

















Comparison of True and Virtual Non-Contrast Images of Liver Obtained with Single-Source Twin Beam and Dual-Source Dual-Energy CT

간의 단일선원 Twin Beam과 이중선원 이중에너지 전산화단층촬영의 비조영증강 영상과 가상 비조영증강 영상의 비교 연구

Jeong Sub Lee, MD , Guk Myung Choi, MD* , Bong Soo Kim, MD ,
Su Yeon Ko, MD , Kyung Ryeol Lee, MD ,
Jeong Jae Kim, MD , Doo Ri Kim, MD 

Department of Radiology, Jeju National University Hospital, Jeju National University College of Medicine, Jeju, Korea

ORCID iDs

Jeong Sub Lee  <https://orcid.org/0000-0002-4120-8655>
Guk Myung Choi  <https://orcid.org/0000-0003-0370-484X>
Bong Soo Kim  <https://orcid.org/0000-0002-8148-9041>
Su Yeon Ko, MD  <https://orcid.org/0000-0003-1405-3958>
Kyung Ryeol Lee, MD  <https://orcid.org/0000-0002-9368-9825>
Jeong Jae Kim, MD  <https://orcid.org/0000-0003-0135-3804>
Doo Ri Kim  <https://orcid.org/0000-0001-5263-7693>

Purpose To assess the magnitude of differences between attenuation values of the true non-contrast image (TNC) and virtual non-contrast image (VNC) derived from twin-beam dual-energy CT (tbDECT) and dual-source DECT (dsDECT).

Materials and Methods This retrospective study included 62 patients who underwent liver dynamic DECT with tbDECT ($n = 32$) or dsDECT ($n = 30$). Arterial VNC (AVNC), portal VNC (PVNC), and delayed VNC (DVNC) were reconstructed using multiphasic DECT. Attenuation values of multiple intra-abdominal organs ($n = 11$) on TNCs were subsequently compared to those on multiphasic VNCs. Further, we investigated the percentage of cases with an absolute difference between TNC and VNC of ≤ 10 Hounsfield units (HU).

Results For the mean attenuation values of TNC and VNC, 33 items for each DECT were compared according to the multiphasic VNCs and organs. More than half of the comparison items for each DECT showed significant differences (tbDECT 17/33; dsDECT 19/33; Bonferroni correction $p < 0.0167$). The percentage of cases with an absolute difference ≤ 10 HU was 56.7%, 69.2%, and 78.6% in AVNC,

Received December 13, 2021
Revised February 14, 2022
Accepted May 2, 2022

*Corresponding author

Guk Myung Choi, MD
Department of Radiology,
Jeju National University Hospital,
Jeju National University
College of Medicine,
15 Aran 13-gil, Jeju 63241, Korea.

Tel 82-64-717-1373
Fax 82-64-717-1370
E-mail choigm@jejunu.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

PVNC, and DVNC in tbDECT, respectively, and 70.5%, 78%, and 78% in dsDECT, respectively.

Conclusion VNCs derived from the two DECTs were insufficient to replace TNCs because of the considerable difference in attenuation values.

Index terms Radiography, Dual-Energy Scanned Projection; Tomography, X-Ray Computed; Feasibility Studies

서론

이중에너지 전산화단층 촬영(dual energy CT; 이하 DECT)은 물질의 종류에 따라 저전압과 고전압에서 물질의 X선 흡수 정도가 다를 수 있음에 따라 이를 이용하여 물질을 구별할 수 있으며 특히 요오드, 칼슘, 지방, 요산 등의 구별에 사용되고 있다. 이를 이용하여 조영증강 후 영상에서 후처리 기법을 통해 조직내 요오드를 제거할 수 있으며 최종적으로 가상 비조영증강 영상(virtual non-contrast image; 이하 VNC)을 만들 수 있다(1, 2). 이중에너지를 이용한 영상을 얻기 위하여 각 CT 개발사들은 선원 기반의 이중 선원(dual source), 급속 관전압 변환(rapid kVp switching), 이중 스핀(dual-spin) 등의 기법이나 검출기 기반의 이중층 검출기 등 다양한 방법을 개발해 왔다(3). Split filter를 이용한 CT는 1980년대에 이미 개발되었으나 이를 이용한 단일선원 이중에너지 CT (twin beam DECT; 이하 tbDECT)는 2014년에 처음 상용화되었다(4-6). Tube 앞에 위치한 split filter는 금(Au)과 주석(Sn)의 두 부분으로 구성되며 120 kV X선을 고에너지와 저에너지 영역으로 분리한다. 금 부위에서 저에너지 영역이 형성되고(평균 photon energy 68 keV), 주석 부위에서 고에너지 영역이 만들어진다(평균 photon energy 86 keV). 이렇게 나누어진 두 에너지 영역의 X선은 환자를 투과한 후 각각 단층 검출기 절반의 영역에 분리되어 도달하고, 이 정보를 바탕으로 영상을 구현하게 된다(5, 7, 8). 비교적 널리 쓰이고 있는 이중선원 DECT (이하 dsDECT)가 상대적으로 제한적인 좁은 스캔 시야를 가지는 반면 tbDECT는 일반적인 단일에너지 CT와 같은 스캔 시야를 갖는다는 장점이 있다. 단점으로는 필터로 분리된 X선의 두 에너지 영역의 중첩으로 인하여 dsDECT에 비해 에너지 스펙트럼 분리력이 떨어진다. 또한 필터로 인해 관전류의 증가를 초래하게 된다(9).

비조영증강 CT 영상(true non-contrast image; 이하 TNC)은 조영증강 후 영상과 비교하여 조영증강 여부를 판별하거나 조영증강 전 조직 고유의 CT attenuation values를 바탕으로 지방조직, 석회화, 혈종 등을 감별하는 데 도움을 주며, 복부 간 CT의 경우 간암 색전술 치료 후 lipiodol 침착 여부 확인에 유용하다(10-12). 실제 복부 CT 판독에서 TNC가 반드시 필요한 경우는 많지 않아 방사선 조사를 줄이기 위한 방편으로 TNC 없이 조영증강 후 CT 영상만 얻는 프로토콜도 널리 쓰이고 있는데, 검사 후 TNC가 필요하다고 판단될 경우 이미 사용된 조영제에 의해 TNC를 즉시 추가하기에 어려움이 있다. 이러한 상황에서 DECT를 통하여 VNC를 구현한다면 적절한 진단과 방사선 피폭량에 있어서 큰 도움을 받을 수 있다(10, 13-17).

다양한 기법의 DECT에서 각 장기별 TNC와 VNC attenuation values의 차이를 알아본 연구들이 있었으며 일부 장기에서 불만족스러운 결과를 보고하였다(1, 18, 19). TNC와 VNC의 비교 연구

는 주로 dsDECT나 급속 관전압 변환 방식이 많았으며 우리가 조사한 바에 따르면 tbDECT를 이용한 연구는 적었다(5). 또한 역동적 조영증강 CT를 이용한 다중 시기 VNC에서 적절한 VNC 구현 시기를 찾고자 한 연구들이 있었으나 일치된 결과를 보이지 않았다(10, 13, 19-22).

따라서 본 연구의 목적은 tbDECT와 dsDECT를 이용한 VNC와 TNC 간의 attenuation values의 차이를 평가하기 위해 역동적 간 CT의 각 시기별 VNC에서 각 장기별 attenuation values를 TNC의 것과 비교하는 것이었다. 또한 각 시기별 VNC에서 TNC와의 attenuation values 차이를 비교하여 가장 적절한 VNC 구현 시기를 찾아보고자 하였다.

대상과 방법

환자군

이 후향적 연구는 소속기관 IRB의 승인을 받았으며, 동의서 작성은 면제되었다(IRB No. 2019-05-016).

