

## 관상동맥 전산화단층촬영에서 64 channel MDCT와 128 channel DSCT의 임상 유용성 평가

최남길<sup>1</sup>, 최재성<sup>1</sup>, 한재복<sup>2\*</sup>  
<sup>1</sup>전남대학교병원 영상의학과, <sup>2</sup>동신대학교 방사선학과

### The clinical usefulness of 64 channel MDCT and 128 channel DSCT in coronary CT angiography

Nam-Gil Choi<sup>1</sup>, Jae-Seong Choi<sup>1</sup> and Jae-Bok Han<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Chonnam National University Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiology, Dongshin university

**요 약** 64채널 MDCT(multidetector computed tomography)와 128채널 DSCT(dual source computed tomography)를 이용한 관상동맥 전산화단층촬영 시 유효선량과 획득한 영상의 질을 평가함으로써 임상에서의 유용성을 평가하고자 하였다. 피폭선량은 선량길이곱(dose length product: DLP)에 흉부 조직의 가중치(0.017)를 곱하여 유효선량(mSv)으로 계산하였으며, 영상 평가는 심장촬영검사 후 영상의학과 전문의가 5점 Likert 척도(5점 최상)로 평가하였다. DLP 값은 64 채널 MDCT에서는 851~1277 mGy·cm (평균 유효선량: 17.23mSv), 128 채널 DSCT에서는 82~110 mGy·cm (평균 유효선량: 1.58mSv)로 각각 분포하였다. 영상 평가점수는 64 채널 MDCT에서 3.31±0.62(4점 이상 34명), 128channel DSCT에서 4.05±0.46(4점 이상 96명)으로 각각 나타났다. 유효선량은 64채널 MDCT에 비해 128채널 DSCT가 1/10 이상 감소함을 알 수 있었다. 영상 평가점수는 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 4점 이상 점수의 빈도는 128채널 DSCT에서 2.8배 높게 나타났다. 결론적으로 관상동맥 전산화단층촬영검사에서는 128채널 DSCT가 64채널 MDCT에 비해 환자가 받는 유효선량은 감소하고 영상 평가점수는 높게 나타나 임상에서 보다 유용할 것으로 판단된다.

**Abstract** This study was retrospectively to compare the exposure dose and the imaging quality in coronary CT angiography by using the 64 channel multidetector computed tomography and the 128 channel DSCT. Effective dose was calculated dose length product (DLP) by multiplied the convention factor of chest (0.017). Imaging quality was assessed by radiologists using the 5-point Likert scale. The DLP was ranged from 851 to 1277mGy·cm (mean: 17.23 mSv) in the 64 channel MDCT and from 82 to 110mGy·cm (mean: 1.58 mSv) in the of 128 channel DSCT, respectively. The score of imaging quality was respectively 3.31±0.62 in 64 channel MDCT and 4.05±0.46 in the 128 channel DSCT. The exposure dose of 128 channel DSCT has decreased less 1/10. The score of imaging quality was significant difference between two modalities and the frequency (>4 good) in the 128 channel DSCT is about three times than that of the 64 channel MDCT. Therefore, the 128 channel DSCT in coronary CT angiography is clinically more effective modality for both investigators and patients.

**Key Words** : MDCT, DSCT, Image quality, Effective dose

### 1. 서론

관상동맥질환(Coronary Artery Disease: CAD)은 미국 등 서구뿐만 아니라 우리나라에서도 높은 사망 및 이환

율을 보이는 질환으로서 심장의 관상동맥에 죽상경화반이 침착되면서 혈관내강이 좁아져 심장 근육의 혈류공급에 장애가 생겨 발생한다. 임상적으로는 협심증, 심근경색증, 돌연사, 만성 허혈성 질환 중 하나의 양상으로 나타

\*교신저자 : 한재복(way2call@naver.com)

접수일 10년 10월 13일

수정일 (1차 10년 11월 15일, 2차 10년 11월 18일)

게재확정일 10년 11월 19일

나는 것을 말하며, CAD의 검사법으로는 심전도 (Electrocardiography: ECG), 심장 초음파 (Echocardiography), 운동 부하검사, 관상동맥 조영술 (Coronary Angiography: CAG), 혈관내초음파 (Intravascular Ultrasound: IVUS), 심장 전산화 단층촬영 (Cardiac Computed Tomographic Angiography: CCTA), 심장 자기공명영상(Coronary Magnetic Resonance Imaging: CMRI)등의 여러 검사법들이 있다.

