

열형광선량계를 이용한 16-MDCT와 64-MDCT의 관상동맥 CT 혈관조영술 시 선량평가

Evaluation of the dose of 16-MDCT and 64-MDCT in case of Coronary Artery CT Angiography using Thermoluminescence Dosimeter

김상태*, 최지원**, 조정근**

분당서울대학교병원 영상의학과*, 전주대학교 방사선학과**

Sang-Tae Kim(saint-kst@hanmail.net)*, Ji-Won Choi(jwchoi@jj.ac.kr)**,
Jung-Keun Cho(cjk0129@jj.ac.kr)**

요약

관상동맥 CT 혈관조영술(coronary artery CT angiography)은 작은 스캔 길이에도 불구하고 방사선량이 높다. 3차원 영상을 얻기 위해서 다른 방사선 검사보다 고 선량(high dose)이 조사되는 CT촬영으로 인한 방사선 피폭이 중요한 문제로 대두되고 있어 MDCT의 이용 시 장기선량에 대한 고찰이 필요하다. 16-MDCT와 64-MDCT에서 동일 프로토콜의 관상동맥 CT 혈관조영술을 대상으로 16-MDCT와 64-MDCT에서의 주요장기의 흡수선량을 측정하여 주전속 내외의 주요장기 흡수선량 및 유효선량의 차이를 비교하였다. 그 결과 관상동맥 CT 혈관조영술시 받는 흡수선량이 큰 조직 순으로 열거하면 16-MDCT에서 심장, 위, 간, 췌장, 신장, 비장, 대장, 폐, 소장, 갑상선, 난소, 방광, 안와 순으로 0.538 ± 0.026 (Mean \pm SD, $p < 0.05$) mGy ~ 71.316 ± 4.316 mGy의 흡수선량 분포를 나타냈으며 64-MDCT에서는 심장, 위, 췌장, 비장, 간, 신장, 소장, 대장, 폐, 갑상선, 난소, 방광, 안와 순으로 0.87 ± 0.01 mGy ~ 115.26 ± 1.59 mGy의 흡수선량 분포를 나타내 16-MDCT와는 그 분포 형태가 다소 다르게 나타났다. 관상동맥 CT 혈관조영술 1회 촬영으로 받는 환자선량이 16-MDCT에서 심장을 기준으로 한 흡수선량이 71.316 ± 4.316 mGy였으며 64-MDCT에서는 115.26 ± 1.59 mGy로 나타났고 유효선량은 16-MDCT에서 7.41 mSv, 64-MDCT에서 12.11 mSv로 나타났다. 상대적으로 스캔길이와 면적이 비교적 큰 뇌 CT 2.8 mSv, 안면-도관 CT 0.8 mSv, 가슴 CT 5.7 mSv, 골반 CT 7.2 mSv, 복부와 골반 CT에서 14.4 mSv임을 감안할 때 스캔구간이 심장에 제한된 13 cm의 스캔길이를 고려하면 상당히 높다. 그러나 주어진 진료 목적을 달성하면서 환자의 선량을 감축할 수 있다면 그러한 노력을 기울여 하지 말아야 할 것이다.

■ 중심어 : MDCT | 관상동맥 CT 혈관조영술 | 흡수선량 | 유효선량 |

Abstract

Coronary artery CT angiography has short scanning length, the exposure dose is high. Therefore, it is required to study on the organ dose when using MDCT. We compared the differences between the absorbed dose and effective dose in the major organs assessing the absorbed dose in the major organs by 16-MDCT and 64-MDCT in the subjects with coronary artery CT angiography, the same protocol by 16-MDCT and 64-MDCT. As a result, the great orders of absorbed dose when conducting coronary artery CT angiography had been shown as heart, stomach, liver, pancreas, kidney, spleen, large intestine, lung, small intestine, thyroid gland, ovary, bladder, and orbit with the absorbed dose distribution of 0.538 ± 0.026 (Mean \pm SD, $p < 0.05$) mGy ~ 71.316 ± 4.316 mGy in 16-MDCT, and heart, stomach, pancreas, spleen, liver, kidney, small intestine, large intestine, lung, thyroid gland, ovary, bladder, and orbit with the absorbed dose distribution of 0.87 ± 0.01 mGy ~ 115.26 ± 1.59 mGy in 64-MDCT, demonstrating some different distributions. The exposed doses to the patient per one time scanning with coronary artery CT angiography were 71.316 ± 4.316 mGy in 16-MDCT as the absorbed dose based on the heart and 115.26 ± 1.59 mGy in 64-MDCT. The effective doses were 7.41 mSv and 12.11 mSv in 16 and 64-MDCT, respectively. Taking into account the results of brain CT with 2.8 mSv that has comparatively large scanning length and size, facial CT 0.8 mSv, chest CT 5.7 mSv, pelvic CT 7.2 mSv, and abdominal and pelvic CT 14.4 mSv, it is very high considering the scanning length of 13 cm limited to the heart for the scanning range.

