

관상동맥검사에서 선량과 화질에 관한 연구

Effects of Radiation Dose and Image Quality at the Coronary Angiography

류명송*, 최남길*, 한재복*, 양 숙*, 이종호**
동신대학교 방사선학과*, 화순전남대학교병원 영상의학과**

Myung-Song Ryu(rhrlthsus@hanmail.net)*, Nam-Gil Choi(crs723@hanmail.net)*,
Jae-Bok Han(way2call@naver.com)*, Sook Yang(kim-sue0218@hanmail.net)*,
Jong-Ho Lee(ohjl0928@naver.com)**

요약

본 연구는 체질량지수에 따른 관전압(kVp)과 관전류량(mAs)의 변화에서 선량과 화질의 연관성을 알아 보고자 하였다. 실험대상군은 A군(100 kVp, 240 mAs, N=20), B군(120 kVp, 240 mAs, N=20), C군(100 kVp, 270 mAs, N=20), D군(120 kVp, 270 mAs, N=20)으로 나누어 관전류량의 변화에 관계된 화질을 평가하였다. 실험대상군에 대한 화질평가는 4점 척도를 사용하여 very good 4점, good 3점, fair 2점, poor 1점 등급으로 나누어 평가하였고, 피폭선량은 DLP(dose length product)를 이용하여 평가하였다. 결론적으로 100 kVp에서는 5.6 mGy·cm, 120 kVp에서는 11 mGy·cm 정도 낮은 선량을 보였고 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 하지만 화질평가에서도 통계적으로 유의한 차이가 없었으며 진단적 가치가 동등한 영상을 획득하였다($p > 0.05$). 따라서 CT 관상동맥조영술 검사에서는 사전에 체질량지수(body mass index)을 고려하여 검사조건을 적절하게 선택하는 것이 환자의 피폭선량을 줄이면서 최적의 화질을 획득할 수 있을 것이라 사료된다.

■ 중심어 : | 선량길이곱 | 관상동맥조영술 | 체질량지수 |

Abstract

The aim of this study was to assess the effect of exposure factors such as kVp and mA applied by BMI on the image quality and patients absorbed dose of Coronary angiography in CT. Each data sets were into 4groups with different exposure values : Group A at 100kVp, 240mAs, Group B at 120kVp, 240mAs, Group C at 100kVp, 270mAs and Group D at 120kVp, 270mAs, and the mean of the scores of 4 groups was calculated for image quality as 4grades that is, 1(poor), 2(fair), 3(good) and 4(very good). Patient absorbed dose was calculated as DLP on the monitor. In case of absorbed dose, deviation in 2groups at 100kVp was 5.6 mGy·cm, 11 mGy·cm was at 120kVp(DLP) with $p < 0.05$. There was rather difference between groups with 100kVp or 120kVp respectively but the gaps were very little. No significant correlation was found between exposure factors and image quality in any images assessed($p > 0.05$), and the image quality was sufficient for diagnosis. As we applying coronary angiography, the selection of adequate exposure factors considering BMI identified might be effective for reduction of patient absorbed dose, improvement of image quality and diagnostic accuracy.

■ keyword : | Dose Length Product | Coronary Angiography | Body Mass Index |

* 본 논문은 동신대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음

접수번호 : #120216-002

접수일자 : 2012년 02월 16일

심사완료일 : 2012년 03월 27일

교신저자 : 한재복, e-mail : way2call@naver.com

I. 서론

전산화단층촬영장비(computed tomography: CT)는 컴퓨터를 이용하여 회전하는 X-선관과 검출기를 이용해 인체내부를 단면으로 획득하여 영상화하는 장치로서 일반 X-선 검사에서는 볼 수 없었던 연부조직의 작은 흡수차이까지도 잘 관찰할 수 있으며 인체의 내부와 해부학적 구조까지도 세밀히 관찰할 수 있다[1]. 심장의 영상을 획득하기 위해서는 빠른 시간해상도(temporal resolution)가 요구되는데 고식적인 CT의 시간해상도는 갠트리가 한번 회전하는데 걸리는 시간이 1초정도 소요되기 때문에 인공물이 많이 발생한다[2].

