

하지 정맥조영술 MDCT에서 고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어에 의한 선량 비교

유병규, 권대철*, 이종석, 장근조[†], 전상환[§], 김용수[§]

원광보건대학 방사선과, *서울대학교병원 영상의학과, [†]예수병원 영상의학과,

[§]한양대학교 원자력공학과

2007년 6월 10일 접수 / 2007년 8월 27일 채택

하지 정맥류 질환 환자를 대상으로 하지 정맥조영술 MDCT 검사에서 환자의 피폭선량을 최소화 하면서 최적의 진단영상을 묘출하기 위해 고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어를 이용하여 CTDIvol(CT dose index volume), DLP(dose length product) 산출을 통한 영상의 노이즈를 측정하여 비교하였다. Monte Carlo simulation으로 200, 250, 300 mA에서 CTDIw, CTDIvol, DLP를 계산하여 고정 관전류 기법과 비교하였다. 고정 관전류 기법의 대상 환자는 50명(평균 나이, 46세; 연령 범위, 35-61세)으로 남성30명, 여성 20명 이었고, 평균 체중은 62.4 kg 이었다. Z-축 자동 관전류 변동 제어 대상 환자는 50명(평균 나이, 43세; 범위, 37-63세)으로 남성25명, 여성 25명 이었고 평균 체중은 60.1 kg 이었다. 고정 관전류 기법은 200, 250, 300 mA를 기준으로 하고, Z-축 자동 관전류 변동 제어는 노이즈 지수 10, 11, 12 HU에서 관전류 70~450 mA 범위 내에서 자동으로 선택하였다. 고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation 비교에서 200 mA에서의 CTDIvol은 차이가 없었으나, 250 mA, 300 mA에서의 Monte Carlo simulation는 높았고, DLP는 모든 관전류에서 Monte Carlo simulation이 높게 측정 되었다. 노이즈는 고정 관전류에서 최소9.8±0.9 HU, 최대12.5±0.7 HU 이었고, Z-축 자동 관전류 변동 제어에서는 최소11.3±0.8 HU, 최대 12.9±0.7 HU이었다. Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 노이즈 지수가 증가하면 CTDIvol 과 DLP 가 감소하였으나 노이즈는 증가하였다. 생식부위를 포함하는 하지 정맥조영술에서 Z-축 자동 관전류 변동 제어 방법이 고정 관전류 기법에 비해 선량을 감소하는 효과가 있었다.

중심어: 전산화단층촬영, Z-축, 선량지수, 하지 정맥조영술, 관전류

1. 서론

정맥내 혈류의 역류 현상을 방지해주는 판막 기능 부전으로 혈류가 역류하여 병변 하부의 정맥은 점차 커지고 구불구불하게 모양이 변형되어 정맥류가 발생한다. 하지 정맥류(varicose vein)는 성인의 10~40%에서 발생하는 흔한 질환으로 판막 부전에 의한 역류가 그 원인이다[1]. 대부분 나이가 들수록 증가하는 경향이 있으며 미관상의 문제뿐만 아니라 하지 통증, 소양증, 피부 발진, 부종 등의 증상이 나타나고 심한 경우 정맥염, 피부궤양 등의 합병증을 유발한다.

하지 정맥류의 치료를 위해 정확히 진단해야 하는데, 정맥류의 분포, 심부정맥혈전 여부, 역류의 존재 여부를 아는 것이 중요하다. 정맥류의 진단은 병력이나 이학적 소견만으로 진단이 가능하지만, 치료의 방침을 정하기 위하여 상행정맥조영술, 이중 펄스 도플러, 칼라초음파를 이용한 색 혈류

영상이 진단의 기준이 되고 있다[2]. 자기공명 정맥촬영술은 심부정맥을 검사하는데 사용되었다[3]. 특히 골반의 정맥을 검사 하는 데는 2D time-of-flight 기법이 상행정맥조영술 보다 우수하다고 주장하였다[4]. 이러한 자기공명 정맥촬영술은 영상획득 시간이 길고 하지정맥과 표재정맥의 검사에는 한계점이 있다[5]. 하지 정맥류 환자의 하지 정맥조영술 MDCT(multi-detector row computed tomography) 검사는 피폭을 동반하더라도 정맥의 혈관구조에 대한 높은 해상도의 영상을 얻을 수 있으며 현재는 3차원 영상으로 구현하여(Fig. 1), 정맥류의 진단 및 수술계획을 세우는데 가장 효과적인 검사 방법이다[6]. CT 검사는 방사선 피폭이 있더라도 신뢰할 수 있어 진단 영역에서 정확도가 높아 검사 활용도가 높다. 그러나 CT검사는 피폭을 받게 되므로 ALARA(as low as reasonably achievable) 원칙에 의거 방사선 피폭을 수반하는 행위로 인하여 얻은 사회적, 경제적 이득과 손실을 비교하여 순이익을 얻을 수 있는 경우에 한하여 합리적으로 달성 가능한 피폭선량을 낮게 유지하여 최대한 환자 피폭을 줄이려는 노력이 필요하다[7]. 현재 MDCT는 영상의 질을 유지하고 선량을 관리할 수 있는 AEC(automatic exposure control) 시스

책임저자: 권대철, kdc@radiol.snu.ac.kr, 서울대학교병원
서울시 종로구 연건동 28, 서울대학교병원 영상의학과

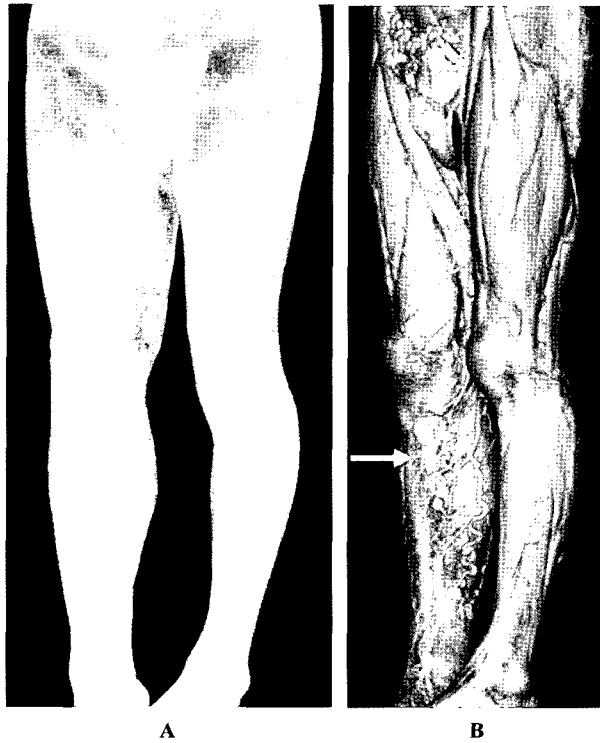


Fig. 1. Photographs display of varicose vein patient of MDCT lower extremity venography. A, Surface revealed of volume rendered projection image. B, Muscle and vessels with varicose vein (arrow) well displayed of volume rendered projection image.

템이 개발되어 임상에서 사용되고 있으나, 개인피폭선량이 쉽게 증가 할 수 있다. 그러므로 선량을 감소하기 위해서는 환자의 두께에 따른 AEC 시스템을 기반으로 하는 Z-축을 활용한 선량 관리가 필요하다[8].

본 연구의 목적은 하지 정맥류 환자의 하지 정맥조영술 MDCT 검사에서 환자의 피폭선량을 최소화하여 최적의 진단 영상을 묘출하기 위해 CTDIvol(CT dose index volume), DLP(dose length product) 및 영상의 노이즈를 측정하여 고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어를 비교하였다.