■ keyword : MDCT | Coronary Artery CT Angiography | Absorbed dose | Effective Dose |

I. 서론

인류의 총 피폭 중 인공방사선피폭이 20 %정도이며 그 중 15 %이상이 의료과정에서 받는 피폭이다. 이 중 11 %가 진단용 X선에 의한 피폭인데[1], 진단용 X선을 이용한 검사는 크게 일반적인 X선 검사와 CT촬영으로 구분할 수 있다. CT는 강력한 진단 수단 중 하나이지만 환자가 받는 선량은 일반적인 X선 검사와 비교하여 높다[2]. CT의 검사 빈도는 모든 X선 검사의 4 %에 불과하지만 집단 선량은 40 %로[3][4] 2003년의 보고서에서는 진단 방사선 전체 집단선량의 47 % 비율에 이를 뿐만 아니라[5], 최근 더 신속하고 높은 화질을 얻으려는 경향으로 환자선량이 증가하는 추세에 있다[6-8]. 진단을 받는 환자의 선량은 선량한도의 적용대상에서는 제외되지만 방호의 최적화 관점에서 주어진 의료목적을 달성하면서 환자의 선량을 최소화해야 한다.

또한 컴퓨터 기술의 발달과 함께 도입된 디지털 영상 시스템에서는 영상의 품질이 선량에 비례하여 방사선 과다 노출로 인한 환자의 불필요한 피폭이 초래될 수 있다. 따라서 정당화된 의료행위라도 방호의 최적화라는 관점에서 의료 방사선 절차에서 피검자의 선량 평가는 매우 중요하다.

더욱이 국민 방사선 보건의 관점에서 진단방사선 중 평균 방사선의 기여도가 높은 CT에서 피검자의 선량평가는 의미가 크다. 이는 많은 수의 단층촬영 영상을 획득하는 과정에서 환자에게 부여되는 선량이 매우 크기 때문이다. 사실 진단부위나 목적에 따라 차이는 있지만 CT촬영에 기인한 체내 흡수선량의 분포는 약 10 ~ 100 mGy에 이르는 것으로 보고된 바 있으며[9], 이는 기존의 전통적인 X선 촬영으로 인한 피폭선량과는 비교할 수 없는 매우 큰 선량 범위이다. 더욱이 국내에서는 CT 장비 보급의 증대와 CT 촬영비가 건강보험급여 대상에 포함됨에 따라 그 사용빈도는 꾸준히 증가추세에 있어 CT촬영 환자의 피폭선량은 관심의 대상이 되고 있다.

특히 관상동맥 CT 혈관조영술(Coronary Artery CT Angiography)에서는 관상동맥의 움직임이 가장 작게 되는 심장주기단계에서 영상을 재구성하는 것이 중요하다. 현재의 MDCT 기술은 스캔 입력에 ECG gating

운용이 가능하며 희망하는 심장주기 단계에 대해 영상 재구성이 가능하다. 여기서는 작고 중첩되는 피치로 스캔 입력이 이루어지므로 관상동맥 CT 혈관조영술에 사용되는 작은 스캔 길이에도 불구하고 방사선량은 높다. 이렇게 3차원 영상을 얻기 위해서 다른 방사선 검사보다 고 선량이 조사되는 CT촬영으로 인한 방사선 피폭이 중요한 문제로 대두되고 있어 MDCT의 이용 시 장기선량에 대한 고찰이 필요하다.

국제방사선방호위원회(International Commission for on Radiological Protection ; ICRP)의 보고서인 ICRP 60은[10], 확률적 위험의 지표로서 유효선량의 개념을 제시하고 있으며 이를 산출하기 위해서는 인체 내 장기 및 조직의 흡수선량 분포에 대한 정보가 필요하다. 그러나 방사선 피폭 시 체내 장기의 선량을 직접 측정하기는 불가능하며 이에 모의피폭체를 이용한 시뮬레이션 기법이 유효선량 평가에 응용되어 왔다. 하지만 치료방사선분야에서 흡수선량 측정 목적으로 이용되는 측정기법을 활용한다면 장기의 흡수선량을 간접적으로 측정할 수 있다. 즉 물리적 실측 팬텀과 열형광 계측 시스템을 이용하여 흡수선량을 측정할 때 실측 팬텀내에 체내 장기의 위치정보를 반영한다면 장기 별 피폭선량을 측정할 수 있다. 실제 Fung 등은 Alderson Rando 팬텀을 이용하여 진단 X선 촬영 환자의 유효선량을 평가한 바 있으며 이는 CT 선량 평가에도 활용된 바 있다 [11-14].

