 64CH 장비가 Total CTDI_{vol}, Total DLP값 모두 16CH 장비보다 높게 측정되었고 유의한 차이를 보였다(Table 6, Figure 3).

Table 6. According to Conventional scan

Conventional scan	Equipment*	N	mean	SD	P value
Total CTDI _{vol} (mGy)	1	114	94.72	1.98	.00
	2	37	212.10	.01	
Total DLP (mGy*Cm)	1	114	403.77	63.50	.00
	2	37	935.94	148.15	

*Equipment : 1. 16CH 2. 64CH

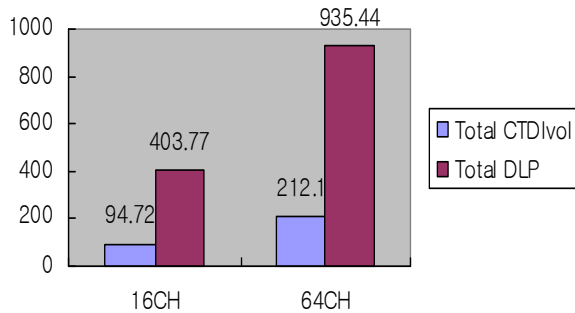


Fig 3. Compare of CTDI_{vol}, DLP values in accordance Conventional scan

또한 Helical scan 에서도 64CH 장비가 16CH 장비에 비해 Total CTDI_{vol}, Total DLP값이 높게 측정되었고 유의한 차이를 보였다(Table 7, Figure 4).

Table 7. According to helical scan

helical scan	Equipment*	N	Mean	SD	P value
Total CTDI _{vol} (mGy)	1	52	45.36	2.11	.00
	2	35	69.43	17.70	
Total DLP (mGy*Cm)	1	52	381.51	511.87	.00
	2	35	626.64	213.84	

*Equipment : 1. 16CH 2. 64CH

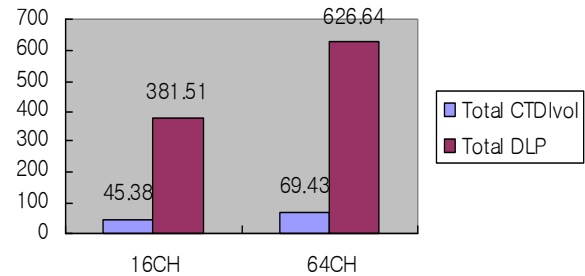


Fig 4. Compare of CTDI_{vol}, DLP values in accordance Helical scan

비 표준화 회귀 계수를 통해 B값을 측정하였다. 고정변수는 나이, 성별, Slice, Kv, mAs 로 하여 스캔 방식과 장비에 따른 분석을 하였고, 스캔방식에 따른 b값은 -101.324로 Conventional scan 에 비해 Helical scan 이 DLP가 101 낮아 지는 것을 볼 수 있었고 장비에 따른 B값은 305 로 16CH 장비 보다 64CH 장비에서 DLP선량이 더 높아지는 것을 볼 수 있었다(Table 6).

Table 8. Non-standardized regression coefficients*

	B	SD
Scan method	-101.32	53.54
Equipment	305.74	50.73

*Fixed Variable: Age, sex, slice, kV, mAs

IV. 고찰

의료피폭에 대한 방사선 방어의 기본은 ICRP publication60에 근거한 행위의 정당화(justification), 방어의최적화(optimization) 및 개인의 선량한도(individual dose limitation)으로 이루어진다. 그러나 세계보건기구(WHO)와 국제방사선방어위원회(ICRP)는 CT검사의 방사선 노출 위험성보다 진료의이득이 더 많아 환자가 받는 방사선량의 한계를 정하고 있지 않고 있다. 인류가 받는 총 인공방사선 피폭 중 의료분야에서의 방사선 피폭은 약 90%를 차지하고 있으며, 그 중 CT검사가 상당한 부분을 차지하고 있다. 그러므로 환자가받는 방사선량 평가와 아울러 피폭선량 감소를 위한