2020년 2월 20일부터 3월 20일까지 tbDECT (Somatom Definition Edge, Siemens Healthineers, Forchheim, Germany)와 dsDECT (Somatom Definition, Siemens Healthineers)를 이용하여 역동적 간 CT를 촬영한 67명을 대상으로 하였다. 이 중 흉부 CT와 동시 촬영으로 단일 에너지 방식으로 촬영한 3명과 원본 데이터의 손상으로 이중 에너지 영상 재구성이 불가능한 2명을 연구 대상에서 제외하였다. 총 62명의 환자가 연구에 포함되었으며(남자 43명, 여자 19명; 평균 나이 58.44 ± 12.88 ; 범위 31-86세) tbDECT 군에 32명(남자 23명, 여자 9명; 평균 나이 60.19 ± 11.35 ; 범위 37-82세), dsDECT 군에 30명(남자 20명, 여자 10명; 평균 나이 56.57 ± 14.28 ; 범위 31-86세)이 포함되었다.

CT 촬영기법

TNC 촬영은 두 CT 모두 단일에너지 방식을 사용하였다. tbDECT의 TNC는 다음과 같은 파라미터를 적용하였다: 관전압, 120 kVp; 참고 관전류(reference mAs), 60 mAs; 검출기 절편(individual detector collimation), 128×0.6 mm; 회전 시간, 0.5초; 피치, 0.6. 연부조직 커널(I30f, Siemens Healthcare)와 2단계의 고급 모델링 반복 재구성법(ADMIRE, Siemens Healthcare)를 이용하여 3 mm의 절편 두께로 재구성하였다. dsDECT의 TNC 촬영 파라미터는 다음과 같다. 관전압, 120 kVp; 참고 관전류, 60 mAs; 검출기 절편, 24×1.2 mm; 회전 시간, 0.5초; 피치, 1.0. 연부조직 커널(B30f, Siemens Healthcare)을 이용하여 3 mm의 절편 두께로 재구성하였다. 두 CT 모두 automated tube current modulation (CARE dose 4D, Siemens Healthcare)을 사용하였고, automated tube potential selection (CARE kV, Siemens Healthcare)은 사용하지 않았다.

조영증강 후 영상을 얻기 위해 iohexol (Bonorex 350, Central Medical Service, Seoul, Korea)을 1.5 mL/kg으로 자동강력주입기(Medrad stellant CT injector, Warrendale, PA, USA; Dual shot alpha, Nemoto Kyorindo, Tokyo, Japan)를 이용하여 30초간 등속도(범위 2.5-5 m/s)로 주입하고, 뒤이어 생리식염수 20 cc를 주입하였다. 동맥기는 조영제 추적(bolus tracking) 기법을 이

용하여 하행흉부대동맥에 관심영역(region of interest; 이하 ROI)을 두고 100 Hounsfield units (이하 HU)에 도달하면 이로부터 15초 뒤에 촬영하였다. 문맥기는 동맥기 촬영 후 27초 뒤에 촬영하였고(대략 조영제 주입 후 75초), 지연기는 조영제 주입 후 3분이 지난 다음 촬영하였다. DECT의 촬영의 세부 파라미터는 다음과 같다. tbDECT는 관전압, 120 kVp; additional beam filtration: Au and Sn, 참고 관전류, 640 mAs; 검출기 절편, 64×0.6 mm; 회전시간, 0.5초; 피치, 0.3이고, ds-DECT는 tube A 140 kVp, 참고 관전류 80 mAs; Tube B 80 kVp, 참고 관전류 440 mAs; 검출기 절편, 14×1.2 mm; 회전시간, 0.5초; 피치, 0.6이다. 두 CT 모두 automated tube current modulation (CARE dose 4D, Siemens Healthcare)을 사용하였고, automated tube potential selection (CARE kV, Siemens Healthcare)은 사용하지 않았다.

이중에너지 가상 비조영증강 CT 영상 구현

VNC는 이중에너지 후처리 워크스테이션(Syngo MMWP, version VA20; Siemens Healthineers)의 liver VNC application 이용하여 구현하였다. 동맥기(arterial VNC; 이하 AVNC), 문맥기(portal VNC; 이하 PVNC), 지연기(delayed VNC; 이하 DVNC), 3개의 시기를 가지고 62명의 환자에서 총 186개의 데이터 세트를 만들었다. tbDECT는 DECT soft tissue kernel (Q30f, Siemens Healthcare)과 2단계의 ADMIRE를 이용하여 3 mm 절편 두께의 축상면 영상으로 재구성하였고, dsDECT는 DECT soft tissue kernel (D30f)을 이용하였으며 ADMIRE는 적용하지 않았다.

영상 분석

10년의 복부 CT 경험을 가진 한 명의 복부영상의학과 의사가 간우엽, 간좌엽, 비장, 대동맥, 척추추위근육, 등의 피하지방, 우신피질, 우신수질, 담낭, 간문맥, 하대정맥의 총 11개의 복부내 장기에서 ROI를 그려 attenuation values를 측정하였다. ROI는 모두 원형으로 하였으며 간과 비장은 4 cm^2 , 대동맥, 척추추위근육, 피하지방, 담낭은 2 cm^2 , 간문맥과 하대정맥은 1 cm^2 , 신피질과 신수질은 0.3 cm^2 의 크기로 측정하였고, 장기의 크기가 작아 해당 크기를 그릴 수 없을 경우 가능한 최대 크기로 측정하였다. 측정된 attenuation values의 평균 HU 값을 평가대상으로 삼았다. 간에서 ROI를 그릴 때 혈관을 피하기 위해 동맥기 또는 문맥기 혼합영상(blended image)을 참조하였고, 신피질과 신수질의 구분을 위해 동맥기 혼합영상을 참조하였다. 수술로 제거(간좌엽절제술, $n = 1$; 비장절제술, $n = 3$; 담낭절제술, $n = 4$)되거나 간문맥폐색($n = 2$)으로 attenuation values를 측정할 수 없는 경우는 해당 장기를 제외하고 나머지 장기를 분석하였다.

통계

각 연속 변수들은 평균 \pm 표준편차로 표기하였다. TNC와 각 시기별 VNC의 attenuation values는 Shapiro-Wilk 정규성 검정을 시행하였다. 총 88개의 항목 중 16개 항목이 정규분포를 따르지 않아 비모수 검정을 이용하였다. TNC와 VNC의 평균 attenuation values 비교는 Wilcoxon signed rank test를 이용하였고, 3번의 다중 비교를 Bonferroni correction으로 보정하였다. 상관 분석은 Spearman 기법을 사용하였다. TNC와 각 VNC의 attenuation values 차이를 보기 위해

Bland-Altman plot analysis를 사용하였다. 각 시기별 VNC와 TNC attenuation values의 절대 오차가 10 HU 이하일 때 적절한 값으로 간주하여 10 HU 초과와 그 이하의 빈도수를 비교하였다. p 값은 0.05 미만을 통계적으로 의미가 있는 것으로 간주하였으며, Bonferroni correction을 적용한 경우 0.05/3인 0.0167 미만을 의미 있는 것으로 판단하였다. 통계 분석은 SPSS 24 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하였다.