2. 대상 및 방법

2.1 대상

하지 정맥류를 진단하기 위한 본원에 CT 검사를 위해 내원한 환자 중 2006년 7월부터 12월까지 성인 환자를 대상으로 분석 하였다. 고정 관전류 기법을 사용한 환자는 50명(평균 나이, 46세; 연령 범위, 35-61세)으로 남성 30명과 여성 20명이며 평균 체중은 62.4kg 이었고, Z-축 자동 관전류 변동 제어를 사용한 환자는 50명(평균 나이, 43세; 범위, 37-63세)으로 남성 25명과 여성 25명이며 평균 체중은 60.1kg 이었다.

하지 정맥술 검사 환자의 하지 정맥조영술 검사 환자의 영상을 Workstation (AW Version 4.2, GE Health Care, USA) 으로 전송하여 골반 부위에서 가장 두꺼운 둔부(buttock) 부위의 횡단 직경(transverse diameter)과 두께를 측정하였다. 슬관절과 발목관절은 우측에서 두께를 측정하였다. 고정 관전류 기법 환자에서 골반의 평균 횡단 직경은 31.1 cm, 두께는 23.1 cm 이었고, 슬관절은 11.8 cm, 발목관절은 9.2 cm 이었다. Z-축 자동 관전류 변동 제어 환자에서 골반의 평균 횡단 직경은 30.8 cm, 두께는 23.1 cm 이었고, 슬관절은 12.5 cm, 발목관절은 10.1 cm 이었다(Table 1). 검사 환자 모두에게 연구 목적으로 본인자료의 이용이 가능하다는 사전 동의서를 받고 연구를 실시하였다.

2.2 CT 선량 측정

CT에서 선량 표시는 MSAD(multiple scan average dose), CTDI(CT dose index), CTDIw(weighted CT dose index), CTDIvol, DLP 등을 이용하여 선량을 측정하고 있다. CTDI는 single 슬라이스 스캔에서 Z-축 방향의 적분 값을 슬라이스 두께로 나눈 값으로 Z-축의 위치에 따른 선량을 표시한다 (Fig. 2). CTDIw (mGy)는 환자 선량을 평가 하기 위해 도입 되어 스캔 축에서의 선량지표 이고, CTDIvol (mGy)은 Z-축의 노출 변동을 감안하여 스캔 축에서의 평균 국소 선량이고, DLP (mGy·cm)는 CTDIw에서 슬라이스 두께를 곱한 값으로 누적된 선량을 나타낸다[9,10]. 본 연구에서의 선량 측정은 임상에서 선량의 중요한 척도로 국소 선량을 표시하는 CTDIvol 과 전체 스캔 선량을 표시하는 DLP를 이용하여 측정하였다. CT의 운영자 콘솔의 모니터에 표시되는 선량을 기록하였다.

고정 관전류 기법에서는 200, 250, 300 mA의 조건 에서 측정하였고, Z-축 자동 관전류 변동 제어는 각각의 노이즈 지수(10-15, 18, 20 HU)에서 CTDIvol, DLP를 측정하였다. Z-축 자동 관전류 변동 제어의 노이즈 지수를 10~12 HU, 최저 관전류는 70 mA에서 측정하여 고정 관전류 기법과 CTDIvol, DLP를 비교 하였다.

Table 1. Weight and cross-sectional of patients according to the tube current technique

Tube Current Technique	Weight (kg)	Pelvis (cm)		Knee Joint (cm)	Ankle Joint (cm)
		Transverse Diameter	Anteroposterior Diameter	Anteroposterior Diameter (Right)	Anteroposterior Diameter (Right)
Fixed Tube Current (n=50)	62.4±12.1	31.1±2.3	23.1±3.2	11.8±2.5	9.2±3.8
Z-Axis Automatic Tube Current Modulation (n=50)	60.1±13.4	30.8±3.4	26.3±3.9	12.5±2.8	10.1±3.4

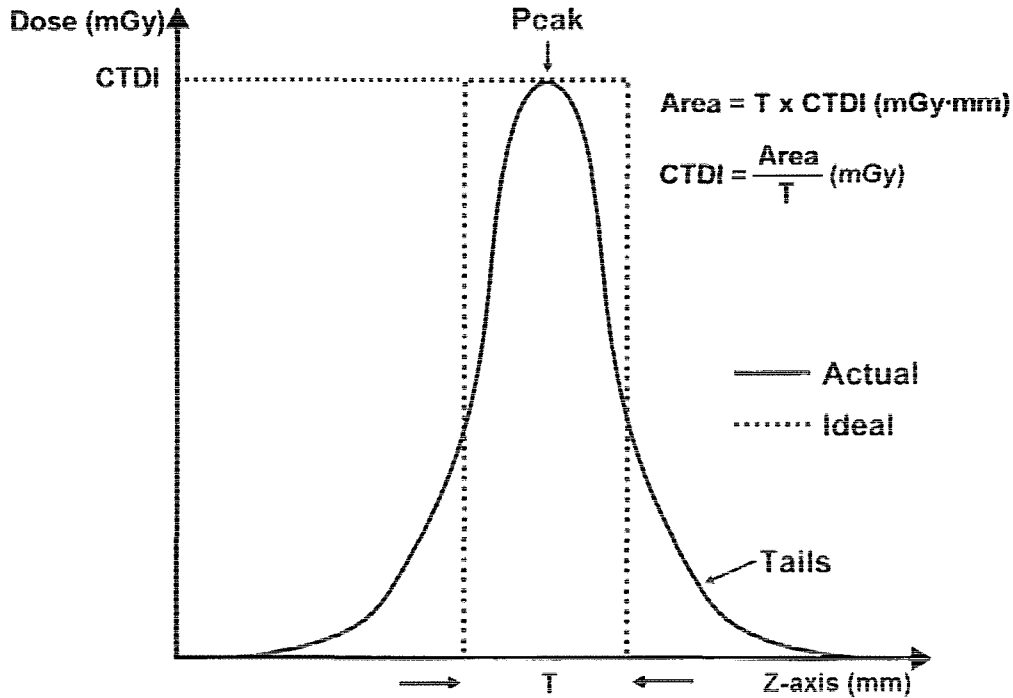


Fig. 2. CTDI is defined of a single scan dose profile along an infinite line perpendicular to the tomographic plane divided by the nominal slice thickness (T).

2.3 스캔 조건

하지 정맥류 환자의 스캔은 다중8채널의 MDCT (LightspeedUltra; GE Medical Systems, WI, USA)를 이용하였고, 스캔 조건은 detector configuration 8×1.25, beam collimation 10 mm, interval 1 mm, thickness 1.25 mm, beam pitch 1.35:1, speed 13.5(mm/ROT), 120kVp, 고정 관전류에서는 200, 250, 300 mA로 스캔 하였고, Z-축 자동 관전류 변동 제어는 AutomA (LightspeedUltra; GE Medical Systems, WI, USA) 기능을 이용하였고(Fig. 3), 관전류 범위는 70~450 mA, noise index(10~12), dose efficiency 81.11%로 하였다. 비이온성 조영제(Ultravist 370; Schering, Berlin, Germany)를 3.0~4.0 mL/sec, 조영제는 모든 환자에게 120 mL를 자동주입기(Empower CT; EZ-Em, Westbury, NY, USA)를 이용하여 주입 3분 후에 복부의 신장동맥에서 족부를 포함한 부분 까지 하지 전체를 스캔 하였다.

2.4 Monte Carlo Simulation

현재 MDCT의 선량 평가에 많이 사용되고 있는 Monte Carlo simulation ImPACT spreadsheet (ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, version 0.99x, 2006)를 이용하여 관전류 200, 250, 300 mA에서 CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP를 측정하였다[11].