저감화 개선 대책이 시급한 실정이다. 이에 선량에 대한 한도를 정하지 않고 있다고 해도 방사선 진료가 이득이 분명할 때 이루어지고 방어의최적화를 위한 노력이 필요하며, ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 기준을 준수하려는 노력이 필요하다^{10,11}. 최근 전산화 단층 촬영 (Computed Tomography, 이하CT) 검사는 multi-detector computed tomography (이하 MDCT) 기술의 발달로 인해, 모든 검사에 최적의 화질을 유지함과 동시에 방사선 위해 (risk)를 감소 시키기 위한 적절한 스캔 파라미터 (scan parameter)를 사용 하기 위해 노력 하고 있다¹². helical scan 과 conventional scan을 비교하여 이미지와 선량을 비교하는 연구는 앞서 이루어져 왔으며, helical scan이 conventional scan에 비하여 선량 감소 등^{7,8}) 장점에 반하여 종축의 공간분해능 저하⁶) 라는 단점도 존재한다. 본원에서는 환자의 연령대 증가와 검사자세의 불편함 그리고 환자의 안전사고 예방을 위하여 Helical scan검사로 Axial image와 MPR 을 통한 Coronal 영상을 통해 영상을 판독하고 있다. 이에 우리는 Helical scan을 통하여 검사가 가능하고 이로서 추가적인 피폭 없이 진단가치 있는 영상을 제공 할 수 있는 상황에서 Conventional scan과 Helical scan의 선량을 비교 분석 함으로서 Temporal bone CT검사의 최적화를 목적으로 본 논문을 진행하게 되었다. CT에서의 방사선 피폭은 일반 X선 촬영과는 다른 특성 들을 가지는데 일반 X선 촬영할 경우는 입사피부선량이 높고 나가는 부분의 선량은 낮아지는 방사선량의 차이가 생기는 데 반해 CT는 X선 속이 360도 전 방향으로 환자 주위를 돌기 때문에 비교적 균등한 선량 분포를 보인다. 여러 번의 스캔을 하는 CT검사의 방사선 피폭은 각 절편의 피폭량 외에 이웃하는 절편으로부터의 산란선의 중복현상이 발생되어 환자가 받는 선량은 한 개의 절편 스캔에서의 선량을 서로 합치게 되어 선량이 증가하게 된다. 그러므로 CT에서는 특별한 선량지표인CT dose index (CTDI) 와 dose length product (DLP)를 사용한다. CTDI 는 단일 슬라이스 스캔에서 공기 중 또는 CT선량 측정용 팬텀 에서 측정된 dose profile의 Z축 방향의 적분 값을 절편 두께로 나눈 값이다. 환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔 축에서의 CTDI로 Z축 에서 노출의 변동을 감안한 값이 volume CTDI (CTDIvol)이며 helical scan에서 CTDIw 를 피치 (pitch)로 나눈 값이다.

DLP는 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 CTDIvol 에 스캔 한 길이를 곱한 값으로 단위는 mGy x cm 이다¹²). 결과적으로 Conventional scan 과 Helical scan 의 선량을 비교한다면 Table3 에서 볼 수 있듯이 helical scan 방식을 통한 검사방법이 선량을 감소 시킬 수 있고 선량의 감소와 검사 시간단축 및 수검자 검사자세의 불편함 과 환자의 안전사고를 예방할 수 있었다. 하지만 결과를 분석하는 과정에서, 64CH 장비가 16CH 장비에 비해 Conventional scan과 Helical scan 두 방식에서 CTDIvol 과 DLP 선량이 높게 측정되었다. CT 에서 선량에 영향을 미치는 요인들은 몇 가지가 있다. 이 요인들은 두 가지, 즉 선량에 직접적인 영향을 미치는 것과 간접적인 영향을 미치는 것으로 분류할 수 있다^{13,14,15}). 직접적인 요인이라 환자 에 대한 선량을 늘리거나 줄이는 요인들로서 방사선사의 직접적인 통제하에 있다고 한다면, 간접적인 요인은 영상 품질에 직접적인 영향을 미치는 하지만, 방사선량에는 직접적인 영향을 주지 않는다. 그 예가 재구성 필터이다¹⁵). 그 중 환자에 대한 선량에 직접적인 영향을 미치면서 방사선사가 어느 정도 통제할 수 있는 요인들은 노출 기술 요인, X선빔 콜리메이션, Pitch, 환자 센터링, 검출기 수, z-overscanning 이라고도 하는 overranging 등이 있다. 노출 기술 요인을 특징짓는 것으로는 kV로 규정되는 관전압, mA로 규정되는 관전류, 초로 규정하는 노출 시간이 있다. mA와 노출 시간으로 인해 생긴 것이 mAs이다. 이런 요인들은 방사선사가 수동으로 선택하거나 AEC를 사용해 선택하기도 한다. 선행 된 다중절편 CT 스캐너에서 나오는 선량을 비교하는 연구에서, 측정된 방사선량은 검출기 열의 수와 반비례하며 검출기 열의 수가 4개, 8개에서 16개로 증가할 때, 표준기술이나 거의 동일한 기술을 사용하면 선량은 감소하는 경향이 있다고 하였다¹⁶). 하지만 본 연구 결과 Table 4, 5에서는 64ch 장비가 16ch 장비에 비해 CTDIvol, DLP선량이 높게 측정되었고, 이는 본원에서 사용 된 검사 프로토콜 Table 1,2에서 보는 바와 같이 동일한 Resolution, Kv와 장비의 특성인 최소 Pixel size 및 Collimation에 대한 내용을 제외하고 64CH 장비에서 mAs 는 더 높게pitch는 더 낮게 설정되어 있었다.이 결과는 환자의 피폭선량이 증가하게 되는 선량의 최적화를 이루지 못하였다. 선량 최적화는 환자에게 피폭되는 선량이 진단에 방해가 되지 않을 정도에서 합리적으로 낮게 유지되도록 하려는 방사선 보