결과

TNC와 각 시기별 VNC의 attenuation 값의 평균 HU 비교는 Table 1과 Fig. 1에 나타내었다. 또한 TNC와 각 시기별 VNC의 attenuation values의 상관관계를 분석하여 Table 2에 정리하였다. 각 DECT 종류별로 유의한 평균 attenuation values의 차이를 보인 항목의 개수는 tbDECT 17개와 dsDECT 19개로 큰 차이가 없었다. tbDECT의 TNC와 VNC 간의 평균 비교에서 모든 시기의 VNC에서 간좌엽과 하대정맥이 유의한 차이를 보이지 않았고, PVNC, DVNC의 비장, 신수질, 대동맥, AVNC, DVNC의 척추주위근육이 유의한 차이를 보이지 않았다(Bonferroni correction $p > 0.0167$) (Fig. 2). 총 33개 항목 중 절반 이상인 17개 항목에서 TNC와 VNC 간 평균 attenuation values에 유의한 차이를 보였다(Bonferroni correction $p < 0.0167$). 하지만 평균 비교와는 달리 TNC와 VNC 간의 상관분석에서는 대부분의 장기들이 중등도 이상의 상관관계를 보였다($p < 0.05$). tbDECT에서 예외적으로 비장, 신피질, 신수질은 모든 시기의 VNC들에서 유의한 상관관계를 보이지 않았고, 하대정맥은 AVNC와 PVNC에서 유의한 상관관계를 보이지 않았다($p > 0.05$). 시기 별로는 DVNC가 다른 두 시기의 VNC보다 여러 장기에서 고르게 높은 상관계수를 보였으며 특히 하대정맥은 DVNC에서만 유의한 상관관계를 보였다. 상관분석에서 시기별 차이는 크지 않았다.

dsDECT의 TNC와 VNC 간의 평균 비교에서 간우엽, 비장, 척추주위근육은 모든 시기의 VNC들에서 유의한 차이를 보이지 않았으나(Bonferroni correction $p > 0.0167$) 나머지 대부분의 장기들은 통계적으로 유의한 차이를 보였다(총 33개 항목 중 19개, Bonferroni correction $p < 0.0167$, Fig. 3). 하지만 TNC와 VNC 간의 상관분석에서 대부분의 장기들은 중등도 이상의 상관관계를 보였다($p < 0.05$). 일부 예외적으로 DVNC의 비장, 신수질과 AVNC와 PVNC의 하대정맥이 유의한 상관관계를 보이지 않았다($p > 0.05$). 시기 별로는 DVNC보다 다른 두 시기의 VNC들이 좀 더 나은 상관관계를 보였다.

모든 장기에 대해서 TNC와 VNC attenuation values의 절대 오차 평균을 살펴보면 tbDECT는 AVNC, PVNC, DVNC에서 각각 11.69 ± 10.41 , 8.33 ± 7.35 , 7.00 ± 6.42 로 나타났고, dsDECT에서는 각각 7.74 ± 6.48 , 7.10 ± 5.87 , 6.72 ± 5.40 이었다. TNC와 VNC attenuation values의 절대 오차 평균을 장기별로 Fig. 4에 나타내었다. tbDECT에서 해당 값이 10 HU를 초과하는 경우는 대부분 AVNC에서 나타났으며 비장, 대동맥, 신수질, 신피질, 담낭, 간문맥, 하대정맥에서 나타났다. 특히 신피질과 담낭은 모든 시기의 VNC들에서 10 HU를 초과하였으며 PVNC의 간문맥도 해당되었다(Fig. 4A). 가장 큰 절대 오차 평균을 보인 항목은 AVNC의 간문맥이었고, 가장 작은 값을 보인 것은 PVNC의 척추주위근육이었다. dsDECT에서도 10 HU를 초과하는 경우는 주로 AVNC에서

Table 1. Mean Hounsfield Units and Standard Deviation of True and VNC Derived from Dual-Energy CT

	Twin Beam Dual Energy CT					Dual Source Dual Energy CT								
	TNC	AVNC	p-Value	PVNC	p-Value	DVNC	p-Value	TNC	AVNC	p-Value	PVNC	p-Value	DVNC	p-Value
RL	51.31 ± 8.20	58.06 ± 9.22	< 0.001	58.1 ± 10.17	< 0.001	56.43 ± 8.71	< 0.001	52.8 ± 7.92	54.08 ± 11.57	0.360	56.73 ± 12.77	0.021	55.88 ± 12.59	0.035
LL	52.83 ± 9.38	54.7 ± 11.34	0.145	56.22 ± 11.24	0.027	54.56 ± 11.61	0.286	52.86 ± 8.51	55.75 ± 9.92	0.004	56.59 ± 9.88	0.006	56.55 ± 11.06	0.003
Spleen	45.45 ± 5.24	58.4 ± 11.06	< 0.001	48.37 ± 5.82	0.021	46.48 ± 6.72	0.674	39.83 ± 4.89	41.45 ± 16.77	0.719	42.75 ± 16.42	0.923	41.01 ± 12.17	0.866
Aorta	40.52 ± 4.20	51.81 ± 20.69	0.004	41.71 ± 6.90	0.295	38.83 ± 7.93	0.304	38.36 ± 5.51	28.5 ± 8.78	< 0.001	30.43 ± 7.81	< 0.001	33.33 ± 7.62	< 0.001
PM	47.29 ± 4.81	48.05 ± 7.21	0.158	49.96 ± 5.69	0.004	49.42 ± 6.83	0.024	42.63 ± 10.42	41.07 ± 10.15	0.159	41.43 ± 8.13	0.309	41.19 ± 9.98	0.229
SF	-95.20 ± 16.70	-91.32 ± 14.50	< 0.001	-90.0 ± 14.64	< 0.001	-90.17 ± 14.76	< 0.001	-102.99 ± 9.58	-101.7 ± 11.23	0.344	-100.67 ± 11.93	0.004	-98.82 ± 13.33	< 0.001
RC	30.63 ± 5.42	48.04 ± 10.53	< 0.001	36.25 ± 10.32	0.023	29.59 ± 12.06	0.390	31.04 ± 6.49	31.94 ± 13.01	0.781	27.7 ± 10.4	0.066	24.66 ± 9.10	0.001
RM	30.96 ± 5.31	12.64 ± 7.47	< 0.001	29.75 ± 10.80	0.537	33.54 ± 10.50	0.137	30.91 ± 8.37	28.16 ± 10.13	0.075	25.31 ± 8.34	0.002	24.64 ± 7.98	0.001
GB	12.04 ± 8.23	1.55 ± 11.42	< 0.001	-3.24 ± 11.97	< 0.001	-2.16 ± 12.20	< 0.001	13.18 ± 8.85	6.49 ± 10.98	< 0.001	7.25 ± 10.82	< 0.001	6.62 ± 10.91	< 0.001
PV	38.05 ± 4.38	55.38 ± 13.28	< 0.001	53.84 ± 13.26	< 0.001	46.46 ± 8.83	< 0.001	37.87 ± 5.03	30.84 ± 9.64	< 0.001	31.11 ± 7.58	< 0.001	34.15 ± 9.46	0.013
IVC	39.28 ± 5.12	45.20 ± 15.17	0.026	42.32 ± 6.38	0.026	40.16 ± 5.46	0.108	36.37 ± 7.35	31.60 ± 11.30	0.021	31.79 ± 7.92	0.005	32.28 ± 7.58	0.004

p values indicate crude p values; statistical significance is set at $p < 0.0167$ (0.05/3) by Bonferroni correction.

AVNC = arterial VNC, DVNC = delayed VNC, GB = gallbladder, IVC = inferior vena cava, LL = left hemiliver, PM = paravertebral muscle, PV = portal vein, PVNC = portal VNC, RC = renal cortex, RL = right hemiliver, RM = renal medulla, SF = subcutaneous fat, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

Fig. 1. Bar graphs showing mean attenuation values of different organs in TNC, AVNC, PVNC, and DVNC derived from tbDECT (A) and dsDECT (B).