2.5 영상 분석

정량분석(quantitative analysis)을 위해 환자를 대상으로 고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어로 CT스캔한

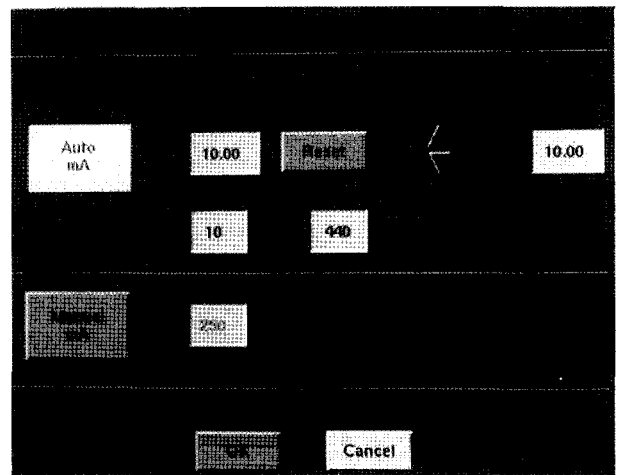


Fig. 3. Z-axis automatic tube current modulation with AutomA (GE Medical Systems) technique. User selects noise index or enters value for desired noise index and sets minimum and maximum current values.

영상을 window width (350 HU), window level (20 HU)으로 조정하고, 장골정맥(iliac vein), 대퇴정맥(femoral vein), 무릎 관절 슬와정맥(popliteal vein), 경골정맥(tibial vein), 종아리 정맥(peroneal vein)의 영상에 관심영역(region of interest; ROI) 분석 기능을 이용하여 노이즈를 측정하여 영상을 비교 하였다. ROI에서 측정된 평균은 CT감약계수이고 표준편차 (σ)가 노이즈에 해당된다[12].

2.6 통계 분석

통계분석은 프로그램(SPSS version 11.0; SPSS Incorporated, Chicago, IL, USA)을 이용하였다. Z-축 자동 관전류 변동 제어를 사용한 환자에서 골반, 슬관절, 발목관절에서 두께에 따른 관전류를 측정하여 산점도를 그리고, 피어슨 상관계수(r)를 구하였다. 고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation에 의한 CTDIvol, DLP를 비교하기 위해 paired t -test를 이용 하여 검정 분석을 하였다. 데이터의 p 값이 0.05 미만일 때 통계적 유의성이 있는 것으로 하였다.

3. 결과

고정 관전류 기법에서 관전류가 200 mA 에서 간의 실질 조직의 노이즈는 17.55 HU 이고(Fig. 4A), 250 mA에서 노이즈는 15.48 HU로 측정되었다(Fig. 4B). 300 mA에서는 노이즈가 12.42 HU로 관전류가 증가하면 영상의 노이즈가 감소하여, 진단적 가치가 높은 영상을 보여주고 있다(Fig. 4C). CTDIvol은 200 mA(8.48 mGy), 250 mA(11.22 mGy), 300 mA(13.46 mGy)로 증가하였고, DLP는 200 mA(761.90 mGy·cm), 250 mA(1008.11 mGy·cm), 300mA(1209.74 mGy·cm)로 관전류가 증가할수록 선량이 증가하였다. 고정 관전류 기법에서의 관전류가 증가하면 노이즈가 감소하여 영상의 질이 높아지나 선량이 증가한다.

Monte Carlo simulation에서 CTDIw (mGy), CTDIvol (mGy), DLP (mGy·cm)를 측정하였다. 200 mA에서 각각 11.5 mGy, 8.5 mGy, 844 mGy 이었고, 250 mA는 14.4 mGy, 10.7 mGy, 1055 mGy, 300 mA는 17.3 mGy, 12.8 mGy, 1266 mGy·cm이었다.

고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation 비교에서 200 mA에서 CTDIvol의 차이는 0.02 mGy로 차이가 없었으나, 250 mA에서 CTDIvol의 차이는 3.18 mGy, 300 mA는 3.84 mGy로 차이를 보였고 모두 Monte Carlo simulation이 높게 측정되었다. DLP의 경우 200 mA에서 차이는 82.1 mGy·cm, 250 mA에서 46.89 mGy·cm, 300 mA는 56.261 mGy·cm로 모든 관전류에서 Monte Carlo simulation이 높게 측정 되었다(Table 2). 관전류에 따른 고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation의 paired t -test 에서의 CTDIvol은 p 값(0.203)으로 유의한 차이가 없고($p > 0.05$), DLP에서 p 값(0.028)으로 유의한 차이가 있다($p < 0.05$).

노이즈 지수에 따른 Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 CTDIvol, DLP를 측정하였다. 노이즈 지수가 10 HU에서 CTDIvol 11.29 mGy, DLP 1145.11 mGy·cm, 노이즈 지수 11 HU에서 CTDIvol 10.53 mGy, DLP 1067.83 mGy·cm, 노이즈 지수 12 HU에서 CTDIvol 9.92 mGy, DLP 1005.83 mGy·cm, 노이즈 지수 13 HU에서 CTDIvol 9.36 mGy, DLP 949.32 mGy·cm, 노이즈 지수 14 HU에서 CTDIvol 8.84 mGy, DLP 896.68 mGy·cm, 노이즈 지수 15 HU에서는 8.43 mGy, 854.55 mGy·cm, 노이즈 지수 20 HU은 6.45 mGy, 654.40 mGy·cm로 측정되어 노이즈 지수가 증가할 수록 CTDIvol 과 DLP 가 감소하였다(Table 3).