이 검사법들 중 특히 CCTA는 비침습적인 방법으로 최근 수년간에 이루어진 기술적 진보에 힘입어 현재에는 심장 및 관상동맥의 영상을 얻는 것이 가능하게 되었다 [1,2]. 또한 CCTA를 통해 관상동맥 석회화를 정량화할 수 있으며[3], 심혈관계 질환을 효과적으로 예측할 수 있을 뿐만 아니라 관상동맥 협착의 유무 및 위치[4], 그리고 관상동맥 죽상경화반의 특성을 파악하는 등 광범위한 정보를 얻을 수 있다[5]. 이와 같은 이유로 최근 다중검출기 전산화단층촬영(multi-detector computed tomography: MDCT)을 이용한 CCTA는 관상동맥 질환의 선별검사 및 진단검사로 그 정확도가 인정되고 있으며 그 사용 빈도 및 범위도 점차로 확대되고 있다[6,7].

그러나 CCTA를 비롯한 CT 검사로 야기되는 방사선 피폭은 의료행위 전체의 방사선피폭 중 약 11%를 차지하고 있으며, 그 양은 일반적으로 전체인구가 받는 총 선량의 67%에 해당한다[8]. 물론 CT검사로 환자가 받는 선량은 백내장, 불임 등 방사선 피폭으로 야기될 수 있는 확정적인 문턱선량에는 미치지 않으나 확률적으로 암이나 유전적 영향 등에 있어서는 결코 적지 않은 양의 방사선(10~100mGy)을 사용하는 진단영역의 검사임은 틀림 없는 사실이다. 그렇기 때문에 CT 검사 시 환자에게 주어지는 선량을 최소화하려는 시도는 방사선 방호의 관점에서 매우 중요하다고 할 수 있다. 최근 심장영역의 CT 기술이 비약적으로 발전함에 따라 임상적 응용이 증가 및 확대되는 추세이지만 다른 부위의 검사에 비해 검사 시 좁은 영상창과 중첩되는 스캔으로 인한 방사선 피폭 선량이 높다는 문제점을 안고 있다. 현재 이를 극복하기 위해 여러 연구들이 진행 중에 있으나[9,10], 아직까지 최적의 검사 프로토콜이 정립되어 있지 않은 상태이다.

이에 이 연구에서는 64채널 MDCT와 비교하여 최근 도입된 128채널 이중투브전산화단층촬영(dual source computed tomography: DSCT)을 이용하여 관상동맥 전산화단층촬영 검사 시 환자가 받는 유효선량을 알아보고 영상 평가를 통해 CCTA 검사에서의 유용성을 평가하고자 하였다.

## 2. 실험 대상 및 방법

### 2.1 기간 및 대상

이 연구는 2009년 10월부터 2010년 2월까지 CAD로 확진 되었거나, CAD가 의심되는 환자 200명을 대상으로 CCTA 검사를 시행하였다. 검사 장비는 64채널 MDCT과 128채널 DSCT이었으며, 검사 참여자는 각각 100명씩이었다. 성별 비는 남성 124명(62%), 여성 76명(38%)이었으며, 연령분포는 25-89세(평균연령: 59±10세)였다[표1].

[표 1] 관상동맥 전산화단층촬영 대상자들의 일반적인 특성

Number of patients	n=200
Men/women	124/76
Age(yrs)	59
Chest pain	118
Chest discomfort	60
Dyspnea	9
Abnormal ECG	5
preoperative risk	5
Dizziness	3

### 2.2 전처치 및 검사 방법

#### 2.2.1 환자의 전처치

CCTA를 시행하기 최소 4시간 전에 조영제 부작용을 줄이기 위해 금식하였고, 카페인이나 포함된 음료의 섭취도 제한하였다. CCTA 검사 대상자에서 심박동수가 60 beats/min 이상인 경우 베타 차단제(atenolol, tepra) 25~75mg을 CCTA 촬영 1시간 전에 복용하여 심박동수를 60 beats/min 이하로 유지하였고, CCTA 촬영검사 동안 심전도를 모니터링하였다. 조영제 주입을 위하여 우측 팔에 18~20 gauge의 정맥주사도관을 삽입하였고, 심리적 불안감에 의한 심박동수의 상승을 막기 위해 최대한 안정을 취하도록 유도하였다.