CT를 이용하여 관상동맥을 촬영하는 경우 상완정맥의 정맥로 확보가 유일한 침습적인 기술이지만 부작용은 거의 없다고 할 수 있다. 하지만 요오드(iodine) 조영제에 대한 부작용과 X-선을 이용한 전리방사선의 측면에서 일반적인 위험은 포함하고 있다. 또한, 검사 시 심박수의 조절과 관상동맥 확장을 위하여 베타 차단제나 니트로글리세린(nitroglycerin) 등의 약제를 사용하기도 하므로 이러한 약제의 부작용을 염두에 두어야 한다.

CT 관상동맥조영술은 6.7~13.0 mSv의 방사선 선량을 가지며, 이는 고식적인 관상동맥조영술의 2.1~2.5 mSv 보다 상대적으로 높다. 하지만 대동맥의 CT 혈관조영술 등의 다른 CT 검사, SPECT, 그리고 PET와 같은 방사선 동위원소를 이용한 비침습적 심장영상검사의 방사선 피폭선량과는 유사하다. 이러한 방사선 노출을 줄이기 위하여 X-선의 양을 검사대상의 감약정도에 따라 조절하거나 심전도의 수축기에 조사되는 X-선의 양을 줄여 방사선 피폭선량을 줄이려는 노력을 시도하고 있고 어느 정도 가시적인 성과를 보이고 있다.

또한, 거듭되는 CT의 발전과 함께 dual source computed tomography (DSCT)의 상용화로 한 번의 검사만으로도 관상동맥과 관막의 평가가 가능해졌다[3]. CT 관상동맥조영술(CT coronary angiography)은 관상동맥지의 진단 및 선별검사에서 정확도가 높기 때문에 그 사용량이 확대되고 있다[4][5]. 하지만 다른 부위의 검사에 비해 피폭선량이 많다는 단점이 있어 이를 해결하기 위한 여러 가지 연구가 진행되어 왔다[6-8].

CT 관상동맥조영 검사 시 관전압을 낮추어 검사 할 때는 피폭선량을 줄일 수 있으나 영상잡음(noise)이 증가하는 단점이 있고, 특히 비만환자에서 영상잡음의 증가가 심하다[9][10]. 이런 특성을 고려하여 체질량지수(body mass index: BMI)에 맞추어 관전압을 조절하여 촬영하는 방법이 연구되고 있다[11]. 최근에 DSCT나 전향적 심전도 동기화 방식을 사용하고 BMI 25 kg/m² 이상일 때 관전압을 120 kVp으로 BMI 25 kg/m² 이하일 때 관전압을 100 kVp 으로 검사하여도 화질 및 진단에는 유의한 차이가 없다는 보고가 있다[12].

본 연구에서는 BMI 25 kg/m² 이상은 120 kVp, 25 kg/m² 이하는 100 kVp로 낮추어 검사하는 방법을 적용하고, 추가적인 방법으로 임상에서 보편적으로 사용하고 있는 검사조건에서 관전류량을 270 mAs에서 240 mAs로 변화하여 검사하였을 때 관전류량의 변화에 관계된 환자의 피폭선량과 화질의 연관성을 평가하고자 한다.

II. 실험 대상 및 방법

1. 실험 대상

본 연구는 2011년 10월부터 2011년 12월까지 모 종합 병원에 내원하여 CT 관상동맥조영술을 시행한 환자 80명을 대상으로 하였다. 비교대상군은 A군(100 kVp, 240 mAs, N=20), B군(120 kVp, 240 mAs, N=20), C군(100 kVp, 270 mAs, N=20), D군(120 kVp, 270 mAs, N=20)으로 하였다.