고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어에 대한

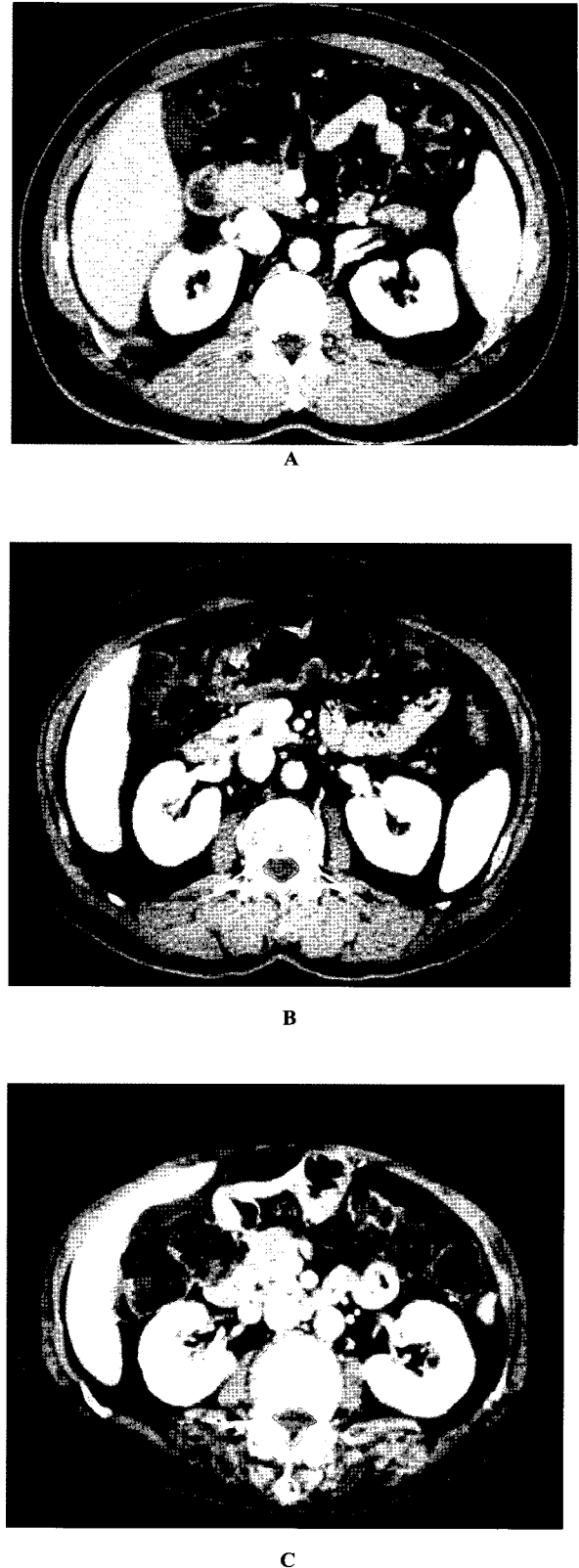


Fig. 4. Transverse CT images obtained with fixed tube current with varicose vein disease patients. A, Image obtained at noise (liver parenchyma, 17.55 HU) and 200 mA in a 44-year-old-man (weight, 70 kg). B, Image obtained at noise (15.48 HU) and 250 mA in a 66-year-old-man (weight, 68 kg). C, Image obtained at noise (12.42 HU) and 300 mA of a 70-year-old-woman (weight 71 kg). Acceptable image quality that was achieved at a higher mA setting is noted in C, as compared with the image quality of A and B, which were obtained at lower mA settings.

Table 2. Values of CTDIvol and DLP at various fixed tube current and Monte Carlo simulation same parameters of MDCT lower extremity venography

Tube Current (mA)	CTDIvol		DLP (mGy · cm)	
	Fixed Tube Current	Monte Carlo Simulation	Fixed Tube Current	Monte Carlo Simulation
200	8.48	8.5	761.90	844
250	11.22	10.7	1008.11	1055
300	13.46	12.8	1209.74	1266
<i>P</i> value	0.203		0.028*	

Note. Data are means. * There were significant difference ($P < 0.05$) were found between with fixed tube current and Monte Carlo simulation at different tube current.

Table 3. Values of CTDIvol and DLP in the Z-axis automatic tube current modulation at various noise indexes

Noise Index	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy · cm)
10	11.29	1145.11
11	10.53	1067.83
12	9.92	1005.83
13	9.36	949.32
14	8.84	896.68
15	8.43	854.55
18	7.39	749.40
20	6.45	654.40

Note. Mean CTDIvol and DLP.

CTDIvol 비교에서 노이즈 지수가 10 HU일 때 200 mA에서 2.81(24.8%), 250 mA는 0.07(0.6%) 증가하였으나, 300mA는 -2.17 (-19.2%) 감소하였다. 노이즈 지수가 11 HU일 때 CTDIvol의 200 mA는 2.05(17.7%) 증가하고, 250 mA는 -0.69(-6.5%), 300mA는 -2.93(-27.8%) 감소하였다. 노이즈 지수가 12 HU일 때 CTDIvol의 200 mA는 1.44(14.5%) 증가하고, 250 mA는 -1.3(-13.1%), 300mA는 -3.54 mGy(-35.6%) 감

소하였다. 또한 DLP 비교에서 노이즈 지수가 10 HU일 때 DLP의 측정치는 200 mA에서 383.31(33.4%), 250 mA는 137(11.9%) 증가하였으나 300mA는 -64.63(-5.6%) 감소하였다. 노이즈 지수가 11 HU에서 200 mA의 DLP는 305.93(28.9%), 250 mA는 12.83(1.2%) 증가하였으나, 300mA는 -198.17 (-19.7%)로 줄었다. 노이즈 지수가 12 HU일 때 200 mA DLP는 243.93(24.2%) 증가하였으나 250 mA에서는 -2.28(-0.2%), 300mA는 -203.91 mGy · m (-20.2%)로 선량을 줄이는 효과가 있었다(Table 4).

고정 관전류 기법에서 장골정맥, 대퇴정맥, 무릎관절슬 와정맥, 경골정맥, 종아리정맥의 노이즈는 200 mA에서 최소 11.2±0.9 HU, 최대 12.5±0.7 HU 이었고, 250 mA는 최소 10.1±0.9 HU, 최대 11.9±0.7 HU, 300 mA 에서는 최소 10.1 ±0.7 HU, 최대 11.3±0.8 HU 로 측정되었다. Z-축 자동 관전류 변동 제어에서는 노이즈 지수 10 HU에서 최소 10.3±0.4 HU, 최대 11.0±0.5 HU, 노이즈 지수 11 HU은 최소 11.2±0.6 HU, 최대 12.1±0.5 HU 로 측정되었고, 노이즈 지수 12 HU에서는 최소 12.1±0.8 HU, 최대 12.9±0.7 HU 로 측정 되었다(Table 5). 고정 관전류 기법의 200 mA에서 장골정맥의 노이즈가 11.13 HU, 11.15 HU(Fig. 5A), 250 mA는 12.19 HU, 11.83 HU(Fig. 5B), 300 mA에서는 10.73 HU, 10.51 HU(Fig. 5C)로 관전류가 증가하면 노이즈가 감소하였다.

Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 노이즈 지수가 11 HU 인 경우에 장골 정맥의 노이즈는 12.09 HU, 10.24 HU이 측정 되었다(Fig. 5D). 노이즈 지수가 11 HU에서 Z-축 자동 관전류

Table 4. Z-axis automatic tube current modulation and fixed tube current values and radiation dose savings at various noise indexes

Noise Index (HU)	CTDIvol (mGy)			DLP (mGy · cm)		
	200	250	300	200	250	300
10	2.81 (24.8%)	0.07 (0.6%)	-2.17 (-19.2%)	383.31 (33.4%)	137 (11.9%)	-64.63 (-5.6%)
11	2.05 (17.7%)	-0.69 (-6.5%)	-2.93 (-27.8%)	305.93 (28.9%)	12.83 (1.2%)	-198.17 (-19.7)
12	1.44 (14.5%)	-1.3 (-13.1%)	-3.54 (-35.6%)	243.93 (24.2%)	-2.28 (-0.2%)	-203.91 (-20.2%)