#### 2.2.2 검사 방법

##### 2.2.2.1 64채널 MDCT

64채널 MDCT는 Somatom Sensation Cardiac 64(Siemens, Forcheim, Germany)였으며 X선 관구 회전속도는 330 msec이었다. CCTA 촬영검사 시 측정기의 폭조절은 0.75mm였으며, 커널값(Kernel value)은 B25f였다. 이 때 사용한 유효 관전류(effective mAs)는 800mAs였고, 피치 팩터(pitch factor)는 0.2였다 (표 2). 심전도 동조화는 후향적 심전도 동조화를 이용하였으며 잠상이 적은

심장의 이완기를 선택(심전도 R-R 간격의 30%-70%)하여 심장영상을 획득하였다. 검사를 시행하는 동안 환자는 심장의 크기에 따라 약 10-15초간 최대흡기를 유지하였고, 호흡을 참을 수 있는 시간을 늘리기 위해 필요한 경우 산소를 공급하였다.

2.2.2.2 128채널 DSCT

128채널 DSCT는 두 X선 튜브와 두 검출기를 갖는 Somatom Definition Flash (Siemens, Forcheim, Germany) 이었으며 X선 관구 회전속도는 280msec이었다. CCTA 촬영검사 시 측정기의 폭 조절은 0.75 mm였으며, 커널값 (Kernel value)은 B26f Heartview였다. 이 때 사용한 관전압은 100kVp, 유효 관전류 (effective mAs)는 340 mAs였고, 피치 팩터(pitch factor)는 3.4였다 [표 2]. 심전도 동조화는 전향적 심전도 동조화를 이용하는 flash mode를 이용하여 심장주기의 60%에 해당하는 영상을 획득하였다.

[표 2] 64채널 다중검출전산화단층촬영과 128채널 다중튜브 전산화단층촬영 검사 매개변수

	64channel MDCT	128channel DSCT (Flash mode)
Effective mAs	800mAs	340mAs
kV	120kVp	100kVp
Delay	100 HU후에 6sec	test bolus tracking후 maximum peak +4sec
channel thickness	0.75mm(64×0.6mm)	0.75mm(128×0.6mm)
Rotation time	0.33sec	0.28sec
Pitch	0.2	3.4
Kernel	B25f smooth++	B26f HeartView smooth ASA
Recon-increment	0.6mm	0.6mm
Contrast media	4.5ml/sec	4.5ml/sec
	total volume 72ml	total volume 60ml
Saline	5.0ml/sec	4.5ml/sec
	total volume 60ml	total volume 40ml
Needle	20G	20G

2.3 분석 방법

2.3.1 유효선량

피폭선량은 CCTA 촬영검사 후 환자 프로토콜을 영상

저장 및 전송 시스템(Picture Archiving and Communication System: PACS)인 m-view(Infinit PACS)로 전송한 뒤 모니터 상에서 나타난 선량길이곱(dose length product: DLP)으로 다음의 식 [1]과 같이 측정하였다.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad [1]$$

이때 심장검사를 시행하였기 때문에 흉부조직에 해당하는 조직 가중치(표 3 참조) 0.017을 곱하여 유효선량을 계산하였다. 즉 64채널 MDCT와 128채널 DSCT에서 계산된 유효선량은 참가자 즉, 환자가 받는 피폭선량을 나타낸다.

[표 3] 유럽의 조직 가중치 기준선

Region of body	Conversion Factor, f(mSv/(mGy-cm))
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

2.3.2 영상 평가

영상의 정성 평가는 64채널 MDCT에서 심장주기에서 R-R 간격 내에서 약 65% 데이터를 획득하여 실시하였다. 그러나 데이터가 움직임에 의한 허상(motion artifact)으로 인하여 관상동맥 구조를 정확하게 표현할 수 없을 때에는 R-R 간격의 30-70% 사이에서 여러 개의 영상세트를 재구성한 후 그 중 최상의 화질을 보이는 영상 세트를 선택하여 사용하였다. 선택된 데이터를 WizardTM(Siemens Medical Solution, Forcheim, Germany)에서 다면상 재구성(Multi Planar Reformation: MPR) 방법으로 단축상(short axis), 이방상(2 chamber), 사방상(4 chamber), 굽어진 다면상(curved MPR), 체적 렌더링(volume rendering)으로 재구성하였다.