2. 영상획득방법

검사장비로는 Siemens사의 dual source SOMATOM Definition Flash를 사용하여 CT 절편 영상을 획득하였다. 실험방법으로는 모든 환자를 검사 시행하기 1시간 전에 베타 차단제를 복용하고 심박동수가 60회 이하인 환자를 대상으로 전향적 심전도 동기화방식(Flash Mode)를 사용하였다.

3. 평가 및 통계처리방법

실험대상군에 대한 화질평가는 영상의학과 전문의 2인의 육안적 분석을 중심으로 4점 척도를 사용하였다. 척도의 분류는 good 4점, satisfactory 3점, poor 2점, non-diagonostic 1점 등급으로 나누어 점수를 할당하였고, 척도의 중요한 분류인자로는 움직임에 의한 인공물, 양자노이즈, 대조도에 중점을 두고 평가하였다. 그리고 피폭선량에 대한 평가는 CT 관상동맥조영검사 후 환자 데이터를 영상저장전송시스템(Picture Archiving and Communication System: PACS)인 m-view(Infinit PACS)로 전송한 뒤 모니터 상에서 나타난 DLP(dose length product: DLP)로 다음의 식 (1)과 같이 측정하였다.

$$DLP = \sum_i CTDI_w \times T \times N \quad (1)$$

$CTDI_w$: 조직의 가중치 $CTDI$, T : 두께, N : 슬라이스 수

통계처리는 SPSS for Windows 12.0(Statistical Package for the Social Sciences, SPSS INC. Chicago, IL, U.S.A)을 이용하였다. 연속형 변수는 평균값±표준편차로, 비연속형 변수는 빈도 및 율(%)로 기술하였다. 대상비교는 독립 unpaired t-test를 통하여 평가하였고, 통계학적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

III. 결 과

A군은 평균 나이 54.7세, BMI 21.74 kg/m², DLP 45.05 mGy·cm 이고, B군은 평균 나이 54.1세, BMI 27.33 kg/m², DLP 72.9 mGy·cm로 나타났다. C군은 평균 나이 56.15세, BMI 20.86 kg/m², DLP 50.7 mGy·cm 이고, D군 평균 나이 56.05세, BMI 28.55 kg/m², DLP 83.9 mGy·cm로 나타났다[표 1].

A군에 비해 C군의 DLP가 평균 5.6 mGy·cm 정도 높게 나타났으며 통계적으로도 서로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$)[표 2][표 3]. 4점 척도를 사용한 영상의 질 평가에서는 A 군과 C 군에 대해서 서로 유의한 차이가

없었고 동등한 영상의 질로 나타났다($p > 0.05$)[표 2][표 3].

표 1. 평균 데이터 값(age, BMI, DLP)

Kvp	mAs		나이	몸무게(kg)	BMI(kg/m ²)	DLP(mGy·cm)		
100,000	240,000	평균	54.7000	61.0500	21.74850	45.05000		
		N	20	20	20	20		
		표준편차	8.99766	7.02982	1.834107	2.684752		
		270,000	평균	56.1500	54.6500	20.86800	50.70000	
			N	20	20	20	20	
			표준편차	7.54129	7.72743	1.566298	2.273416	
합계	평균	평균	55.4250	57.8500	21.30725	47.87500		
		N	40	40	40	40		
		표준편차	8.22718	7.97930	1.741762	3.770244		
		120,000	240,000	평균	54.1000	74.4250	27.33400	72.90000
				N	20	20	20	20
				표준편차	9.39709	9.57694	2.043981	2.359750
270,000	평균	평균	56.0500	80.9000	28.55250	83.90000		
		N	20	20	20	20		
		표준편차	8.09467	6.75044	1.542939	2.954034		
		합계	평균	평균	55.0750	77.6625	27.94325	78.40000
				N	40	40	40	40
				표준편차	8.71305	8.81097	1.890999	6.163582
합계	240,000	평균	54.4000	67.7375	24.54125	58.97500		
		N	40	40	40	40		
		표준편차	9.08591	10.70645	3.416673	14.321380		
		270,000	평균	평균	56.1000	67.7750	24.70925	67.30000
				N	40	40	40	40
				표준편차	7.72210	15.09880	4.183815	17.011610
합계	평균	평균	55.2500	67.7562	24.62525	63.13750		
		N	80	80	80	80		
		표준편차	8.42164	13.00511	3.796242	16.176044		