호 원리이며 기본적으로, 최적화 원리는 방사선량을 줄이면서도 진단을 내릴 때 요구되는 영상의 품질은 유지시키는 것을 가리킨다(17). 본 연구의 결과로 본원의 검사 프로토콜 최적화, 즉 선량최적화를 시행하여야 할 것이다. 본 논문의 제한 점은 본원이 아닌 타 병원의 여러 가지 장비 및 검사 parameter가 다를 수 있다는 것이다. 앞으로 더 발전 되는 장비를 이용하고 검사 프로토콜의 최적화를 시행 함으로서 논문의 주제인 Temporal bone CT 뿐만 아닌 다른 검사에 대해서도 검사 프로토콜에 따른 선량을 비교 분석하여 환자의 피폭선량 저감화 및 검사의 최적화를 시행하여야 할 것이다.

V. 결론

CT 검사는 진단과 치료에 도움을 주지만 방사선 조사에 대한 위험도 다르기 때문에 진단에 영향을 주지 않는 한도 내에서 환자의 피폭선량을 줄이기 위한 노력이 필요하다. 본 연구에서는 Temporal bone CT 검사 시 Helical scan 방식을 사용하였을 경우 환자의 피폭선량을 101.32 DLP감소 시킬 수 있었으며, 검사시간의 단축 과 검사자세에 대한 편리함 및 환자의 안전사고에 대한 예방을 할 수 있었다. 사용된 장비에 따라 피폭선량이 차이가 있었으며, 이는 검사 프로토콜에 따라 차이를 나타내었다. Helical scan 방식을 이용하고 검사 프로토콜의 최적화를 시행한다면 환자의 불필요한 선량을 줄일 수 있을 것이라 사료된다.

참고문헌

1. 이현우. volume scan과helical scan의영상 및 선량 비교평가. 대한전산화단층기술학술지 제15권1호2013년4월.
2. Chanlana V, Kim Y. A methhology for evaluation of boundary detection algorithms on medical image.IEEETrans med image. 1997 Oct;16(5):642-52.
3. Luker GD, Lee BCP, Erickson KK. Spiral CT of the temporal bone in unsedated pediatric patients.AJNR 1993;14:1145-1150.
4. Kaste SC, Young CW,Holmes TP, Baker DK. Effect of helical CT on the frequency of sedation pediatric. AJR 1997;168:1001-1003.
5. V roniqueFeipel , Normal global motion of the cervical spine:: an electrogoniometric study. Clinical Biomechanics. Volume 14, Issue 7, August 1999, Pages 462-470.
6. Rathee S, Fallone BG, Robinson D (2002) Modulation transfer function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography. Med Phys 29(1):86-89.
7. McDermott A, White AR, Mc-Nitt-Gray M (2009) Pediatric organ dose measurements in axial and helical multislice CT. MedPhy 36(5): 1494-1499.
8. Pitmab AG, Budd RS, McKenzie AF (1997) Radiation dose in computed tomography of the pelvis: comparison of helical and axial scanning. AustralasRadiol 41(4):329-335.
9. Lakits A, Prokesch R, Scholda C, Nowotny R, Kaider A, Bankier A (2002) Helical and conventional CT in the imaging of metallic foreign bodies in the orbit. Acta OphthalmolScand 78(1): 79-83.
10. ICRP, 1991b. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1-3).
11. International Commission on Radiological Protection, The 2007 Recommendations of the International Comission on Radiological Protection, In:ICRP Publication 103. Ann. ICRP (2007) 37 (2/3). Oxford, UK;Elsevier Science.
12. 박용구,정승은. CT검사의 방사선 피폭과 저감화 방법. J Korean Med Assoc 2011 December 54(12): 1262-1268.
13. Cody D, McNitt-Gray: CT image quality and patient dose. Definition, methods and trade-off. RSNA Categorical course in diagnostic radiology physics: from invisible to visible-the science and practice of x-ray imaging and radiation dose optimization,2006.
14. Kalra MK et al: Strategies for CT radiation do

- se optimization, Radiology 230:619-628, 2004
a.
15. McNitt-Gray MF: Radiation dose in CT. Radio
graphics 22:1541-1533, 2002.
16. Moore WH et al: Comparison of MDCT radiatio
n dose: a phantom study, AJR Am J Roentgen
ol 187:W498-W502, 2006.
17. Brennel DJ, Hall Ej: CT-an increasing source
of radiation exposure, N Engl J med 22:2277-
2284, 2007.