128채널 DSCT에서는 한 심장주기 R-R 간격의 60%에 해당하는 데이터를 획득한 후 Workstation (Aquarius iNtuition Edition ver4.4, terarecon, USA)에 기본 영상을 전송하여 64채널 CCTA와 같은 방법으로 재구성하였다.

모든 재구성된 영상들은 PACS로 전송한 후 m-view에서 영상의학과 전문의가 Likert 5점 척도를 사용하여 다음과 같이 평가하였다. Excellent : 5점, Good : 4점, Fair : 3점, Poor : 2점, Very Poor : 1점.

## 2.4 통계적 분석

통계분석은 SPSS 프로그램(version 12.0)을 사용하여 independent t-test로 분석하였으며, 통계적 유의성은 P-value 0.05이하일 때 유의하다고 판단하였다.

## 3. 결과

### 3.1 선량길이곱(DLP)과 유효선량

64채널 MDCT에서의 DLP 값은 평균 1014 mGy·cm (범위 851 ~ 1277 mGy·cm)로 나타났다. 128채널 DSCT에서의 DLP 값은 평균 93.6 mGy·cm(범위 82 ~ 110 mGy·cm)로 나타났다.

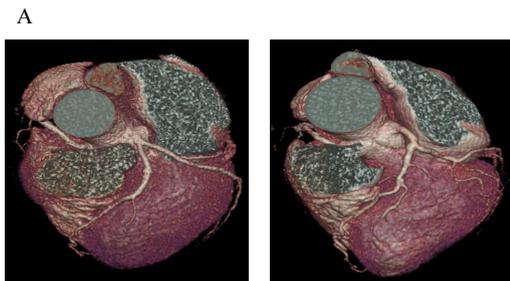
표 4는 흉부조직의 가중치를 곱해 계산된 유효선량을 나타낸 것이다. 유효선량은 64채널 MDCT에서 평균 17.23±1.42mSv(범위 14.33 ~ 21.7mSv)이었으며, 128채널 DSCT에서는 평균 1.58±0.10mSv(범위 1.428 ~ 1.904mSv)로 나타났다.

[표 4] 64채널 다중검출전산화단층촬영과 128채널 다중 튜브전산화단층촬영의 유효선량 비교

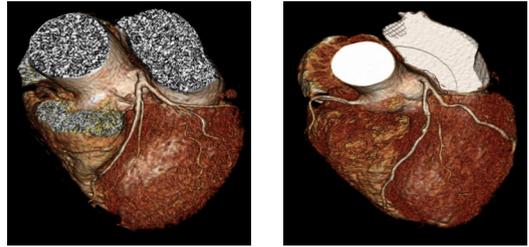
Modality	Total			
	Effective Dose	M±SD (mSv)	t-value	P-value
64channel MDCT	1723.273	17.23±1.415	124.713	0.000
128channel DSCT	158.967	1.58±0.101		

### 3.2 영상의 정성 평가

그림 1은 64 채널 MDCT와 128채널 DSCT를 이용하여 획득한 CCTA 재구성 영상이다.



B



[그림 1] 최종적으로 재구성한 CCTA 영상들: A; 64채널 MDCT, B; 128채널 DSCT.

표 5는 영상 평가 점수를 나타낸 것이다(2-5점 분포). 64 채널 MDCT에서는 평균 3.29±0.62점 (2-5점 분포), 4점(good) 이상 34명으로 나타났다. 128채널 DSCT에서는 평균 4.10±0.46점, 4점 이상 96명으로 나타났다.