이에 본 연구에서는 앞서 설명한 물리적 실측 팬텀을 이용한 측정기법을 통해 본원에서 가동중인 16 detector row CT(이하 16-MDCT)와 64 detector row CT(이하 64-MDCT)에서 동일 프로토콜의 관상동맥 CT 혈관조영술을 대상으로 16-MDCT와 64-MDCT에서의 주요장기의 흡수선량을 측정하여 주선속 내외의 주요장기 흡수선량 및 유효선량의 차이를 비교해 보고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 관상동맥 CT 혈관조영술 시행 시 16-MDCT와 64-MDCT에서 주 선속 내의 장기와 주 선속 이외의 주변 장기들의 흡수선량 및 유효선량의 비교를 위해 본원에서 사용되고 있는 PHILIPS Mx 8000 IDT(16-MDCT)와 PHILIPS Brilliance(64-MDCT) CT를 이용하였고 선량 측정용 인체 모형 팬텀으로는 성인 여성을 대표하는 Alderson Rando 팬텀을 이용하여 장기흡수선량을 측정하였다. Alderson Rando 팬텀은 뼈, 폐, 기도 그리고 조직 등가물질의 성분으로 이루어져 있는 인체와 동일 구조이다. 팬텀의 각 슬라이스 단면에는 1.5 cm × 1.5 cm 간격으로 직경 3 mm의 구멍들이 배열되어 있어 열형광선량계(Thermoluminescent Dosimeter : TLD)등 작은 선량계를 삽입하여 선량의 분포를 측정할 수 있게 되어있다.

2. 연구방법

2.1 검사 조건

관상동맥 CT 혈관조영술시에는 각기 다른 체널수를 갖는 16-MDCT와 64-MDCT로 ECG triggering을 사용하였으며 스캔 시에는 기관지 분기점을 시작으로 하여 아래로 13 cm이 스캔 범위 내에 들어가도록 하였다. 또한 관상동맥 CT 혈관조영술시 스캔조건은 [표 1]과 같다.

표 1. 16-MDCT와 64-MDCT에서의 관상동맥 CT 혈관 조영술 스캔 조건

| Parameter | 16-MDCT | 64-MDCT |
|--------------------|---------------|----------------|
| collimation | 16mm × 0.75mm | 64mm × 0.625mm |
| kVp | 120 | 120 |
| mAs | 500 | 800 |
| Exposure time(sec) | 25.58 | 9.672 |
| Pitch | 0.2 | 0.2 |
| rotation time(sec) | 0.42 | 0.4 |
| scan length(mm) | 130 | 130 |
| FOV(mm) | 160 | 160 |

2.2 흡수선량 측정

흡수선량의 측정을 위해 열형광선량계는 Alderson Rando phantom의 안와(orbit), 갑상선(thyroid), 폐

(lung), 심장(heart), 위(stomach), 간(liver), 비장(spleen), 췌장(pancreas), 신장(kidney), 소장(small intestine), 대장(large intestine), 방광(bladder), 난소(ovary)의 위치에 해당되는 팬텀의 홀(hole)안에 열형광선량계를 위치시킨 후, 16-MDCT와 64-MDCT에 팬텀을 고정시켜 스캔을 시행하였으며, 측정의 오차를 줄이기 위해 16-MDCT와 64-MDCT에서 각각 5회 반복 측정을 시행하였다.

2.3 TLD 판독조건 및 측정방법

치료용 선형가속기(MEVATRON, SIEMENS, Germany)로부터 나오는 6 MV의 X-선을 사용하였다. 열형광선량계 판독장비는 Harshaw5500(Harshaw, Solon, USA) [그림 1]이며 선량계는 LiF TLD chip(TLD-100, Solon/Harshaw, USA) 열형광소자로서, LiF:Mg,Ti로 제작된 열형광물질이며, 3.2×3.2×0.9 mm³의 형태로 제작되었다. 측정 가능한 선량범위는 10 μGy ~ 1 Gy이며, 5 keV 이상의 에너지를 갖는 광자를 측정할 수 있는 장비이다[그림 1].