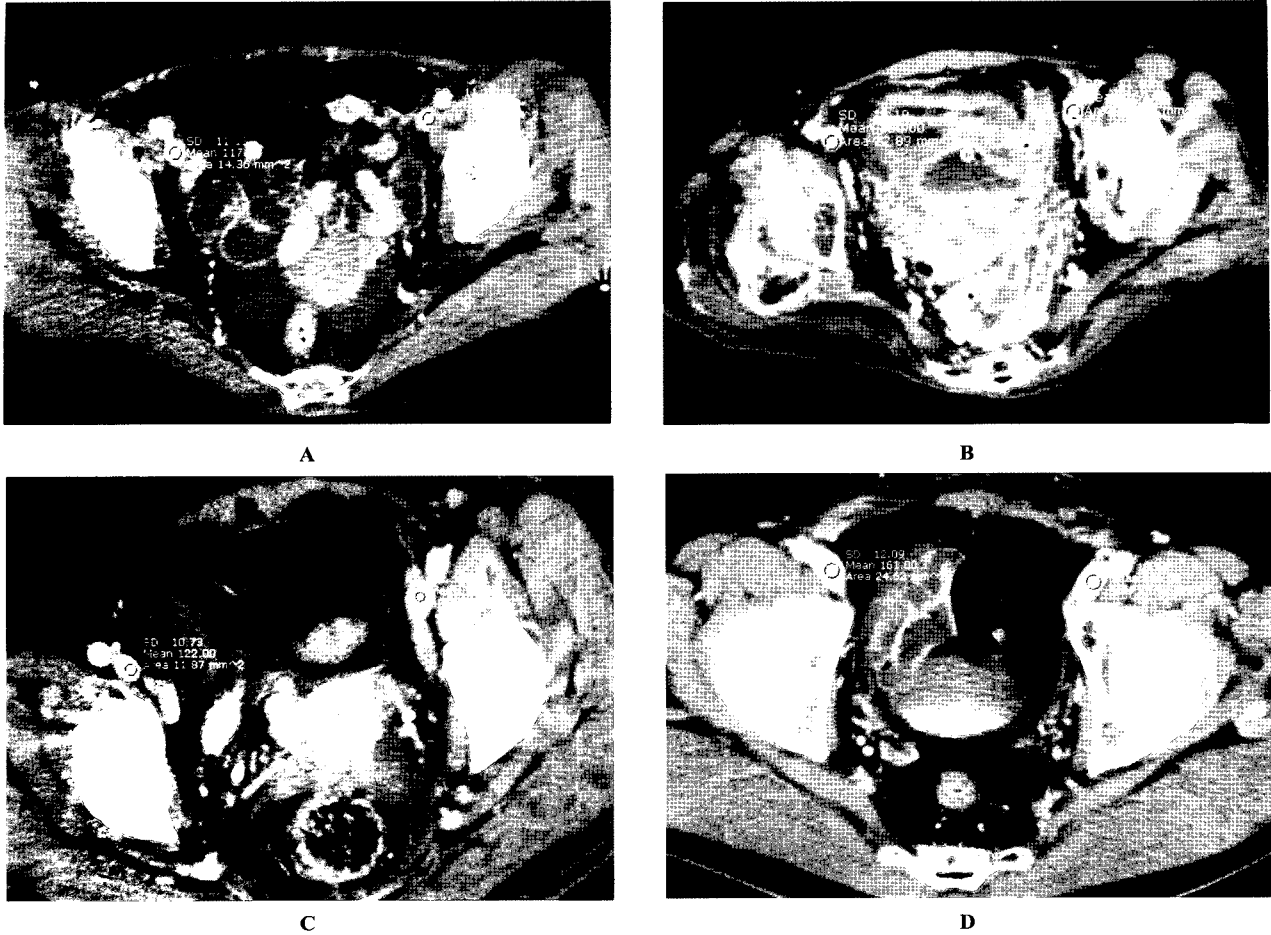


Fig. 5. Transverse CT images obtained with fixed tube current and Z-axis automatic tube current modulation. A, Image obtained at noise (right of 11.13 HU, left of 11.15 HU) and 200 mA in 56 kg 68-year-old-woman with iliac vein. B, Image obtained at noise (right of 12.19 HU, left of 11.83 HU) and 250 mA in 53 kg 64-year-old-woman with iliac vein. C, Image obtained at noise (right of 10.73 HU, left of 10.51 HU) and 300 mA in 63 kg 53-year-old-woman with iliac vein. D, Image acquired noise (right of 12.09 HU, left of 10.24 HU) at 11 HU noise index in 65 kg 54-year-old man with Z-axis automatic tube current modulation in MDCT lower extremity venography.

변동 제어를 사용한 하지 정맥조영술의 영상에서 복부부위에서는 351 mA, 슬관절은 122 mA, 발목관절은 92 mA로 변동하고 있다(Fig. 6). 노이즈 지수(10 HU)에서 해부학적 위치에 따른 노이즈의 최소와 최대의 차이는 0.7 HU, 노이즈 지수(11 HU)에서는 0.9 HU, 노이즈 지수(12 HU)에서는 0.8 HU로 측정 되어 스캔 부위의 두께에 따른 노이즈 차이가 크지 않았다. 복부 부위에 비해 슬관절 및 발목관절의 두께가 얇아지고, 관전류 및 선량인 CTDIvol, DLP도 감소하였지만 영상의 질을 일정하게 유지하였다(Table 5). 하지의 두께에 따른 스캔 부위의 관전류가 변동하여 감소하는 모습을 보여주고 있다(Fig. 7). 두께에 따른 관전류를 산점도에서 보여주고 있고(Fig. 8), 피어슨 상관계수(r)는 0.989로 양의 상관관계를 보였다($p < 0.05$).

4. 고찰

하지 정맥류는 혈액을 다리에서 심장으로 보내는 정맥의

판막에 문제가 생겨서 나타난다. 역류되는 혈액과 올라오는 혈액이 만나서 소용돌이를 일으키고 그 압력으로 정맥이 부풀게 된다. 하지정맥의 정맥류 발생 빈도는 10~20% 정도이

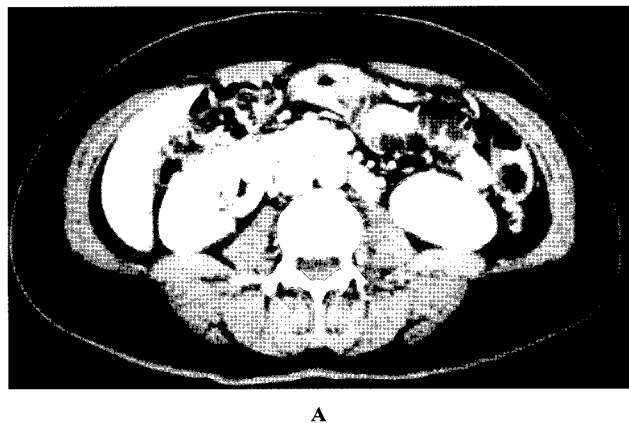




Fig. 6. Transverse CT images obtained with Z-axis automatic tube current modulation in lower extremity venography in a 48-year-old-woman (weight 65 kg). Image acquired at 11 HU noise index and 351 mA at the level of the renal hilum (A), 122 mA at the knee joint (B) and 92 mA at the ankle joint (C). Images were rated for image noise and diagnostic quality.

다[13]. 정맥류의 진단은 원발성, 속발성 여부의 구별과 근본적인 판막 부전 부위와 침범된 분절의 범위를 정확히 진단해야 한다. 위험 인자는 여성, 나이, 임신 유무, 가족력, 인종, 직

업, 비만과 식사 형태 등을 들 수 있다. 나이가 많을 수록, 임신 횟수가 많을수록, 서양인에서 많이 발생하는 것으로 되어 있다[1]. 여성이 많은 것으로 보고하였으며[14], 정맥에서 역류는 정상에서는 95% 정도에서 생리적 역류가 발생하며, 판막이 정상이면 0.5초 내에 멈추게 된다[15]. 정맥류 증상은 외관상의 문제와 하지의 중압감, 통증, 이상 감각, 소양증, 부종, 피부 발진 및 궤양이나 정맥염 등의 합병증이 생길 수 있다.

하지 정맥류를 진단하기 위해서는 이중 초음파검사나 하행정맥조영술을 시행하고, 침범된 분절의 범위를 정확히 알기 위해 상행정맥조영술이나 자기공명정맥촬영술을 시행한다. 이중 초음파검사와 색 도플러 검사를 이용한 진단법은 대복재 정맥뿐 아니라 소복재 정맥과 교통 정맥의 역류도 알 수 있으며 초기 진단뿐 아니라 수술 직전 정맥의 위치를 표시하여 수술을 손쉽게 할 수 있으며 수술 후 추적 검사에도 도움이 된다고 알려졌으나[16], 숙련된 기술이 필요하며 시간이 오래 걸리고 검사자에 따른 차이가 생기는 단점이 있다. 원발성 정맥류를 진단하는 이중 초음파와 색 도플러 검사는 정확도와 유용도가 증가하여 왔다. 상행 정맥 조영술은 혈관의 해부학적 위치나 정맥류의 침범 부위를 정확히 알 수 있으나, 침습적이며 방사선에 노출되고, 역류에 대한 직접적인 정보를 알 수 없으며, 조영 증강 자기공명 정맥촬영술은 대복재 정맥에 대한 정보를 얻기는 쉬우나 역류 정도를 판단하기는 어렵고, 소복재 정맥이나 교통 정맥의 정맥류는 진단에 어려움이 있다. 그러나 MDCT의 하지 정맥조영술은 정맥류의 3D 영상을 구현하고 정확한 정맥류 위치를 확인하는데 도움이 된다. 이러한 CT검사는 진단적 가치의 우수성에도 불구하고 방사선 피폭으로 인한 논란의 대상이 되어 왔다.