[표 5] 64채널 다중검출전산화단층촬영과 128채널 다중 튜브전산화단층촬영의 영상 평가 점수

	Image Quality Scores					M±SD	t-value	P-value
	Excellent (5점)	Good (4점)	Fair (3점)	Poor (2점)	Very Poor (1점)			
64 MDCT	3	31	61	5	0	3.31±0.615	34.160	0.000
128 DSCT	11	85	3	1	0	4.05±0.458		

## 4. 고찰

일반적으로 방사선 피폭을 측정하는 데에는 흡수 방사선량(Gy)을 사용한다. 하지만 이 피폭량은 X선이 특정 부피의 공기를 이온화하는 능력(R, C/kg)을 말하기 때문에 조직에 의해 흡수된 방사선 에너지를 반영하여 나타내지는 못한다. 더욱이 이 흡수 방사선량은 방사선이 흡수된 부위의 상대적 방사선민감도를 반영하지 못하기 때문에 방사선이 조사된 조직에서 발생할 수 있는 위험을 나타낼 수가 없다. 현재 전산화단층촬영(CT) 검사에 의한 방사선량을 나타내는 기술적 지표로는 CT dose index(CTDI)가 사용되며, 중심부와 변연부 사이의 방사선량의 차이를 감안한 지표는 CTDI<sub>w</sub>로서 'w'는 'weighted'를 나타낸다. 검사방법에 따라 연속적인 영상 사이에 간격이 있거나 중첩이 있을 수 있는데 이것까지 고려한 단위 스캔 부피내의 평균 방사선량을 나타내는

지표가  $CTDI_{vol}$  (단위 mGy)이다. 또한 CT검사의 체측 방향의 길이까지 감안한 지표는 방사선량 길이 곱으로 (DLP),  $CTDI_{vol}$ 에 전체 스캔 길이(cm)를 곱한 값에 해당한다. 이 연구에서 측정하여 사용한 유효선량은 방사선이 흡수된 조직을 고려한 개념으로 실제 정확히 추정하기 어렵다는 단점을 가지고 있다. 이러한 제한점을 극복하기 위하여 Jessen 등[11]은 DLP에 검사부위에 따른 조직 가중치를 곱하는 방법을 사용하였다. 본 연구에서는 CCTA 촬영검사 시  $CTDI_{vol}$ 과 DLP를 모니터에서 실시간으로 확인할 수 있기 때문에 방사선량을 측정하는데 사용하였다. 따라서 이번 연구에서 두 장비의 검사방법에 따른 환자의 피폭선량을 측정하기 위해 유효선량을 적용한 측정은 적절하였다고 판단된다.

이번 연구에서 DSCT 장비에서는 conventional spiral mode, adaptive sequential mode, flash mode를 사용할 수 있으며 이 연구에서는 flash mode를 사용하였다. 이 검사 방법은 전향적 동조화 기법[12]을 이용하여 한 심장주기의 60%에 해당하는 부위에서 방사선이 노출하여 데이터를 획득하기 때문에 피폭선량을 획기적으로 감소할 수 있는 방법이다. 하지만 이 flash mode를 사용하여 검사하기 위해서는 몇 가지 선행 조건이 충족 되어야 한다. 심박동수가 60회 이하로 안정적이어야 하며, 부정맥 등의 질환은 없어야 한다는 점이 있다. CCTA 촬영검사 시 심박동수는 시간분해능을 결정하기 때문에 60회 이하의 안정적인 심박동수가 특히 중요하다. Schroeder[13] 등은 심박동수와 CCTA 영상의 질이 서로 반비례한다고 보고하였으며, 특히 Lembcke[14] 등은 심박동수가 60회 이하일 때 최적의 분석 가능한 영상을 얻을 수 있다고 하였다. Nieman[15] 등도 심박동수가 60회 이하이면 이완기 중간 시점의 영상 합성으로 적절한 관상동맥 영상을 얻으나 60회 이상이면 약간의 움직임에 의한 허상이 특히 우관상동맥, 좌회선동맥의 중간 부위에 나타나기 쉬우며 70회 이상이면 전체적으로 허상이 나타나게 된다. 또한 여러 연구에서 베타차단제를 사용하여 심박동수를 60회 이하로 제한하였을 경우에 CAD를 평가하는데 좋은 결과를 보여 주었다[16-17]. 이러한 이유로 본 연구에서는 영상의 질을 높이기 위해 60회 이상인 환자들은 베타차단제를 사용하여 60회 이하로 심박동수를 조절하였다.