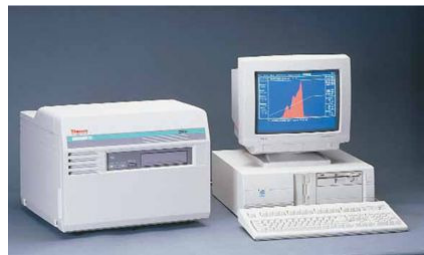


그림 1. 열형광선량계 Harshaw 5500

TLD를 교정하고자 조사범위 10 × 10 cm², SSD 100 cm거리에서 TLD 위에 30 cm × 30 cm × 1.5 cm 두께를 가진 고체 팬텀을 놓고 MU(Monitor Unit)당 1 cGy가 전달 되도록 교정하였고, TLD의 선택된 소자 그룹의 평균 감도 값으로 각각의 소자에 감도를 보상해주는 역할을 하는 소자 보정계수(Element Correction Coefficient: ECC)값과 소자가 열을 받고 빛을 방출하는 것을 광전자 증배관(Photo Multiplier Tube : PM-Tube)에서 검출하여 빛을 전류로 전환시키고 이

전류는 집적전하를 만들어 내기 위하여 획득시간 동안에 집적된 것을 nC(nanoCoulombs)로 나타내고 이 집적된 전하를 흡수선량 단위로 전환시켜주는 판독교정인자(Reader Calibration Factor : RCF)값을 구하였다. 그룹의 평균반응과 관계있는 각 소자에 발생하는 ECC 값과 각각의 흡수선량단위로 전환 시켜준 RCF값을 각각의 소자에 적용시키는 ECCs(Element Correction Coefficient)값을 구하여 TLD를 읽는데 보정하였다.

2.4 장기위치 측정

TLD를 팬텀의 목적장기에 삽입시키기 위하여 관상동맥 CT 혈관조영술을 시행한 20대 여성의 scanogram과 축상면(axial) 이미지를 이용하여 폐를 제외한 Alderson Rando Phantom에 구분되어 있지 않은 안와, 갑상선, 심장, 위, 비장, 췌장, 신장, 소장, 대장, 방광, 난소의 위치 및 부피를 팬텀내에 선정하는 작업을 수행하였다[그림 2]. TLD를 삽입할 흡의 위치를 선정하기 위해 팬텀과 인체의 대상 장기를 일치시키고자 실제 환자의 축상면 이미지와 Phantom의 축상면 이미지의 면적과 일치시키기 위한 확대율을 적용시켜 Phantom 내부에 장기모형을 그렸다[15].

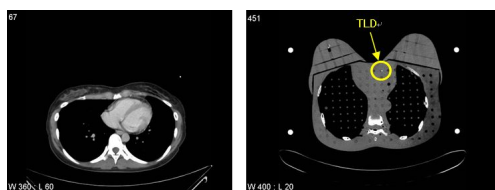


그림 2. 실제 환자와 TLD가 삽입된 팬텀의 심장위치 축상면 영상

III. 결과

1. 주요 선속 내외에서의 흡수선량

관상동맥 CT 혈관조영술을 시행하는데 있어서 TLD의 삽입 위치를 결정하기 위한 장기의 위치결정과 스캔을 위해 팬텀을 테이블에 놓이는 과정에서 발생하는 위치에 대한 오차에 따라서 흡수선량의 차이가 다소 발생

할 수 있음을 알 수 있었다. 또한 X선의 방사선가중계수가 1이므로 등가선량은 흡수선량과 같은 수치를 나타내었다. 주요 선속 내의 장기인 심장에서 가장 높은 흡수선량을 나타내고 폐를 제외한 그와 인접한 장기인 위장, 신장, 비장, 췌장에서도 비교적 높은 흡수선량을 나타내 주요 선속 외의 장기들에게도 큰 영향을 미치고 있음을 알 수 있었다.

1.1 16-MDCT에서의 흡수선량

스캔의 대상인 심장에서의 흡수선량이 71.316 ± 4.316 (Mean \pm SD, $p < 0.05$) mGy로 가장 높았으며 위장이 56.946 ± 1.248 mGy로 다음으로 높은 흡수선량을 나타내었다. 심장과 인접한 장기인 간과 췌장, 신장에서 26.218 ± 0.178 mGy, 25.960 ± 0.157 mGy, 21.450 ± 1.216 mGy의 흡수선량을 보였는데 심장을 둘러싸고 있는 폐에서의 흡수선량은 10.668 ± 0.649 mGy로 상대적으로 낮은 흡수선량을 보였다. 비장과 대장에서의 흡수선량은 각각 19.156 ± 1.006 mGy, 17.446 ± 4.868 mGy로 비슷한 수준을 보였으며 소장에서 3.914 ± 0.395 mGy, 갑상선, 안와, 방광, 난소에서는 1 mGy 전후의 흡수선량을 나타내었다.