표 2. A군과 C군의 DLP와 영상평가 데이터 값

	mAs	N	평균	표준편차	평균의 표준오차
DLP(mGy·cm)	240,000	20	45.05000	2.684752	.600329
	270,000	20	50.70000	2.273416	.508351
image	240,000	20	2.65	.489	.109
	270,000	20	2.90	.308	.069

표 3. A군과 C군의 DLP와 영상평가 통계처리 값

	Levene의 동분산 검정	평균의 동일성에 대한 t-검정								
		F	유의 확률	t	자유도	유의확률 (양측)	평균 차	차이의 표준오차	차이의 95% 신뢰 구간	
DLP(mGy·cm)	동분산이 가정됨	.15	.699	-7.18	38	.000	-5.650	.786648	-7.242	-4.058
	동분산이 가정되지 않음			-7.18	36.995	.000	-5.650	.786648	-7.244	-4.056
image	동분산이 가정됨	.73	.400	-.387	38	.701	-.050	.129	-.312	.212
	동분산이 가정되지 않음			-.387	31.999	.701	-.050	.129	-.313	.213

B군에 비해 D군의 DLP는 평균 11 mGy·cm 정도 높게 나타났으며 통계적으로도 서로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$)[표 4][표 5]. 4점 척도를 사용한 영상의 질 평가에서는 B군과 D군에 대해서 서로 유의한 차이가 없었고 동등한 영상의 질로 나타났다($p > 0.05$)[표 4][표 5].

표 4. B군과 D군의 DLP와 영상평가 데이터 값

	mAs	N	평균	표준편차	평균의 표준오차
DLP(mGy·cm)	240.000	20	72.90000	2.359750	.527666
	270.000	20	83.90000	2.954034	.660542
Image	240.000	20	2.95	.366	.082
	270.000	20	2.95	.224	.050

표 5. B군과 D군의 DLP와 영상평가 통계처리 값

	Levene의 등분산 검정	평균의 동일성에 대한 t-검정								
		F	유의 확률	자유 도	유의확률 (양쪽)	평균 차	차이의 95% 신뢰 구간			
DLP(mGy·cm)	등분선이 가정됨	.074	.786	-13.0	.38	.000	-11.00	.84521	-12.711	-9.289
	등분선이 가정되지 않음			-13.0	36.232	.000	-11.00	.84521	-12.714	-9.286
Image	등분선이 가정됨	4.82	.034	-1.042	.38	.304	-.100	.096	-.294	.094
	등분선이 가정되지 않음			-1.042	31.431	.305	-.100	.096	-.296	.096

IV. 고 찰

심장검사에서 화질을 감소시키는 중요한 인자는 움직임에 의한 인공물이기 때문에 본 연구의 화질평가에서도 척도의 인자로 motion artifact에 중점을 두었고, 다음으로는 양자노이즈, 대조도를 4점 척도를 기준으로 등급을 분류하여 평가하였다. 이러한 인공물(artifact)을 줄이고 시간분해능과 공간분해능을 향상시키는 노력은 끊임없이 연구가 진행되고 있다. 최근의 시간분해능은 0.28 sec/rotation이라는 회전시간(rotation time)으로 검사가 가능해져서 시간분해능을 높일 수 있고 움직임을 최소화 할 수 있는 재구성알고리즘의 개발로 공간분해능 또한 향상되었다. 실시간으로 움직이는 심장을 검사하기 위해 개발된 방법이 ECG gating이다. ECG gating은 심전도를 추적하면서 심전도의 일정부분에서만 영상을 획득하거나 심전도를 기록하면서 모든 장주기의 영상을 얻은 후 후향적으로 분석하여 심전도의 일정부분에서 얻어진 영상자료를 모아 전체영상을 만드는 방법을 주로 사용했다. 하지만 피폭선량이 많다는 단점을 극복하기 위해 최근에는 심장의 일정주기에서 검사를 시작하는 전향적 심전도 동기화(prospective ECG-gating)을 통한 관상동맥조영술의 수행이 가능해졌으며, 이 방법으로 관상동맥조영술은 약 80 %까지, 결과적으로 유효선량을 2~4 mSv 까지 선량을 줄일 수 있었다[11]. 후향적 심전도 동기화 방식은 다른 심장주