64채널 MDCT는 CCTA 검사 시 후향적 동조화 기능을 이용하였는데 후향적 동조화란 먼저 정해진 테이블 속도와 회전속도로 CT 영상을 얻으면서 심전도 신호를 기록한 후, 영상을 재구성할 때 심전도 신호와 영상 데이터를 동조화함으로써 같은 심장 주기의 영상을 얻는 방법이다. 이 후향적 동조화 방법은 이미 심장의 전체주기에 해당하는 영상 데이터를 가지고 있으므로 재구성한

영상에서 움직임 또는 부정맥이 발생하는 경우, 인공음영이 있는 경우 다시 재구성해 볼 수 있다는 장점이 있다. 하지만 전체심장주기의 영상을 모두 얻어야 하므로 데이터가 많아 후처리에 걸리는 시간이 길며 방사선 피폭량이 많다는 단점을 가지고 있다. 이에 비해, 최근 도입된 128채널 DSCT 장비에서는 flash mode를 적용하여 검사를 시행한 결과 64채널 MDCT의 단점을 모두 극복할 수 있었으며, 즉 더 적은 방사선 선량으로 필요한 영상 데이터를 얻는 데까지의 시간을 보다 줄일 수 있었다. 특히 방사선에 민감한 소아환자의 경우 flash mode를 적용했을 때 앞서 말한 선행조건을 충족하지 못했을 때에도(호흡, 심박동수가 조절 불가능했을 때) 64채널 MDCT와 비교하였을 때 환자가 받는 선량은 줄이고 호흡에 의한 인공물을 줄이면서 영상의 질을 높일 수 있었다. 향후 128채널 DSCT의 지속적인 연구를 통하여 영상의학과 의사와 검사를 수행하는 방사선사의 노력이 뒷받침 된다면 더욱 더 환자가 받는 방사선 선량은 낮추고, 영상의 질은 높일 수 있을 것이라 판단된다.

이번 연구의 제한점은 첫째, 128 DSCT의 세 mode 중 최소의 선량으로 검사가 가능한 flash mode만을 이용해서 선량을 비교 평가 했다는 점이다. 전술하였던 대로 flash mode는 심박동수가 조절되지 않았을 때, 부정맥이 있었을 때에는 제한적이기 때문에 모든 환자에게서 적용 가능한 검사 프로토콜은 아니다. 둘째, CCTA 영상을 평가하는데 있어서 고식적 관상동맥 조영술을 포함한 다른 심장검사 방법들의 결과를 함께 확인하지 않았기 때문에 이 연구 결과로 나타난 영상 평가 점수가 모든 CCTA 영상의 질을 반영하는 것은 아니다. 따라서 모든 CAD 환자에게 대한 진단적 정확도를 예측하기에는 아직 제한점을 가지고 있다는 점이다.

현재 64채널 MDCT와 고식적 관상동맥 조영술의 비교 연구는 활발하게 진행되고 있는 중이지만 이 연구에서 비교한 128채널 DSCT는 출시된 지 얼마 되지 않았기 때문에 앞으로 관상동맥 질환을 가지고 있는 환자를 대상으로 고식적인 관상동맥 조영술과 비교 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## 5. 결론

64채널 MDCT와 128채널 DSCT를 이용한 CCTA 촬영검사 시 두 장비간의 피폭선량과 영상 평가를 실시한 이번 연구에서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, CCTA 검사 시 평균 유효선량은 64채널 MDCT의 경우 17.23mSv, 128채널 DSCT는 1.58mSv로 평균 유

효선량이 1/10 이상 감소하여 환자에게 주는 피폭선량을 크게 경감시킬 수 있었다.

둘째, 영상 평가 점수는 통계적으로 두 장비 간에는 유의한 차이를 보였으며 128채널 DSCT에서 높은 점수를 나타냈다. 특히 4점(good) 이상의 점수 빈도는 각각 64채널 MDCT 34명, 128채널 DSCT 96명이었으며 128채널 DSCT에서 2.8 배 높았다.