1.2 64-MDCT에서의 흡수선량

16-MDCT에서와 마찬가지로 평균 흡수선량은 심장에서 115.26 ± 1.59 mGy로 가장 높았으며 위장에서 85.13 ± 1.52 mGy를 나타내어 상대적으로 높은 흡수선량을 나타내었다. 간, 신장, 췌장, 비장, 대장에서는 71.90 ± 5.84 mGy, 64.86 ± 5.07 mGy, 79.78 ± 3.57 mGy, 77.72 ± 1.08 mGy, 31.08 ± 1.65 mGy의 흡수선량을 나타내어 16-MDCT로 관상동맥 CT 혈관조영술을 시행했을 때 보다 약 2~3배의 흡수선량을 나타냄을 알 수 있었다. 하지만 주선속내의 장기에서 멀리 위치한 방광과 난소에서의 흡수선량은 16-MDCT에서의 흡수선량과 비슷한 수준인 1.06 ± 0.02 mGy, 1.60 ± 0.01 mGy의 흡수선량을 보였다. 그러나 소장에서의 흡수선량은 32.02 ± 2.20 mGy로 16-MDCT에서의 소장흡수선량인 3.914 ± 0.395 mGy와 큰 차이를 나타내었다[표 2].

표 2. 16-MDCT와 64-MDCT의 장기별 흡수선량(mGy) 비교 (Mean±SD, p<0.05)

| | 16-MDCT | 64-MDCT |
|-----------------|--------------|-------------|
| Orbit | 0.538±0.026 | 0.87±0.01 |
| Thyroid | 2.098±0.200 | 4.15±0.13 |
| Lung | 10.668±0.649 | 20.13±1.32 |
| Heart | 71.316±4.316 | 115.26±1.59 |
| Stomach | 56.946±1.248 | 85.13±1.52 |
| Liver | 26.218±0.178 | 71.90±5.84 |
| Spleen | 19.156±1.006 | 77.72±1.08 |
| Pancreas | 25.960±0.157 | 79.78±3.57 |
| Kidney | 21.450±1.216 | 64.86±5.07 |
| Small Intestine | 3.914±0.395 | 32.02±2.20 |
| Large Intestine | 17.446±4.868 | 31.08±1.65 |
| Bladder | 0.786±0.038 | 1.06±0.02 |
| Ovary | 1.086±0.325 | 1.60±0.01 |

2. 16-MDCT와 64-MDCT에서의 CTDIvol과 DLP

CTDIvol은 16-MDCT에서의 33.3 mGy로 나타났으며 64-MDCT에서 47 mGy로 나타났다. DLP는 16-MDCT에서 529.3 mGy·cm 였으며 64-MDCT에서 865.3 mGy·cm로 나타났는데 16-MDCT보다 64-MDCT에서 CTDIvol과 DLP가 증가한 이유는 scan length당 슬라이스 수의 증가에 기인한다[표 3].

표 3. 16-MDCT와 64-MDCT의 CTDIvol 과 DLP 비교

| | 16-MDCT | 64-MDCT |
|--------------|---------|---------|
| CTDIvol(mGy) | 33.3 | 47 |
| DLP(mGy·cm) | 432.9 | 611 |

3. 주요 선속 내외에서의 유효선량

16-MDCT에서의 유효선량은 7.41 mSv 이었으며 64-MDCT에서의 유효선량은 12.11 mSv로 계산되었다 [그림 4]. 이는 13 cm이라는 짧은 스캔길이에 비해 유효선량이 상당히 높음을 알 수 있다. 이는 여러 국가 및 다 국가 연구결과에서의 MDCT를 이용한 상대적으로 스캔길이와 면적이 큰 CT검사들과 비교할 때 더욱 두드러진다[표 4].