AVNC = arterial VNC, dsDECT = dual source dual-energy CT, DVNC = delayed VNC, GB = gallbladder, HU = Hounsfield units, IVC = inferior vena cava, LL = left hemiliver, PV = portal vein, PVNC = portal VNC, RC = renal cortex, RL = right hemiliver, RM = renal medulla, SF = subcutaneous fat, tbDECT = twin beam dual-energy CT, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

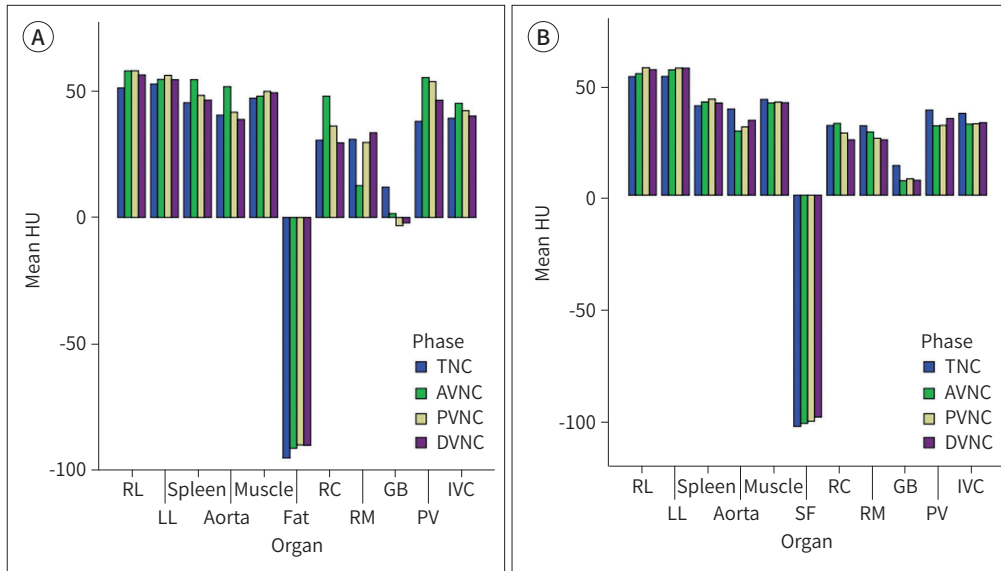


Table 2. Spearman Correlation between TNC and VNC Measurements Derived from DECT

	Twin Beam			Dual Source		
	AVNC	PVNC	DVNC	AVNC	PVNC	DVNC
RL	0.756 (<0.001)	0.698 (<0.001)	0.751 (<0.001)	0.765 (<0.001)	0.732 (<0.001)	0.765 (<0.001)
LL	0.791 (<0.001)	0.532 (0.002)	0.731 (<0.001)	0.785 (<0.001)	0.636 (<0.001)	0.768 (<0.001)
Spleen	0.113 (0.537)	0.276 (0.126)	0.251 (0.165)	0.410 (0.034)	0.459 (0.016)	0.201 (0.315)
Aorta	0.361 (0.043)	0.373 (0.036)	0.552 (0.001)	0.378 (0.039)	0.623 (<0.001)	0.560 (0.001)
PM	0.573 (0.001)	0.558 (0.001)	0.612 (<0.001)	0.670 (<0.001)	0.665 (<0.001)	0.564 (0.001)
SF	0.958 (<0.001)	0.946 (<0.001)	0.967 (<0.001)	0.935 (<0.001)	0.946 (<0.001)	0.931 (<0.001)
RC	-0.154 (0.400)	-0.070 (0.705)	-0.035 (0.848)	0.373 (0.042)	0.440 (0.015)	0.467 (0.009)
RM	-0.028 (0.877)	0.238 (0.190)	0.309 (0.086)	0.602 (<0.001)	0.482 (0.007)	0.337 (0.068)
GB	0.692 (<0.001)	0.715 (<0.001)	0.647 (<0.001)	0.916 (<0.001)	0.913 (<0.001)	0.873 (<0.001)
PV	0.419 (0.019)	0.397 (0.027)	0.578 (0.001)	0.373 (0.046)	0.459 (0.012)	0.542 (0.002)
IVC	-0.159 (0.384)	0.145 (0.429)	0.402 (0.023)	0.266 (0.155)	0.360 (0.051)	0.568 (0.001)

Numbers in parentheses are *p* values, and statistical significance is set at *p* < 0.05.

AVNC = arterial VNC, DECT = dual-energy CT, DVNC = delayed VNC, GB = gallbladder, IVC = inferior vena cava, LL = left hemiliver, PM = paravertebral muscle, PV = portal vein, PVNC = portal VNC, RC = renal cortex, RL = right hemiliver, RM = renal medulla, SF = subcutaneous fat, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

나타났다(비장, 대동맥, 신수질, 하대정맥). 나머지 시기의 VNC에서는 PVNC의 비장에서만 평균 10 HU를 초과하는 차이를 보였다(Fig. 4B). AVNC의 비장과 PVNC의 피하지방이 각각 절대 오차 평균의 최대, 최소값을 나타내었다. Bland-Altman plot에서 TNC와 VNC 간의 차이를 보았고, 각 장기별로 다양한 분포를 보였다(Fig. 5). 각 환자별로 TNC와 VNC를 직접 비교하여 절대 오차가

Fig. 2. Axial TNC (A), arterial VNC (B), portal VNC (C), and delayed VNC (D) obtained with twin beam dual-energy CT in a 52-year-old male with hepatocellular carcinoma. Differences in attenuation values between TNC and VNCs of the left hemiliver were smaller than those of the spleen. TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

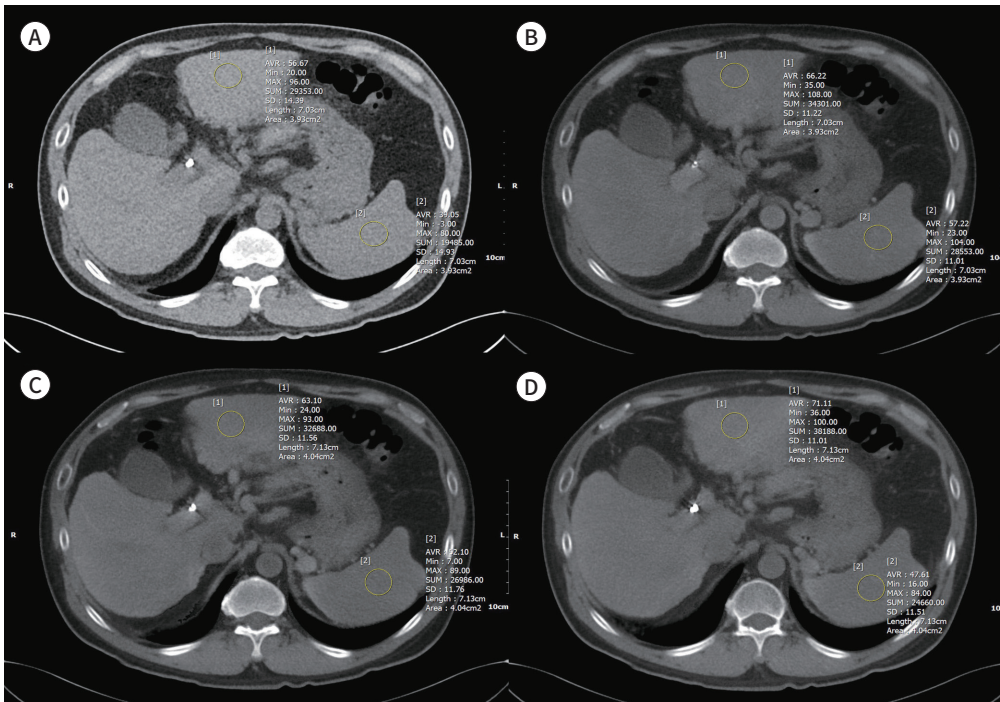


Fig. 3. Axial TNC (A), arterial VNC (B), portal VNC (C), and delayed VNC (D) obtained with dual-source dual-energy CT in a 62-year-old female with chronic hepatitis B. In the left hemiliver, differences in attenuation values between TNC and VNCs were not large, whereas in the spleen, differences were quite large. TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