기의 영상을 재구성하여 어느 정도 영상의 교정이 가능하지만, 전향적 심전도 동기화 방식은 이러한 영상의 교정이 불가능하다는 단점이 있다. 이런 제한 때문에 본 연구에서는 전향적 심전도 동기화 방식을 사용하기 위해 심박동을 60회 이하로 변동폭을 2~3회 이하로 제한해서 검사를 시행하였다.

선량감소를 위한 또 하나의 방법은 스캔 프로토콜에 사용된 관전압의 최적화이다. 이러한 방법에 대한 연구 결과로 Alkachi 등은 환자의 BMI에 따라 관전압을 조절해도 높은 관전압을 사용하는 것과 비슷한 대조도를 유지하면서 환자피폭을 줄일 수 있다고 하였다[10]. 조사되는 방사선량은 화질에 직접적인 영향을 주는데 선량이 줄어들수록 노이즈가 증가하고 따라서 진단가치가 높은 영상을 얻기 위해서는 선량이 올라가게 된다. 이 점을 극복하기 위해 반복영상재구성기법을 사용해서 선량을 줄이는 방법도 연구되고 있다[12]. 하지만 본 연구의 결과에서는 관전류량을 270 mAs에서 240 mAs로 11.25% 감소시키더라도 노이즈와 화질에 대한 대조도의 저하를 초래하지는 않았다.

추가적인 연구방법으로 조금 더 발전된 방식의 알고리즘이 개발되면 반복영상재구성기법을 사용해서 선량을 감소하는 실험에 대한 연구도 선량을 줄이는 방법이라고 생각된다.

V. 결 론

CT 관상동맥조영술에서 환자의 피폭선량을 줄이고 화질을 개선하기 위한 방법으로 체질량지수에 관련하여 각각 다른 관전압을 적용하고 관전류량을 270 mAs에서 240 mAs로 감소한 결과에서 100 kVp에서는 5.6 mGy·cm, 120 kVp에서는 11 mGy·cm 정도 낮은 선량을 보였다. 또한 화질평가에서도 통계적으로 유의한 차이가 없었으며 진단적 가치가 동등한 영상을 획득하였다. 이상의 결과를 종합해 볼 때 CT 관상동맥조영술 검사에서는 사전에 BMI를 측정하여 검사조건을 적절하게 선택하는 것이 환자의 피폭선량을 줄이면서 최적의 화질을 획득할 수 있을 것이라 사료된다.