표 4. MDCT 시스템을 이용한 검사와 본 연구에서의 CACTA시 유효선량(mSv)비교

| 검사 | MDCT 유효선량(mSv) | 검사 | MDCT 유효선량(mSv) |
|-----------|----------------|-------------------|----------------|
| 복부, 골반 CT | 14.4 | 골반 CT | 7.2 |
| 간, 신장 CT | 11.5 | 흉대동맥 CT | 6.7 |
| 복대동맥 CT | 10.3 | 폐정맥 CT | 5.4 |
| 뇌 CT | 2.8 | 경추 CT | 2.9 |
| 안면, 도관 CT | 0.8 | 요추 CT | 8.1 |
| 안면, 목 CT | 2 | 본연구 16 MDCT CACTA | 6.1 |
| 가슴 CT | 5.7 | 본연구 64 MDCT CACTA | 8.6 |

IV. 고찰

16-MDCT와 64-MDCT에서 일부 장기의 흡수선량 분포가 일치하지 않는 것은 스캔을 위해 팬텀을 테이블에 놓히는 과정에서 발생하는 위치에 대한 오차와 CT X선관의 회전 간, 그리고 X선빔에서 환자의 이동 간 모두에 대해 mA를 조정하기 위해 각방향(x,y)과 축방향(z)모두에 적용하는 변조인 각축결합(x,y,z) mA 변조(combined angular and longitudinal mA modulation)에 의한 영향과 디텍터의 배열수의 차이에 의한 과역량의 영향 때문으로 여겨진다. 또한 64-MDCT에서의 흡수선량이 16-MDCT에서보다 더욱 증가한 이유는 증가된 mAs와 X선 조사시간의 단축 등과 같은 스캔 조건 [표 1]의 변화와 관련이 있다. 이는 16-MDCT에서 보다 64-MDCT에서 슬라이스 두께를 줄여 선량이 지수함수적으로 증가했기 때문이다. 예를 들면 슬라이스 두께를 5 mm에서 1 mm로 줄이면 CT 검출기에 들어오는 X선빔의 분율이 1/5로 감소된다. 그러면 잡음은 5의 제곱근만큼 증가하여 100 %에서 224 %로 된다. 이를 보상하는 방법은 선량을 5배 더 주는 것뿐이다. 당연한 결과이지만 부채꼴 빔에 노출되는 조직에서는 흡수선량이 높고 빔 바깥에 있는 조직에서는 심장과 인접한 여부에 따라 흡수선량의 차이가 적은 장기도 있고 큰 장기도 있었다. 이러한 현상은 사용되는 광자 에너지가 비교적 높은 X선이기 때문에 산란 확률이 높아져 그리

한데 이는 16-MDCT에서보다 64-MDCT에서 더욱 두드러진다. 본 연구가 MDCT의 선량평가에서 유효선량보다 흡수선량에 보다 초점을 맞추고 있는 이유는 특정 조직이나 장기는 다른 조직에 비해 방사선 감수성이 크기도 하며 연령과 성별에 따라서도 방사선 위험은 다르기 때문이다. 따라서 그러한 방사선 위험평가에는 그 조직이나 장기의 흡수선량을 적절한 생물학적 효과비와 장기, 연령 및 성별 고유의 위험 정보와 함께 사용해야 하므로 유효선량은 계획적인 방사선방호 목적에만 합당하다. 따라서 환자의 피폭에 대해 유효선량 사용에는 심각한 제한이 있다. 상이한 진단방사선 절차에 대해 비교하거나 다른 병원이나 국가에서 유사한 기술과 절차의 사용 또는 동일한 의학검사에 다른 기술의 사용을 비교하는 때에는 유효선량이 쓸모가 있다. 그러나 환자의 피폭을 계획하거나 CT검사의 위험과 이득평가를 위해서는 조사되는 조직이나 장기의 평균 흡수선량이 더욱 적합한 양이라 사료된다. [그림 5]는 성인에 대한 여러 연구에서 머리, 가슴, 배에서 DLP(mGy·cm) 단위의 진단참조준위와 본 연구에서의 관상동맥 CT 혈관조영술시 DLP(mGy·cm)를 비교하고 있는데 정확한 비교자료가 될 수는 없겠지만 16-MDCT로 관상동맥 CT 혈관조영술을 시행 할 경우 DLP는 대부분의 연구에서 제시하고 있는 진단참고준위를 충족하는 결과를 나타냈다. 그러나 64-MDCT로 관상동맥 CT 혈관조영술시에는 대부분의 진단참고 준위와 비슷하거나 그 이상의 수준을 나타내 특히 64-MDCT의 사용에 있어 현재 사용하고 있는 검사별 스캔 프로토콜 점검이 필요하리라 사료된다. 동일 회사 스캐너라도 환자선량을 불필요하게 증가시킬 수 있는데 이는 스캐너 모델 사이에 X선관과 검출기 설계의 차이도 작용하지만 X선관과 환자 사이의 거리가 짧아진 것이 주된 이유가 된다. 이것은 하나의 스캐너에서 다른 스캐너로 프로토콜을 이전함에 항상 주의해야 함을 의미한다. 새로운 MDCT 시스템을 도입할 때에는 기술 인자를 평가하여 최적의 영상품질을 확보하되 선량 수준은 유지하거나 낮출 수 있도록 해야 한다.