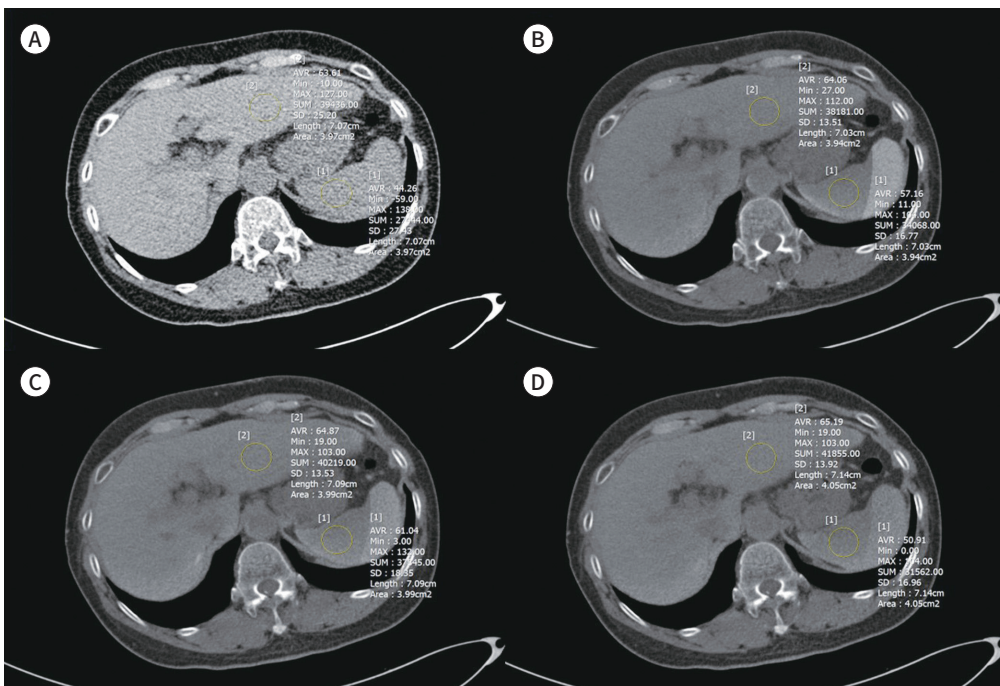
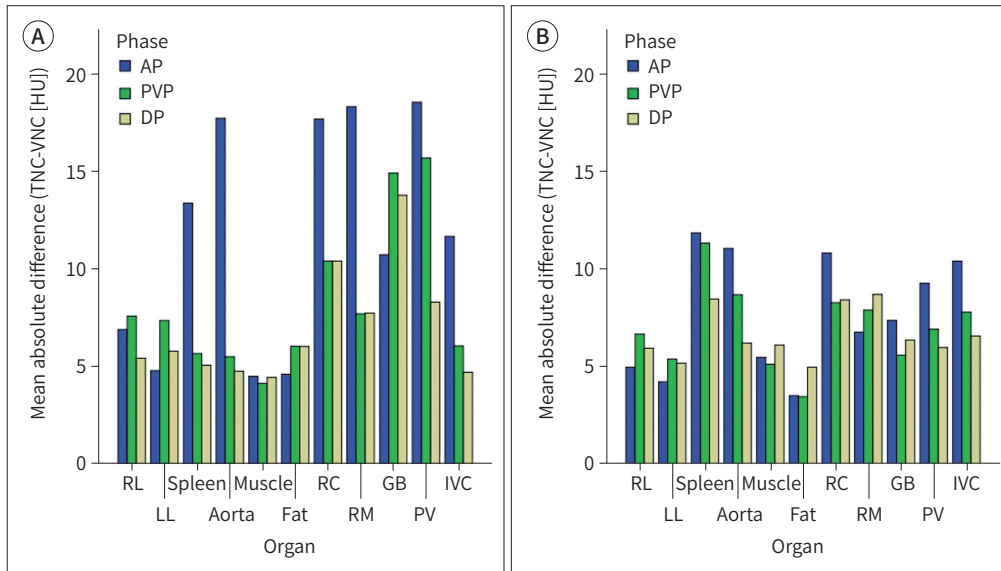


Fig. 4. Bar graphs showing mean absolute differences in different organs between TNC and multiphasic VNC derived from tbDECT (A) and dsDECT (B).

AP = arterial phase, DP = delayed phase, dsDECT = dual source dual-energy CT, GB = gallbladder, HU = Hounsfield units, IVC = inferior vena cava, LL = left hemiliver, PV = portal vein, PVP = portal venous phase, RC = renal cortex, RL = right hemiliver, RM = renal medulla, tbDECT = twin beam dual-energy CT, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image



10 HU를 초과하는 빈도를 Table 3에 정리하였다. 장기별로 10 HU를 초과하는 빈도의 비율을 보면 tbDECT에서는 AVNC의 피하지방(0%)이 모두 10 HU 이하의 오차를 보여 가장 낮은 빈도로 나타났다, AVNC의 간문맥(83.9%)이 가장 큰 빈도로 나타났다. dsDECT에서는 AVNC와 PVNC의 피하지방(3.3%)이 가장 낮은 빈도를 보였고, AVNC의 대동맥(60.0%)이 가장 큰 빈도를 보였다. 모든 장기에 대하여 tbDECT는 AVNC, PVNC, DVNC에서 각각 56.6%, 69.2%, 78.6%가 10 HU 이하의 오차를 보였고, dsDECT는 각각 70.5%, 78%, 78%를 보였다.