결론적으로 CCTA 촬영검사를 시행하는 경우 64채널 MDCT에 비해 128채널 DSCT는 방사선 피폭선량을 줄임과 동시에 높은 영상의 질을 얻을 수 있었다. 이러한 이유로 CCTA 촬영검사 시 128채널 DSCT 장비는 환자 와 연구자 모두에게 더 효과적이라고 말할 수 있으며 임상적으로 보다 유용할 것이라 사료된다.

## 참고문헌

[1] Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U, "Subsecond multi-slice computed tomography: basics and application", *Eur J Radiol*, Vol. 31(2), pp. 110-124, 1999.

[2] Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Schoepf UJ, Baum U, Knez A, Klingenberg-Regn K, Reiser MF, "Cardiac imaging by means of electro-cardiographically gated multisection spiral CT: initial experience", *Radiology*, Vol. 217(2), pp. 564-571, 2000.

[3] Mönninghoff W, Gradaus D, Bender F. "The significance of coronary artery calcification seen by roentgenoscopy (author's transl)", *Z Kardiol*, Vol. 66(1), pp. 10-14, 1977.

[4] Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S, "Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction", *Circulation*, Vol. 107(5), pp. 664-666, 2003.

[5] Choe YH, "Noninvasive Imaging of Atherosclerotic Plaques Using MRI and CT", *Korean Circ J*, Vol. 35, pp. 1-14, 2005.

[6] Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA, Runza G, Mc-Fadden EP, Baks T, Serruys PW, Krestin GP, de Feyter PJ, "High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography", *Circulation*, Vol. 112, pp. 2318-2323, 2005.

[7] Leschka S, Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grunenfelder J., Marincek B, Wildermuth S, "Accuracy

of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience", *Eur Heart J*, Vol. 26, pp. 1482-1487, 2005.

[8] International Commission on Radiological Protection, Managing Patient Dose in Computed tomography, in *Ann ICRP 2000*. ICRP Publication 87, Vol 30, Issue 4.

[9] Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, Kastrati A, Schömig A, "Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates", *Circulation*, Vol. 113, 1305-1310, 2006.

[10] Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, Scheffel H, Stinn B, Marincek. B, et al, "Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose", *Eur Radiol*, Vol. 18, 1809-1817, 2008.

[11] Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, Panzer W, Tois G. Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. *Appl Radiat Isot* 1999;50:165-172

[12] Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, Warren BH, Caldwell JH(2008) Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology*. 248(2): 431-437

[13] Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L, "Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients", *Clin Imaging*, Vol. 26(2), pp. 106-111, 2002.

[14] Lembcke A, Rogalla P, Mews J, Blobel J, Enzweiler CN, Wiese TH, Hermann KG, Hamm B, Imaging of the coronary arteries by means of multislice helical CT: optimization of image quality with multisegmental reconstruction and variable gantry rotation time. *Rof* 2003;175(6):780-785.

[15] Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Vos J, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ, "Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate", *Heart*, Vol. 88(5), pp. 470-474, 2002.

[16] Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S, "Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis

detection", AJR Am J Roentgenol, Vol. 179(4), pp. 911-916, 2002.

- [17] Vembar M, Garcia MJ, Heuscher DJ, Haberl R, Matthews D, Böohme GE, Greenberg NL, "A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT", Med Phys, Vol. 30(7), pp. 1683-1693, 2003.

**최 남 길(Nam-Gil Choi)**

[정회원]



- 1989년 8월 : 조선대학교 대학원 화공식품전공(공학석사)
- 2009년 8월 : 동신대학교 대학원 방사선물리학과(이학박사)
- 1980년 3월 ~ 현재 : 전남대학교병원 영상의학과

<관심분야>  
보건통계, 방사선물리

**최 재 성(Jae-Seong Choi)**

[정회원]



- 2009년 2월 : 전남대학교 생물과학·생명기술학과 (이학석사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 전남대학교 생물과학·생명기술학과 박사과정
- 2004년 2월 ~ 현재 : 전남대학교병원 영상의학과

<관심분야>  
정보경영, 정보통신

**한 재 복(Jae-Bok Han)**

[정회원]



- 2001년 2월 : 호남대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
- 2003년 2월 : 전남대학교 전자공학과 (공학석사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 전남대학교 전자공학과 박사과정
- 2009년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수

<관심분야>  
객체분할, 의료영상압축