표 5. 성인에 대한 여러 연구에서 DLP(mGy·cm)단위의 진단참조준위와 본 연구에서의 관상동맥 CT 혈관조영술(CACTA)시 DLP(mGy·cm) 비교

| | 머리 CT | 가슴 CT | 배 CT | 16 MDCT CACTA | 64 MDCT CACTA |
|--------------------------------|-------|-------|------|---------------|---------------|
| IAEA 연구a) (Tsapaki 등 2006) | 527 | 447 | 696 | | |
| 영국 SDCT DRL (Shrimpton 등 2005) | 760 | 760 | 510 | | |
| 영국 MDCT DRL (Shrimpton 등 2005) | 930 | 940 | 560 | | |
| 유럽 SDCT DRL (EC2000a) | 1050 | 650 | 780 | | |
| 유럽 MDCT DRL (Bongartz 등 2004) | 337 | 267 | 724 | | |
| 본 연구 | | | | 432.9 | 611 |

IV. 결론

CT 혈관조영술시 받는 흡수선량이 큰 조직 순으로 열거하면 16-MDCT에서 심장, 위, 간, 췌장, 신장, 비장, 대장, 폐, 소장, 갑상선, 난소, 방광, 안와 순으로 0.538 ± 0.026 (Mean \pm SD, $p < 0.05$) mGy ~ 71.316 ± 4.316 mGy의 흡수선량 분포를 나타냈으며 64-MDCT에서는 심장, 위, 췌장, 비장, 간, 신장, 소장, 대장, 폐, 갑상선, 난소, 방광, 안와 순으로 0.87 ± 0.01 mGy ~ 115.26 ± 1.59 mGy의 흡수선량 분포를 나타내 16 MDCT와는 그 분포 형태가 다소 다르게 나타났다. 이처럼 16-MDCT보다 64-MDCT에서 선량이 증가한 주된 이유는 보다 얇은 슬라이스를 얻어 잡음을 줄이기 위해 더 높은 선량을 사용했기 때문이다. 선량효율을 높이기 위해서 1 mm 이하의 좁은 슬라이스 촬영을 요구하는 경우에는 16 슬라이스 이상을 동시에 얻는 MDCT를 사용해야 하는데 X선관 기술이 발전하여 MDCT 스캐너는 보다 높은 출력에서 운영될 수 있게 되었는데 MDCT에서 X선관에 부과되는 제약의 감소는 진단 영상 품질을 높일 수 있게 되었지만 스캔 프로토콜 관리에 주의를 기울이지 않으면 선량도 동시에 증가시킨다. 의학적으로 합당한 CT검사서에서 개별 환자의 선량이 진단에 적절한 영상품질에 부합하는 수준이라면 위험 대비 편익이 크다는 전제로 본 연구자는 개인 환자선량을 보

다 중시한다. 본 연구의 대상이 된 관상동맥 CT 혈관조영술 1회 촬영으로 받는 환자선량이 16-MDCT에서 심장을 기준으로 한 흡수선량이 71.316 ± 4.316 mGy 이었으며 64-MDCT에서는 115.26 ± 1.59 mGy 로 나타났고 유효선량은 16-MDCT에서 7.41 mSv, 64-MDCT에서 12.11 mSv로 표 4에서 알 수 있듯이 상대적으로 스캔길이와 면적이 비교적 큰 뇌 CT 2.8 mSv, 안면-도관 CT 0.8 mSv, 가슴 CT 5.7 mSv, 골반 CT 7.2 mSv, 복부와 골반 CT에서 14.4 mSv임을 감안할 때 스캔구간이 심장에 제한된 13 cm의 스캔길이를 고려하면 상당히 높다. 이러한 촬영에서 환자선량을 감축하기 위해 약간만 노력하면 유의하게 선량을 줄일 수 있을 것이다. CT 선량을 1%만 감축하면 우리나라 모든 방사선작업종사자의 총 선량만큼 국민 방사선량을 절감하는 셈이 된다. CT 의뢰자와 검사자의 노력 정도에 따라 수십 %까지 선량을 감축할 수 있기에 이러한 노력에 큰 가치를 부여할 수 있을 것이다. 의료피폭은 일반 직무피폭과는 달라서 반드시 필요하다면 12.11 mSv가 아니라 그 보다 더 높은 선량도 감수할 수밖에 없다. 그러나 주어진 진료목적을 달성하면서 환자의 선량을 감축할 수 있다면 그러한 노력을 게을리 하지 말아야 할 것이다. CT에서 환자선량은 스캐너를 공급하는 제작사를 비롯해 CT를 의뢰하는 임상 의사, 방사선사, 스캔한 영상을 판독하는 영상의학과 의사까지 관련된 모든 사람들이 환자선량 감축에 얼마나 주의를 기울이는가에 달려있다. 특히 CT를 의뢰하는 의사는 CT를 생략할 수 없는지 다시 한번 확인할 필요가 있다. 본 연구가 CT에 관계하는 의사나 방사선사가 환자보호에 보다 높은 관심을 가지는데 조금이나마 도움이 되었으면 한다.