CT 검사에서의 환자에 대한 피폭의 특징은 높은 투과력을 가진 X-선 광자가 영상재구성에 기여하도록 높은 에너지 선속과 필터링이 사용되며, 촬영의 단층 축 안에서 방사선 노출이 된다. CT의 선량 특성은 장치 및 커널의 선택, 선량 프로파일의 형태에 의해 주로 좌우된다. CT에서의 선량 특성을 대변하는 선량효율(dose efficiency)은 환자에게 부과되는 선량의 측면에서 중요하다. X-축, Y-축 보다는 Z-축 분해능이 저하되는데 최근의 MDCT에서는 Z-축, X-축, Y-축의 isotropic 데이터 획득으로 우수한 공간분해능 영상을 획득하

Table 5. Comparison of image noise scores

Anatomic Level (Vein)	Fixed Tube Current (mA)			Z-axis Automatic Tube Current Modulation (Noise Index)		
	200	250	300	10	11	12
Iliac	12.5±0.7	11.9±0.7	10.6±0.5	10.1±0.8	11.3±0.5	12.1±0.8
Femoral	12.1±0.6	10.1±0.9	11.2±0.8	10.6±0.6	11.7±0.8	12.9±0.7
Popliteal	11.8±0.6	11.3±0.8	10.4±0.3	10.3±0.4	12.0±0.6	12.6±0.6
Tibial	11.7±0.8	11.2±0.9	10.8±0.7	11.0±0.5	11.2±0.6	12.2±0.7
Peroneal	11.2±0.9	10.4±0.8	10.1±0.7	10.7±0.8	12.1±0.5	12.3±0.8
Mean±SD	11.8±0.7	10.9±0.8	10.6±0.6	10.5±0.6	11.6±0.7	12.4±0.6

Note. Data are means and standard deviations.

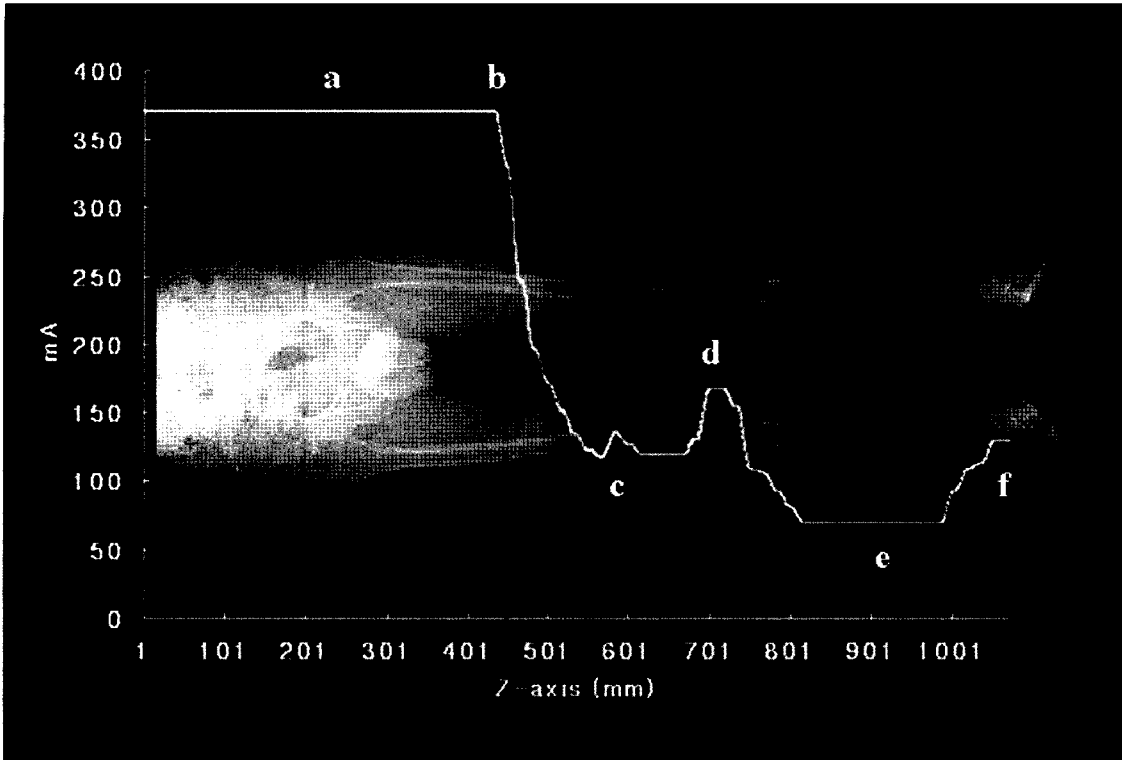


Fig. 7. Tube current modulation displays according to the Z-axis automatic tube current modulation. Image obtained at 11 HU noise index in 66 kg 54-year-old man of CT lower extremity venography. Photography displays the automatic modulation of tube current technique of anatomical region in the pelvis (a), mid femur (b), knee joint(c), upper calf (d), lower calf (e) and ankle joint (f).

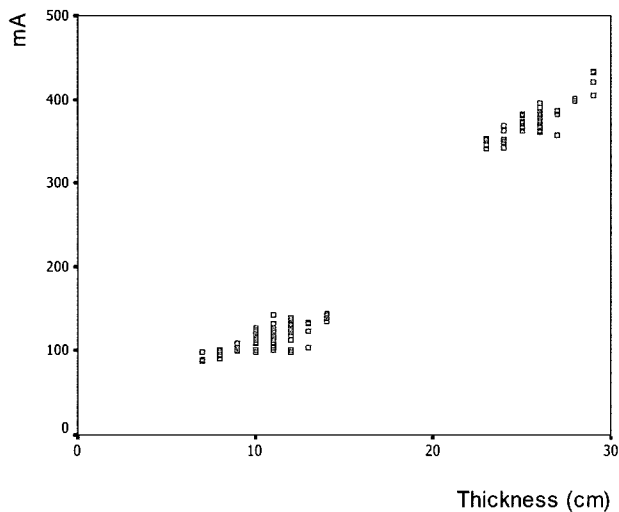


Fig. 8. Scatter plot between tube current and thickness for CT examination of the lower extremity in Z-axis automatic tube current modulation technique. Pearson's correlation coefficient ($r=0.989$).

여 우수한 3차원 영상을 묘출하는데 기여하고 있다[17]. 이러한 Z-축 방향의 선량이용률을 의미하는 X-선속의 Z-축 기하학적 효율은 MDCT에서 중요하다. 그러므로 Z-축 선량효율이 우수한 CT에서는 장치의 선량이용률이 증가되어 환자피

폭이 상대적으로 저하된다.

현재 CT 검사 에서의 환자에 대한 선량을 감소하기 위한 방법으로 Z-축 자동 변동에 의한 기법[18,19]과 조영제 주입시의 최적의 조영증강 시간으로 스캔 시간을 조절하는 bolus tracking system(Smart-prep, Care-Dose) 기능[20,21] 등이 사용되고 있다.

CT 선량에 대한 우려와 관심의 증가로 기술적인 선량 감소 방법이 소개 되었으며 이러한 관전류 조절 장치인 AEC 시스템을 제조사에서 제공하고 있다. 이러한 Z-축 자동 관전류 변동 제어로 폐[22], 복부[23], 흉부에서 18~26% 선량 감소 효과를 보고하였고[24], 생식선을 포함하는 비뇨기계 부위에 대한 Z-축 자동 관전류 변동 제어로 56~77% 선량을 감소하여 최적의 영상을 구현하는 보고가 있었으나[25] 하지 정맥조영술에 대한 보고는 국내 및 국외에서 보고된 바가 없었다.