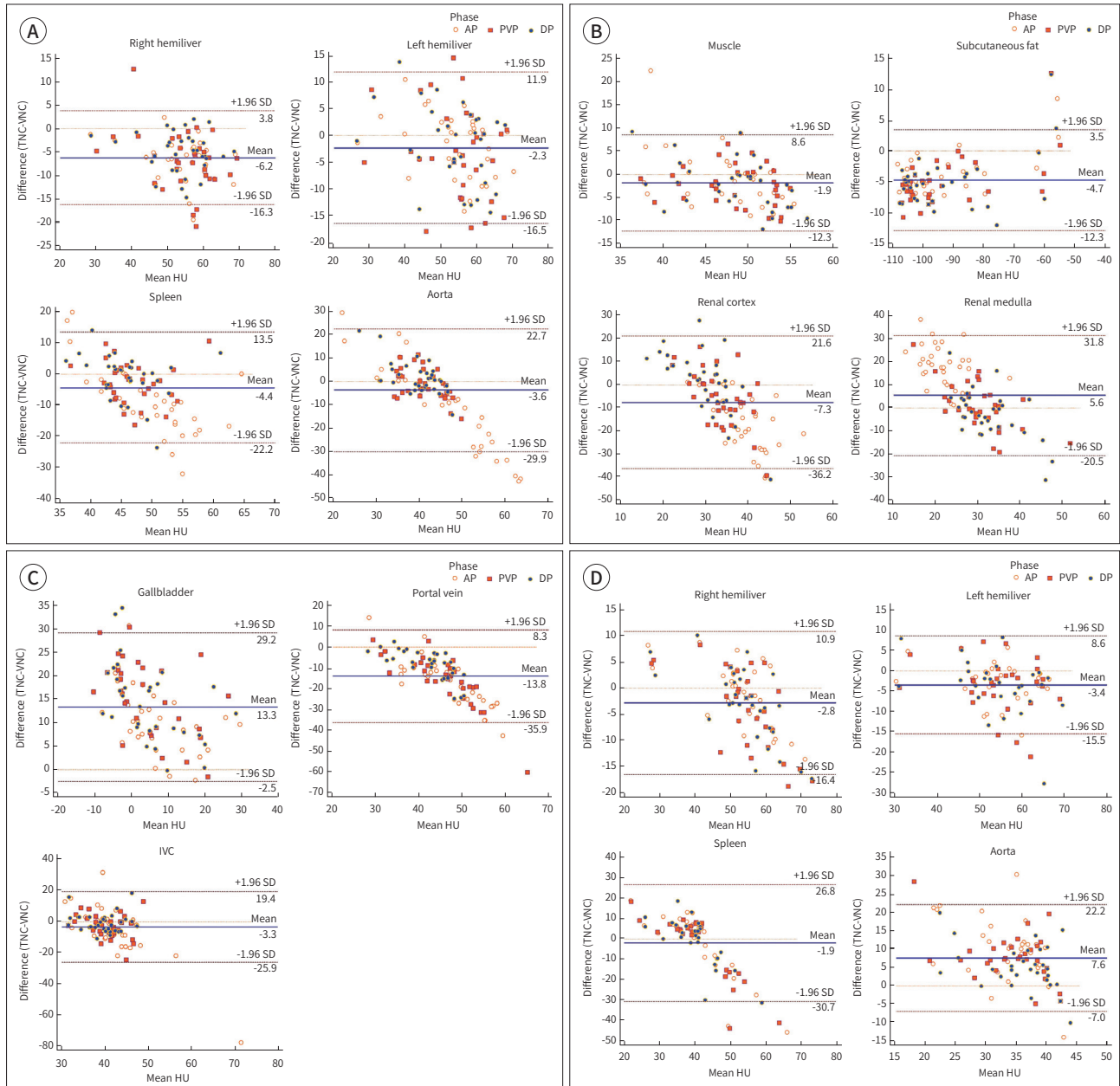
고찰

TNC는 낭종, 혈종, 농양 등의 진단에 도움이 되지만 임상적인 중요성은 상대적으로 떨어져 방사선 조사량 조절 등의 목적으로 TNC를 생략한 CT 검사가 많이 시행되고 있다. 영상 검사를 시행하기 전에 TNC의 필요 여부를 알 수 있는 경우는 드물며 이미 TNC가 생략된 검사를 진행하고 난 다음에는 즉각적인 TNC를 얻기 어렵다는 문제가 있다. DECT를 통한 VNC는 이와 같은 문제를 해결하는 데 도움이 될 수 있다. 다양한 방식의 DECT를 이용하여 VNC의 효용성을 평가는 연구들이 있었으며 한정된 장기나 상황에서 TNC의 대안이 될 수 있으나 TNC를 완벽히 대체할 수 있는 결과를 보이지는 못했다(10, 16, 17).

본 연구의 결과에서 두 종류의 DECT는 모두 각 장기별, 시기별 TNC와 VNC 간의 attenuation values의 평균 비교에서 유의한 차이를 보였으나 상관분석에서는 다수의 항목에서 의미 있는 상관관계를 보였다. 다른 방식의 DECT로 TNC와 VNC의 상관관계를 비교한 이전 연구들은 복부 내

Fig. 5. Bland-Altman graphs showing the distribution of attenuation differences between TNC and multiphasic VNC derived from tbDECT (A-C) and dsDECT (D-F). Solid lines represent mean differences, and long dashed lines represent 2.5% and 97.5% percentiles of difference distribution.

AP = arterial phase, DP = delayed phase, dsDECT = dual source dual-energy CT, HU = Hounsfield units, IVC = inferior vena cava, PVP = portal venous phase, SD = standard deviation, tbDECT = twin beam dual-energy CT, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image



고형장기들과 혈관들이 두 측정값 간에 유의한 상관관계가 있다고 보고하였다(22-25). dsDECT는 선형 연구 결과들과 일치하는 모습을 보인 반면 tbDECT는 간, 대동맥, 척추주위근육, 담낭, 간문맥, 지방의 경우 유의한 상관관계를 보였으나 비장과 신장에서 유의한 상관관계를 보이지 않아 이전 연구와 일부 다른 결과를 나타냈다. tbDECT의 TNC와 VNC 간의 장기별 평균 차이와 Bland-Altman 그림을 참조하면 간, 비장, 지방은 VNC가 TNC에 비해 높은 값을 나타냈고, 이는 이전 연

Fig. 5. Bland-Altman graphs showing the distribution of attenuation differences between TNC and multiphasic VNC derived from tbDECT (A-C) and dsDECT (D-F). Solid lines represent mean differences, and long dashed lines represent 2.5% and 97.5% percentiles of difference distribution (Continued).

AP = arterial phase, DP = delayed phase, dsDECT = dual source dual-energy CT, GB = gallbladder, HU = Hounsfield units, IVC = inferior vena cava, PVP = portal venous phase, tbDECT = twin beam dual-energy CT, SD = standard deviation, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

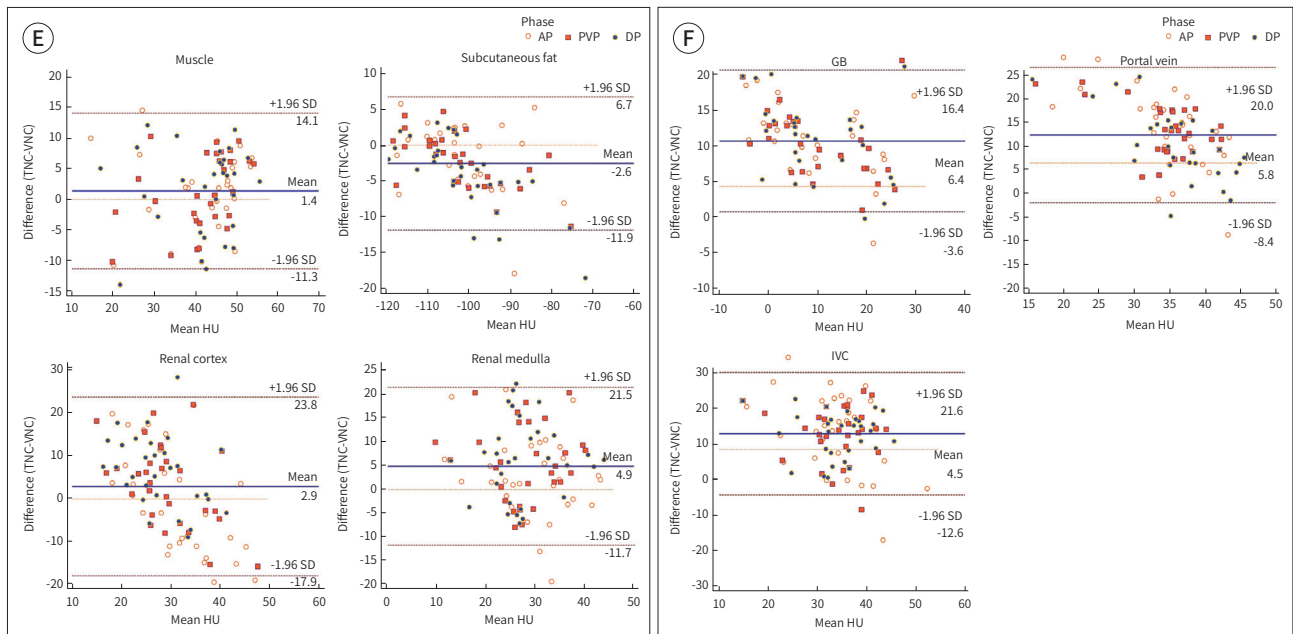


Table 3. Number of CT Scans with Absolute Difference > 10 HU between TNC and VNC Measurements Derived from DECT

	Twin Beam Dual Energy CT (n = 32)			Dual Source Dual Energy CT (n = 30)		
	AVNC	PVNC	DVNC	AVNC	PVNC	DVNC
RL	7 (21.9)	10 (31.3)	5 (15.6)	3 (10.0)	8 (26.7)	6 (20.0)
LL	3 (9.4)	10 (31.3)	7 (21.9)	4/29 (13.8)	3/29 (10.3)	4/29 (13.8)
Spleen	17 (53.1)	5 (15.6)	5 (15.6)	10/28 (35.7)	9/28 (32.1)	8/28 (28.6)
Aorta	20 (60.5)	4 (12.5)	4 (12.5)	18 (60.0)	9 (30.0)	6 (20.0)
PM	1 (3.1)	1 (3.1)	1 (3.1)	3 (10.0)	2 (6.7)	6 (20.0)
SF	0 (0.0)	4 (12.5)	2 (6.3)	1 (3.3)	1 (3.3)	4 (13.3)
RC	23 (71.9)	15 (46.9)	12 (37.5)	17 (56.7)	9 (30.0)	11 (36.7)
RM	26 (81.3)	10 (31.3)	8 (25.0)	6 (20.0)	7 (23.3)	10 (33.3)
GB	16/31 (51.6)	22/31 (71.0)	19/31 (61.3)	6/27 (22.2)	4/27 (14.8)	5/27 (18.5)
PV	26/31 (83.9)	21/31 (67.7)	9/31 (29.0)	12/29 (41.4)	10/29 (34.5)	5/29 (17.2)
IVC	13 (40.6)	6 (18.8)	3 (9.4)	15 (50.0)	9 (30.0)	6 (20.0)
All organs	152/350 (43.4)	108/350 (30.8)	75/350 (21.4)	95/322 (29.5)	71/322 (22.0)	71/322 (22.0)

Numbers in parentheses are percentages.