참 고 문 헌

[1] National Council on Radiation Protection and Measurements, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, NCRP Report No.93

[2] P. C. Shrimpton and B. F. Wall, "The Increasing Importance of X ray Computed Tomography as

a Source of Medical Exposure," *Radiat. Prot. Dosim.* Vol.57, No.1, pp.413-415, 1995.

[3] A. Almen and S. Mattsson, "On The Calculation of Effective Dose to Children and Adolescents," *J. Radiol. Prot.*, Vol.16, pp.81-89, 1996.

[4] P. C. Shrimpton and S. Edyvean, "CT Scanner Dosimetry," *Br. J. Radiol.*, Vol.71, pp.1-3, 1998.

[5] HPA, Ionizing Radiation Exposure of UK Population : Review, HPA-RPD-001, 2005.

[6] M. T. Crawley and A. T. Rogers, "A Comparison of Computed Tomography Practice in 1989 and 1991," *Br. J. Radiol.*, Vol.67, pp.872-876, 1994.

[7] B. F. Wall and D. Hatt, "Revised Radiation Doses for Typical X-ray Examinations," Report on a Recent Review of Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK by NRPB. *Br. J. Radiol.* Vol.70, pp.437-439, 1997.

[8] J. Zoetelief and J. Geleijns, "Patient Doses in Spiral CT," *Br. J. Radiol.*, Vol.71, pp.584-586, 1998.

[9] ICRP, "Managing Patient Dose in Computed Tomography," International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 87, Pergamon Press, 2001.

[10] ICRP, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, 1991.

[11] K. K. L. Fung and W. B. Gilboy, "Anode heel effect on patient dose in lumbar spine radiography," *Br. J. Radiol.*, 73, pp.531-536, 2000.

[12] J. Geleijns, J. G. Van Unnik, J. Zoeteliff, D. Zweers, and J. J. Broerse, "Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography," *Br. J. Radiol.*, Vol.67, pp.360-365, 1994.

[13] A. Calzado, S. Ruiz Sanz, M. Melochor, and E. Vano, "A Comparison of measured and calculated organ doses from CT examinations," Radiat. Prot. Dosim., Vol.57, No.1, pp.381-385, 1995.

[14] Kanae Nishizawa, Takashi Maruyama, Makoto Takayama, Minoru Okada, Jun-ichi Hachiya, Yoshiro Furuya, "Determinations of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination," Br. J. Radiol., Vol.64, pp.20-28, 1991.

[15] Euclid Seeram, Computed Tomography : Physical principles, Clinical Applications & Quality Control, W. B. Saunders, pp.220-223, 1994.

조 정 근(Jung-Keun Cho)

중심회원



- 2004년 8월 : 한서대학교 방사선학과(이학석사)
- 2009년 8월 : 원광대학교 화학과(이학박사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 전주대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 보건의료, 방사선

저 자 소 개

김 상 태(Sang-Tae Kim)

정회원



- 2009년 8월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료영상공학과(공학석사)
- 2009년 9월 ~ 현재 : 전북대학교 방사선과학기술학과(박사과정)

▪ 2003년 ~ 현재 : 분당서울대학교병원 영상의학과
<관심분야> : 보건의료, 방사선

최 지 원(Ji-Won Choi)

정회원



- 1998년 12월 : The Degree of Bachelor of Applied Science, The university of Sydney
- 2006년 6월 : The Degree of Master of Health Science, The university of Sydney

▪ 2009년 2월 ~ 현재 : 전주대학교 방사선학과 교수
<관심분야> : 보건의료, 방사선