ImPACT에서 개발되어 MDCT의 간접적인 선량 측정에 많이 이용되는 Monte Carlo simulation은 NRPB(national radiological protection board)에서 기초화 하여 선량 평가 방법으로 보고되었고[26], 영국의 MIRD(medical internal radiation dosimetry)에서 수학적 팬텀으로 MDCT에서 적절하게 선량을 평가하는데 응용되고 있어, 고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation에서 선량을 측정하여 비교하였다. 200 mA에서 CTDIvol는 차이가 없었으나, 250, 300 mA에서 Monte Carlo simulation이 높게 측정되었다. DLP에서도 모든 관전류에서 Monte Carlo simulation이 높게 측정 되었다

(Table 2). 이는 환자의 크기 및 MDCT의 스캔 프로토콜에 따라 개인적인 환자의 모델이 다르기 때문으로 생각된다[27]. Groove 등은 MDCT에서 TLD와 Monte Carlo simulation에 의한 선량의 측정 비교에서 18% 차이를 보고하였다[28].

하지 정맥조영술은 하복부의 생식선을 포함하여 발끝까지 스캔하고 있으나 CTDIvol 및 DLP에 대한 권고 기준이 없고, 유럽의 기준을 참고하면 CTDIvol 10.4 mGy, DLP 549 mGy·cm로 본 연구에서 고정 관전류 기법의 CTDIvol은 200 mA를 제외한 250, 300 mA에서 초과하였고, DLP는 모두 초과하였다. Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 노이즈 지수가 10, 11 HU인 경우가 초과하였고, DLP는 권고 기준을 모두 초과하였다[29,30]. 하지 전체에 대한 검사는 스캔 부위가 길어 선량이 증가할 수 밖에 없고, 유럽의 복부에 대한 권고 기준을 참고하여 비교하기는 무리가 따른다. 그러나 하지 정맥조영술은 생식선을 포함하고 있어 기준을 설정하는 과제가 필요하고, MDCT에 대한 검사에서 선량 감소를 목적으로 Z-축 자동 관전류 변동 제어로 검사를 하여야 한다.

Namasivayam 등[31]은 목의 부위에서 Z-축 자동 관전류 변동 제어와 고정 관전류(300 mA)에서의 비교에서 노이즈 지수 8HU에서 21%, 10 HU에서는 33%로 Z-축 자동 관전류 변동 제어가 선량 감소 효과를 증명하여 노이즈 지수 10 HU를 추천하였다. Kalra 등[32]은 복부의 Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 관전류 범위는 10~380 mA, 노이즈 지수를 10.5, 11, 12, 12.5, 15 HU를 적용하였을 때 노이즈 지수 15 HU보다 12.5 HU를 선택하여 19.6% 선량 감소의 효과를 보고하였다. 또한 Kalra 등 [33]은 고정 관전류(200~300 mA)와 노이즈 지수 10.5~12 HU, 10~380 mA의 Z-축 자동 관전류 변동 제어 비교에서 62명의 환자 중에 54명이 평균 71.2mAs의 감소효과를 보고하였다.

Kalra 등이 MDCT에서 노이즈 지수는 10~12 HU, 최저 관전류는 60~80을 주장하여[32-34], 본 연구에서는 노이즈 지수를 10~15, 18, 20 HU에서 CTDIvol, DLP를 측정하였고, Z-축 자동 관전류 변동 제어의 노이즈 지수(10~12 HU), 최저 관전류(70 mA)에서 CTDIvol, DLP를 측정하여 고정 관전류 기법과 비교 하였다. 노이즈 지수 11 HU를 적용하였을 때 관전류가 관골 부위의 두꺼운 신체 부위에서는 일정하게 높은 관전류를 유지하다가 대퇴골 중간부위부터 감소하기 시작하여 슬관절 부위에서 증가하였고, 다시 얇은 부위의 하지는 감소하다가 족부에서 증가하는 현상을 보였다(Fig. 7).

Z-축 자동 관전류 변동 제어는 고정 관전류 기법에 비해 CTDIvol 및 DLP가 200 mA에서 증가하였고, 250 mA에서 CTDIvol은 노이즈 지수 10 HU에서 증가하였다. DLP는 노이즈 지수 10 및 11 HU에서 증가하였다. 이는 Z-축 자동 관전류 변동 제어의 관전류 범위를 70~450 mA으로 설정하여 고정 관전류 기법에 비해 높게 측정된 것으로 생각된다.

고정 관전류 기법에서 200 mA는 250, 300 mA에 비해 노이즈가 높게 측정되어 영상의 질이 떨어지고, 250, 300 mA를 선택하면 노이즈는 감소하여 영상의 질의 증가되는 장점이 있지만, 두께가 다른 환자의 모든 부위가 같은 선량으로 피폭되는 단점이 있다. Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 CTDIvol 및 DLP는 모든 노이즈 지수에서 고정 관전류 기법에 비해 감소하였다. 결과적으로 Z-축 자동 관전류 변동 제어가 고정 관

전류 250, 300 mA에서 CTDIvol은 최소 -6.5%, 최대 -35.6%로 선량을 줄이는 효과가 있었고, DLP는 최소 -0.2%, 최대 -20.2%를 줄이는 효과가 있었다(Table 4).

CT에서 영상의 질을 결정하는 요소는 물질의 감약 정도를 표현하는 CT감약계수, 노이즈, 균일도, 공간 분해능, 대조도 분해능, 노이즈, 인공물 등으로 객관적으로 평가하여야 한다. 영상에서 노이즈는 동일한 물질을 스캔 하여도 동일하지 않고 다양하게 분포하며 이는 픽셀과 픽셀 사이의 CT 감약계수의 변동으로, 동일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 CT 감약계수는 일정하지 않으며 이는 양자 반점에 기인하고 분산된 형태로 표준편차로 표시한다. CT 영상의 노이즈는 픽셀 크기와 선량, 관전류, 슬라이스 두께에 영향을 받는다. 노이즈는 동일한 물질을 스캔한 경우의 모든 픽셀에서 CT의 HU가 동일하지 않고 분산된 경우의 형태를 표시하는 표준편차로 표시한다. 이에 본 연구에서는 영상의 질 평가를 위해 두 기법에서 해부학적 위치에 따라 노이즈를 측정하였다. 고정 관전류 기법에서 관전류가 증가하면 노이즈는 감소하지만, Z-축 자동 관전류 변동 제어에서는 노이즈 지수가 높아질수록 노이즈는 증가하여 Kalra 등[32], Hur 등[35]의 보고와 일치하였다. 고정 관전류 기법에서 관전류가 낮은 경우에는 노이즈가 높아지고 환자의 피폭 선량이 증가하는 요인으로 작용할 수 있다. 그러므로 최소의 선량으로 진단적으로 가치 있는 영상의 질을 묘출하기 위해서는 Z-축 자동 관전류 변동 제어 기법을 이용하여 적절한 노이즈 지수를 선택하여 적절한 관전류를 선택하여 검사하여야 한다.