참고 문헌

- [1] 김영근, 김문찬, 임청환, *전산화단층촬영 영상학*, 청구문화사, pp.150-167, 1997.
- [2] 이활, "CT관상동맥 조영술의 기술적 측면 : 검사 기법과 안전성", J Korean Medical Association, Vol.104, 2007.
- [3] N. R. Mollet, F. Cardemartiri, C. A. van Mieghem, G. Runza, E. P. McFadden, and T. Baks, "High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography," *Circulation*, Vol.112, pp.2318-2323, 2005.
- [4] S. Leschka, H. Alkadhi, A. Plass, L. Desbiolles, J. Grunenfelder, and B. Marincek, "Accuracy of MSCT coronary angiography with 62-slice technology," *first experience e.Eur Heart J*, Vol.26, pp.1482-1487, 2005.
- [5] L. Husmann, T. Schepis, H. Scheffel, O. Gaemperli, S. Leschka, I. Valenta, "Comparison of diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with low, intermediate, and high cardiovascular risk," *Academy Radiology*, Vol.15, pp.452-461, 2008.
- [6] J. Hausleiter, T. Meyer, M. Hadamitzky, E. Huber, M. Zankl, and S. Martinoff, "Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates," *Circulation*, Vol.113, pp.1305-1310, 2006.
- [7] S. Leschka, P. Stolzmann, F. T. Schmid, H. Scheffel, B. Stimm, and B. Marincek, "Low kilovoltage cardiac dual-source CT : attenuation, noise, and radiation dose," *European Radiology*, Vol.18, pp.1809-1817, 2008.
- [8] Z. Szucs-Farkas, L. Kurmann, T. Strautz, M. A. Patak, P. Vock, and S. T. Schindera, "Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100-kVp and 80-kVp protocols," *Investment Radiology*, Vol.43, pp.871-876, 2008.
- [9] P. Stolzmann, S. Leschka, H. Scheffel, T. Krass, L. Desbiolles, and A. Plass, "Dual source CT in step-and-shoot mode : noninvasive coronary angiography with low radiation dose," *Radiology*, Vol.249, pp.71-80, 2008.
- [10] H. Alkachi, P. Stolzmann, H. Scheffel, L. Desbiolles, S. Baumüller, and A. Plass, "Radiation dose of cardiac dual-source CT : the effect of tailoring the protocol to patient-specific parameters," *European J Radiology*, Vol.68, pp.385-391, 2008.
- [11] F. Tatsugami, L. Husmann, B. A. Herzog, N. Burkhard, I. Valenta, O. Gaemperli, "Evaluation of a body mass index-adapted protocol for low-dose 64-MDCT coronary angiography with prospective ECG triggering," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.192, pp.635-638, 2009.
- [12] 김윤경, 김유경, "체질량지수 및 관전압 변화에 따른 CT 관상동맥 조영술의 영상의 질 및 방사선 피폭량 비교", *대한영상의학회지*, Vol.62, pp.29-35, 2010.

저 자 소 개

류 명 송(Myung-Song Ryu)

정희원



- 2010년 2월 : 동신대학교 방사선학과(이학사)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선물리학과 석사과정
<관심분야> : 방사선방어, 보건통계

최 남 길(Nam-Gil Choi)

정회원



- 1989년 8월 : 조선대학교 대학원
화공식품전공(공학석사)
- 2009년 8월 : 동신대학교 대학원
방사선물리학과(이학박사)
- 1980년 ~ 2010년 : 전남대학교
병원 영상의학과
- 2011년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수
<관심분야> : 보건통계, 방사선물리

한 재 복(Jae-Bok Han)

정회원



- 2001년 2월 : 호남대학교 컴퓨터
공학과(공학사)
- 2003년 2월 : 전남대학교 전자공
학과(공학석사)
- 2007년 ~ 현재 : 전남대학교 전
자공학과 박사과정
- 2009년 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수
<관심분야> : 객체분할, 의료영상압축

양 숙(Sook Yang)

정회원



- 2011년 12월 : Chales Sturt
University Medical imaging(의
료방사선학과)이학사
- 2012년 3월 ~ 현재 : 동신대학
교 방사선물리학과 석사과정
- <관심분야> : 디지털응용영상, 화질관리

이 중 호(Jong-Ho Lee)

정회원



- 1980년 2월 : 신홍보건대학 방사
선학과
- 2007년 3월 : 남부대학교 보건대
학원방사선학(이학석사)
- 2010년 ~ 현재 : 화순전남대학
교병원 영상의학과 근무
- <관심분야> : 의료영상압축, 영상기기