AVNC = arterial VNC, DECT = dual-energy CT, DVNC = delayed VNC, GB = gallbladder, HU = Hounsfield units, IVC = inferior vena cava, LL = left hemiliver, PM = paravertebral muscle, PV = portal vein, PVNC = portal VNC, RC = renal cortex, RL = right hemiliver, RM = renal medulla, SF = subcutaneous fat, TNC = true non-contrast image, VNC = virtual non-contrast image

구 결과들과 일치한다(13, 23, 24). 이전 연구들에서 지방의 평균 attenuation values가 VNC가 TNC 보다 높게 보인다는 점을 바탕으로 VNC에서도 부신의 10 HU 이하의 결절성 병변을 lipid rich adenoma로 진단할 수 있다고 보고한 바 있다(1, 26, 27). 본 연구의 tbDECT에서도 지방은 VNC가 더 높게 측정되어 부신의 lipid rich adenoma 진단에 도움이 될 수 있을 것이라 추정되며 후속 연구를 통한 검증이 필요하겠다. 신장의 경우 일부 TNC보다 VNC가 더 낮다는 보고(10, 13, 21)와 오히려 VNC에서 더 높은 값을 보인다는 보고(10, 19, 20, 22)가 있어 뚜렷하게 정립된 경향성은 없다. 본 연구에서 tbDECT의 신피질은 AVNC와 PVNC에서 TNC보다 의미 있게 높은 값을 보였고, DVNC에서는 차이가 없었다. 신수질은 AVNC에서만 VNC가 더 낮은 값을 보였다. 특히 AVNC에서 신피질과 신수질의 TNC, VNC 간의 평균 차이는 18 HU가 넘는 큰 차이를 보였다. 5 HU 내외의 차이를 보인 dsDECT나, 10 HU 이하로 보고했던 이전 연구들(10, 16)과 비교하여 상당한 차이를 보였으며 tbDECT의 AVNC가 불완전한 iodine subtraction이 되고 있음을 시사한다.

VNC가 임상적으로 TNC를 대체하기 위해서는 그 오차의 범위가 10 HU 이하일 때 가능하다(28-30). 10 HU의 허용 오차를 고려하여 각 환자별 TNC와 VNC 간의 차이를 직접 비교하여 본 결과 두 종류의 DECT 중 dsDECT는 각 시기별로 허용 오차 범위 이내일 경우가 70%에서 80% 사이로 기존 연구들(1, 28-30)과 일치하는 결과를 보인 반면 tbDECT는 더 낮은 빈도를 보였고, 특히 AVNC에서는 56%만이 허용 오차 범위 이내였다. 두 종류의 DECT 모두 AVNC에서 가장 낮은 빈도를 보였고, 특히 혈관들과 이 시기에 혈류 공급이 풍부한 과혈류 장기들(비장, 신피질 등)에서 허용 오차 범위 이내인 빈도가 적었다. 이는 동맥기의 iodine 농도가 높은 장기에서 iodine subtraction이 제대로 되지 않았음을 시사한다. 최근 개발된 3세대 dsDECT나 이중층 검출기를 이용한 연구들에서 지방 VNC의 부정확성을 보고하였으나 본 연구에서는 이와 반대로 두 종류의 DECT 모두 10 HU 이하의 오차를 보이는 경우가 피하지방에서 가장 많았다(1, 16, 30). 특히 tbDECT의 AVNC에서는 허용 오차 범위를 초과하는 경우가 한 건도 없었다. Durieux 등(1)은 3세대 dsDECT를 이용한 연구에서 담낭, 방광 등 낭성 장기와 지방, 신장이 상당한 오차를 보이며 이는 VNC의 오차가 iodine subtraction의 부정확성뿐만 아니라 후처리 알고리즘 등 다른 원인이 있을 수 있음을 시사한다고 보고 한 바 있다. 본 연구의 tbDECT 또한 담낭에서 상당한 오차를 보였다는 점에서 선행 연구의 주장을 뒷받침할 수 있다.

다중 시기 DECT에서 VNC를 구현하는데 가장 적절한 시기를 찾고자 하는 연구들이 있었다. VNC의 attenuation values에 영상 시기가 영향을 주지 않는다는 보고가 있었다(10, 13, 20-22). 간에서는 AVNC가 더 낮다는 연구들(20, 21)이 있는 반면 PVNC가 더 낮다는 연구들(19, 22)도 있었다. 또한 신장에서도 AVNC가 더 낮다는 연구(10)와 AVNC, PVNC 간에 차이가 없다는 연구가 상충되었다(13, 20, 22). 따라서 다중 시기 중 어느 시기가 VNC 구현에 가장 적절한지에 대한 합의는 아직 부족한 실정이다. 본 연구에서도 일부 혈관, 비장, 신장 등과 같이 AVNC에서 특히 큰 비율로 허용 오차를 초과하는 장기들이 있었으나 나머지 장기에 대한 각 시기별 VNC의 허용 오차 초과 비율은 비슷하였다. 전체 장기에 대한 허용 오차 이내인 비율을 비교해 보면 PVNC, DVNC가 AVNC 보다 높은 비율을 보였으나 이마저도 80% 미만으로 TNC를 대체하기에는 만족스럽지 않은 결과였다. 따라서 적절한 VNC 구현 시기를 선택하기에는 어려움이 있다.

본 연구에는 몇 가지 제한 점이 있다. 첫 번째로 후향적으로 진행된 연구였으며 상대적으로 적은 수의 데이터를 통한 분석이라는 한계점이 있다. 다음으로 오직 정량적 분석만이 시행되었고, 영상 질에 대한 평가가 빠져있다. VNC가 TNC를 대체할 수 있는가를 평가하기 위해서는 attenuation values의 일치도뿐만 아니라 영상의 질도 중요한 고려 요인이 될 수 있다. 따라서 이에 대한 후속 연구가 필요하겠다. ROI 측정치를 이용한 연구로 ROI가 병변 전체를 대변하지 못한다는 한계가 있다. 특히 신피질, 신수질, 혈관 등과 같이 아주 작은 면적에 ROI를 그릴 경우 표본추출 오차가 더 크게 작용하였을 수 있다.

결론적으로 tbDECT와 dsDECT의 VNC와 TNC 간의 attenuation values 차이는 작지 않아 VNC가 TNC를 대체하기에는 어려움이 있다. 다중 시기 VNC 평가에서 AVNC는 가장 높은 빈도로 허용 오차를 초과했으며 특히 혈관들과 과혈관성 장기들에서 좋지 않은 결과를 보였다.

Author Contributions

Conceptualization, L.J.S., C.G.M.; data curation, L.J.S.; formal analysis, L.J.S., K.D.R.; funding acquisition, L.J.S., investigation, L.J.S., K.S.Y., K.J.J.; methodology, C.G.M., K.B.S.; project administration, C.G.M., K.B.S.; resources, L.K.R., K.D.R.; supervision, C.G.M.; validation, K.D.R., K.B.S.; visualization, K.J.J., L.K.R.; writing—original draft, L.J.S., C.G.M.; and writing—review & editing, K.B.S., K.S.Y., L.K.R., K.J.J., K.D.R.

Conflicts of Interest

The authors have no potential conflicts of interest to disclose.

Funding

This work was supported by a research grant from Jeju National University Hospital in 2017 (No. 2017-24).