5. 결론

하지 정맥 조영술에서 고정 관전류 기법과 Z-축 자동 관전류 변동 제어, Monte Carlo simulation의 CTDIvol 와 DLP를 측정하여 비교하였다. 고정 관전류 기법과 Monte Carlo simulation 비교에서 CTDIvol은 200 mA에서 차이가 없었으나, 250 mA, 300 mA에서는 Monte Carlo simulation이 높았고, DLP에서는 모든 관전류에서 Monte Carlo simulation이 높게 측정 되었다. 노이즈는 고정 관전류에서 최소 9.8±0.9 HU, 최대 12.5±0.7 HU이었고, Z-축 자동 관전류 변동 제어에서 최소 11.3±0.8, 최대 12.9±0.7 HU로 큰 차이가 없었다. Z-축 자동 관전류 변동 제어는 고정 관전류 기법에 비해 CTDI는 250, 300mA에서 최소 -6.5%, 최대 -35.6%, DLP는 최소 -0.2%, 최대 -20.2% 감소하는 효과가 있었다. 생식부위를 포함하는 하지 정맥조영술 CT 검사에서 고정 관전류 기법에 비해 Z-축 자동 관전류 변동 제어에 기법이 선량을 감소시키는 효과가 있다.

참고문헌

1. Gollidge J, Quigley FG. Pathogenesis of varicose veins. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2003;25(4):319-324.
2. Benabou JE, Molnar LJ, Cerri GG. Duplex sonographic evaluation of the sapheno-femoral venous junction in patients with recurrent varicose veins after surgical treatment. J Clin Ultrasound. 1998;26(8):401-404.
3. Erdman WA, Jayson HT, Redman HC, Miller GL, Parkey RQ, Peshock RW. Deep venous thrombosis of extremities:

- role of MR imaging in the diagnosis. *Radiology*. 1990;174:425-431.
4. Evans AJ, Sostman HD, Knelsin MH, et al. Detection of deep venous thrombosis: prospective comparison of MR imaging with contrast venography. *AJR Am J Roentgenol*. 1993;161:131-135.
 5. Holtz DJ, Debatin JF, McKinnon GC, et al. MR venography of the calf: value of flow-enhanced time-of-flight echoplanar imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 1996;166:663-668.
 6. Kweon DC, Kim TH, Yang SH, Yoo BG, Kim MG, Park P. Subcutaneous injection contrast media extravasation: 3D CT appearance. *Korean J Med Phys*. 2005;16(1):47-51.
 7. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230:619-628.
 8. Brisse HJ, Madec L, Gaboriaud G, et al. Automatic exposure control in multichannel CT with tube current modulation to achieve a constant level of image noise: experimental assessment on pediatric phantoms. *Med Phys*. 2007;34(7):3017-3033.
 9. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys*. 1981;8(4):488-495.
 10. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*. 2002;22(6):1541-1553.
 11. ImPACT CT patient dosimetry calculator version 0.99x. ImPACT. Medical devices agency. London. 2006.
 12. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *Radiographics*. 2006;26(6):1785-1794.
 13. Goldstone J. Veins and lymphatics, the current diagnosis and treatment of surgery. preoperative angiographic control. *Phlebologie*. 1993;46:521.
 14. Callam MJ. Epidemiology of varicose veins. *Br J Surg*. 1994;81:167-173.
 15. Labropoulos N, Giannoukas AD, Delis K, Mansour MA, Kang SS, Nicolaidis AN, Lumley J, Baker WH. Where does venous reflux start? *J Vasc Surg*. 1997;26(5):736-742.
 16. Jutley RS, Cadle I, Cross KS. Preoperative assessment of primary varicose veins: a duplex study of venous incompetence. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2001;21(4):370-373.
 17. Kweon DC, Yoo BG, Yang SH, Kim JG. Findings of an intravenous catheter fragment in the vein using the 3D image reformations of MDCT. *Korean J Med Phys*. 2006;17(3):167-172.
 18. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkel M, Kalender W, Bautz W. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol*. 2000;10:391-394.
 19. Tack D, De Maertelaer V, Gevenois PA. Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol*. 2003;181:331-334.
 20. Giacomuzzi SM, Erckert B, Schopf T, et al. The smart-scan procedure of spiral computed tomography: a new method for dose reduction. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*. 1996;165:10-16.
 21. Greess H, Nömayr A, Wolf H, et al. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol*. 2002;12:1571-1576.
 22. Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McLoud T, Rhea J. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179:461-465.
 23. Kalra MK, Prasad S, Saini S, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179:1101-1106.
 24. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV, Rizzo S, Halpern EF, Blake MA, Saini S. Detection of urinary tract stones at low-radiation-dose CT with Z-axis automatic tube current modulation: phantom and clinical studies. *Radiology*. 2005;235(2):523-529.
 25. Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard JA, Aquino SL. Chest CT performed with Z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose. *Radiology*. 2005;237(1):303-308.
 26. Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT practice in the UK. Part 3: normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques (NRPB-R250). Chilton: National Radiological Protection Board, 1991.
 27. DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, et al. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol*. 2007;52(9):2583-2597.
 28. Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *Br J Radiol*. 2004;77(920):662-625.
 29. Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project. *Radiology*. 2006;240(3):828-834.
 30. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewes MA, Dunn M. National Radiological Protection Board (NRPB): doses from computed tomography examinations in the UK-2003 review. Document NRPB-W67. Chilton, England: National Radiological Protection Board, 2005
 31. Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, Waldrop SM, Hudgins PA. Optimization of Z-axis exposure control for multidetector row CT evaluation of neck and comparison with fixed tube current technique for image quality and radiation dose. *Am J Neuroradiol*. 2006;27:2221-2225.
 32. Kalra MK, Maher MM, Kamath RS, Horiuchi T, Toth TL, Halpern EF, Saini S. Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients. *Radiology*. 2004;233:241-249.
 33. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology*. 2004;232:347-353.
 34. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, Saini S. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*. 2004;233(3):649-657.
 35. Hur G, Hong SW, Kim SY, Kim YH, Hwang YJ, Lee WR, Cha SJ. Uniform image quality achieved by tube current modulation using SD of attenuation in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;189(1):188-196.

Comparison Radiation Dose of Z-Axis Automatic Tube Current Modulation Technique with Fixed Tube Current Multi-Detector Row CT Scanning of Lower Extremity Venography

Beong Gyu Yoo, Dae Cheol Kweon^{*}, Jong Seok Lee, Keun Jo Jang[†], Sang Hwan Jeon[§] and Yong Soo Kim[§]

Department of Radiologic Technology, Wonkwang Health Science College, ^{*}Department of Radiology, Seoul National University Hospital, [†]Department of Radiology, Presbyterian Medical Center, [§]Department of Nuclear Engineering, Hanyang University

Abstract - Z-axis automatic tube current modulation technique automatically adjusts tube current based on size of body region scanned. The purpose of the current study was to compare noise, and radiation dose of multi-detector row CT (MDCT) of lower extremity performed with Z-axis modulation technique of automatic tube current modulation with manual selection fixed tube current. Fifty consecutive underwent MDCT venography of lower extremity with use of a MDCT scanner fixed tube current and Z-axis automatic tube current modulation technique (10, 11 and 12 HU noise index, 70~450 mA). Scanning parameters included 120 kVp, 0.5 second gantry rotation time, 1.35:1 beam pitch, and 1 mm reconstructed section thickness. For each subject, images obtained with Z-axis modulation were compared with previous images obtained with fixed tube current (200, 250, 300 mA) and with other parameters identical. Images were compared for noise at five levels: iliac, femoral, popliteal, tibial, and peroneal vein of lower extremity. Tube current and gantry rotation time used for acquisitions at these levels were recorded. All CT examinations of study and control groups were diagnostically acceptable, though objective noise was significantly more with Z-axis automatic tube current modulation. Compared with fixed tube current, Z-axis modulation resulted in reduction of CTDIvol (range,-6.5%~35.6%) and DLP (range,-0.2%~20.2%). Compared with manually selected fixed tube current, Z-axis automatic tube current modulation resulted in reduced radiation dose at MDCT of lower extremity venography.

Keywords : Computed tomography, Z-axis, CT dose index, Venography, Tube current