REFERENCES

1. Durieux P, Gevenois PA, Muylem AV, Howarth N, Keyzer C. Abdominal attenuation values on virtual and true unenhanced images obtained with third-generation dual-source dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol* 2018;210:1042-1058
2. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, et al. Material separation using dual-energy CT: current and emerging applications. *Radiographics* 2016;36:1087-1105
3. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual-and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology* 2015;276:637-653
4. Rutt B, Fenster A. Split-filter computed tomography: a simple technique for dual energy scanning. *J Comput Assist Tomogr* 1980;4:501-509
5. Obmann MM, Kelsch V, Cosentino A, Hofmann V, Boll DT, Benz MR. Interscanner and intrascanner comparison of virtual unenhanced attenuation values derived from twin beam dual-energy and dual-source, dual-energy computed tomography. *Invest Radiol* 2019;54:1-6
6. Euler A, Obmann MM, Szucs-Farkas Z, Mileto A, Zaehring C, Falkowski AL, et al. Comparison of image quality and radiation dose between split-filter dual-energy images and single-energy images in single-source abdominal CT. *Eur Radiol* 2018;28:3405-3412
7. Kaemmerer N, Brand M, Hammon M, May M, Wuest W, Krauss B, et al. Dual-energy computed tomography angiography of the head and neck with single-source computed tomography: a new technical (split filter) approach for bone removal. *Invest Radiol* 2016;51:618-623
8. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, Manneck S, Dashti D, Krauss B, et al. Initial results of a single-source dual-energy computed tomography technique using a split-filter: assessment of image quality, radiation dose, and accuracy of dual-energy applications in an in vitro and in vivo study. *Invest Radiol* 2016;51:491-498
9. Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: new horizon in medical imaging. *Korean J Radiol* 2017;18:555-569
10. Lin YM, Chiou YY, Wu MH, Huang SS, Shen SH. Attenuation values of renal parenchyma in virtual noncontrast

images acquired from multiphase renal dual-energy CT: comparison with standard noncontrast CT. *Eur J Radiol* 2018;101:103-110

11. Kelly J, Raptopoulos V, Davidoff A, Waite R, Norton P. The value of non-contrast-enhanced CT in blunt abdominal trauma. *AJR Am J Roentgenol* 1989;152:41-48
12. Smith RC, Rosenfield AT, Choe KA, Essenmacher KR, Verga M, Glickman MG, et al. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995;194:789-794
13. Sahni VA, Shinagare AB, Silverman SG. Virtual unenhanced CT images acquired from dual-energy CT urography: accuracy of attenuation values and variation with contrast material phase. *Clin Radiol* 2013;68:264-271
14. Song KD, Kim CK, Park BK, Kim B. Utility of iodine overlay technique and virtual unenhanced images for the characterization of renal masses by dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol* 2011;197:W1076-W1082
15. Kim YK, Park BK, Kim CK, Park SY. Adenoma characterization: adrenal protocol with dual-energy CT. *Radiology* 2013;267:155-163
16. Javadi S, Elsharif S, Bhosale P, Jensen CT, Layman RR, Jacobsen MC, et al. Quantitative attenuation accuracy of virtual non-enhanced imaging compared to that of true non-enhanced imaging on dual-source dual-energy CT. *Abdom Radiol (NY)* 2020;45:1100-1109
17. Toepker M, Moritz T, Krauss B, Weber M, Euler G, Mang T, et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values. *Eur J Radiol* 2012;81:e398-e405
18. De Cecco CN, Buffa V, Fedeli S, Luzietti M, Vallone A, Ruopoli R, et al. Dual energy CT (DECT) of the liver: conventional versus virtual unenhanced images. *Eur Radiol* 2010;20:2870-2875
19. De Cecco CN, Darnell A, Macías N, Ayuso JR, Rodríguez S, Rimola J, et al. Virtual unenhanced images of the abdomen with second-generation dual-source dual-energy computed tomography: image quality and liver lesion detection. *Invest Radiol* 2013;48:1-9
20. Zhang LJ, Peng J, Wu SY, Wang ZJ, Wu XS, Zhou CS, et al. Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study. *Eur Radiol* 2010;20:2257-2264
21. De Cecco CN, Muscogiuri G, Schoepf UJ, Caruso D, Wichmann JL, Cannà PM, et al. Virtual unenhanced imaging of the liver with third-generation dual-source dual-energy CT and advanced modeled iterative reconstruction. *Eur J Radiol* 2016;85:1257-1264
22. Barrett T, Bowden DJ, Shaida N, Godfrey EM, Taylor A, Lomas DJ, et al. Virtual unenhanced second generation dual-source CT of the liver: is it time to discard the conventional unenhanced phase? *Eur J Radiol* 2012; 81:1438-1445
23. Kaufmann S, Sauter A, Spira D, Gatidis S, Ketelsen D, Heuschmid M, et al. Tin-filter enhanced dual-energy-CT: image quality and accuracy of CT numbers in virtual noncontrast imaging. *Acad Radiol* 2013;20:596-603
24. Slebocki K, Kraus B, Chang DH, Hellmich M, Maintz D, Bangard C. Incidental findings in abdominal dual-energy computed tomography: correlation between true noncontrast and virtual noncontrast images considering renal and liver cysts and adrenal masses. *J Comput Assist Tomogr* 2017;41:294-297
25. Borhani AA, Kulzer M, Iranpour N, Ghodadra A, Sparrow M, Furlan A, et al. Comparison of true unenhanced and virtual unenhanced (VUE) attenuation values in abdominopelvic single-source rapid kilovoltage-switching spectral CT. *Abdom Radiol (NY)* 2017;42:710-717
26. Ho LM, Marin D, Neville AM, Barnhart HX, Gupta RT, Paulson EK, et al. Characterization of adrenal nodules with dual-energy CT: can virtual unenhanced attenuation values replace true unenhanced attenuation values? *AJR Am J Roentgenol* 2012;198:840-845
27. Botsikas D, Triponez F, Boudabbous S, Hansen C, Becker CD, Montet X. Incidental adrenal lesions detected on enhanced abdominal dual-energy CT: can the diagnostic workup be shortened by the implementation of virtual unenhanced images? *Eur J Radiol* 2014;83:1746-1751
28. Laukamp KR, Ho V, Obmann VC, Herrmann K, Gupta A, Borggreffe J, et al. Virtual non-contrast for evaluation of liver parenchyma and vessels: results from 25 patients using multi-phase spectral-detector CT. *Acta Radiol* 2020;61:1143-1152
29. Sauter AP, Muenzel D, Dangelmaier J, Braren R, Pfeiffer F, Rummeny EJ, et al. Dual-layer spectral computed tomography: virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *Eur J Radiol* 2018;104:108-114
30. Ananthkrishnan L, Rajiah P, Ahn R, Rassouli N, Xi Y, Soesbe TC, et al. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdom Radiol (NY)* 2017;42: 702-709

간의 단일선원 Twin Beam과 이중선원 이중에너지 전산화단층촬영의 비조영증강 영상과 가상 비조영증강 영상의 비교 연구

이정섭 · 최국명* · 김봉수 · 고수연 · 이경렬 · 김정재 · 김두리

목적 Twin beam dual-energy CT (이하 tbDECT)와 dual source DECT (이하 dsDECT)를 통해 얻은 true non-contrast image (이하 TNC)와 virtual non-contrast image (이하 VNC)의 attenuation values 차이를 평가해 보고자 한다.

대상과 방법 간 DECT를 촬영한 62명의 환자를 대상으로 하였다(tbDECT, 32명; dsDECT, 30명). TNC와 재구성한 arterial VNC (이하 AVNC), portal VNC (이하 PVNC), delayed VNC (이하 DVNC)에서 복부내 11개 장기에 대해 attenuation values를 측정하여 비교하였다. 또한 TNC와 VNC attenuation values의 절대오차가 10 Hounsfield units (이하 HU) 이하인 비율을 구하였다.

결과 TNC와 VNC의 평균 attenuation values 비교에서 각 DECT별 33개의 항목(3시기 VNC, 11개 장기) 중 tbDECT는 17개, dsDECT 19개 항목에서 유의한 차이를 보였다(Bonferroni correction $p < 0.0167$). 절대오차 10 HU이하인 비율은 tbDECT의 AVNC, PVNC, DVNC에서 각각 56.7%, 69.2%, 78.6%, dsDECT는 각각 70.5%, 78%, 78%이었고, 두 DECT모두 AVNC에서 가장 낮았다.

결론 두 DECT의 VNC는 적지 않은 attenuation values 차이로 TNC를 대체하기에는 충분하지 않다.

제주대학교 의과대학 제주대학교병원 영상의학과