eISSN 2384-1168 ISSN 2288-3509
Journal of Radiological Science and Technology, 40(2), 253-259 http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2017.40.2.10

<원저>

# 전산화단층영상검사에서 단일에너지와 이중에너지를 이용한 뼈 부피측정의 비교

## - Comparison of Bone Volume Measurements Using Conventional Single and Dual Energy Computed Tomography -

[1)]삼성서울병원 영상의학과·[2)]원광보건대학교 방사선과

김영균[1)]·박상훈[1)]·김연민[2)]

— 국문초록 —

이중에너지 전산화단층촬영으로 뼈를 검사하여 다양한 keV와 조영제 물질 억제(material suppression iodine; MSI), 물질구분(material decomposition; MD)기법을 적용하였을 때, 단일에너지 전산화단층촬영과 비교 평가함으로써 칼슘 부피의 변화를 파악하고자 하였다. 인체유사 팬톰을 이용하여 단일에너지 전산화단층촬영의 영상을 기준으로 이중에너지 전산화단층촬영의 각각 70 keV, 100 keV, 140 keV 및 70 keV-MSI와 MD 칼슘강조-물제거(material calcium weighting; MCW)와 MD 요오드강조-물제거(material iodine weighting; MIW)기법을 적용한 후, 칼슘의 부피를 Agatston score 값으로 비교 평가하였다. 인체유사 팬톰의 칼슘 부피는 keV가 증가할수록 감소하였다($p$<0.05). 가장 유사한 이중에너지 전산화단층촬영 집단은 70 keV로 그 차이는 각각 갈비뼈 35.8±12.2, 대퇴골 16.1±24.1, 골반 13.7±18.8, 척추 179.0±61.8이었다. 그러나 MSI의 부피는 부위별로 각각 갈비뼈 5.55%, 대퇴골 76.34%, 골반 55.16%, 척추 87.58%가 감소하였고, MD(MCW)는 각각 갈비뼈 55.96%, 대퇴골 80.78%, 골반 69.64%, 척추 54.23%가 줄었으며, MD(MIW)는 각각 갈비뼈 83.51%, 대퇴골 87.68%, 골반 86.64%, 척추 82.62%의 차이로 감소되었다($p$<0.05).

이중에너지 전산화단층촬영으로 검사 시, 뼈의 부피는 keV의 증가에 따라서 감소하게 되고 약 70 keV의 에너지 영역에서 CSCT 집단과 유사한 부피로 측정할 수 있다. 그리고 MSI와 MD의 임상기법을 적용한 부피측정은 상당한 오차가 발생하므로 유의하여 사용하여야 한다.

**중심 단어:** 이중에너지 전산화단층촬영, 뼈 부피측정, 물질 구분, 조영제 물질 억제

## Ⅰ. 서 론

전산화단층촬영(computed tomography; CT)은 무균성 해리, 골 흡수 또는 골 용해, 감염, 탈구, 금속 또는 금속 보철물 관련 문제가 의심되는 환자의 근골격계 수술 후 평가에 매우 중요한 역할을 한다[1,2]. 뼈는 골수, 치밀골, 해면질골 등 다양한 부분으로 구성되어 있으며 기능에 따라서 다르게 구성되어 있다. 특히 치밀골과 골소주는 매우 치밀한 골조직으로 구성되어 있다. 뼈의 구성요소와 밀도에 따라서 X선 감약이 달라지기 때문에 칼슘의 농도차이에 의하여 부피 측정 시 영향을 받는다[3].

고식적 단일에너지 전산화단층촬영(conventional single source CT; CSCT)는 다색방사선을 사용하여 영상을 획득하므로 비선형 부분체적효과와 선속경화에 따른 인공물을

This paper is performed by the will support Wonkwang Health Science Univ. 2017
Corresponding author: Yon-Min Kim, Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University, Iksan Daero 514, Iksan-si, Jeonrabok-do, 54538, Korea / Tel: +82-63-840-1238 / E-mail: kimyonmin@wu.ac.kr
Received 23 April 2017; Revised 18 May 2017; Accepted 30 May 2017

발생시킨다. 또한 금속을 투과하거나 근처를 지나가는 X선이 매우 감약되고 산란이나 광자부족 현상 등에 의하여 많은 영상의 손실이 발생된다. 따라서 CSCT로 얻어진 CT 값은 선속경화 현상으로 인하여 영상을 판독을 하는데 많은 제약이 발생하였다[4]. 특히 임상에서 CT 값의 변동성은 조영증강 검사 시 작은 단순 신낭종의 감쇠상승으로 진단적 오류를 범할 수 있기 때문에 CT 값의 정확성은 매우 중요하다[5].

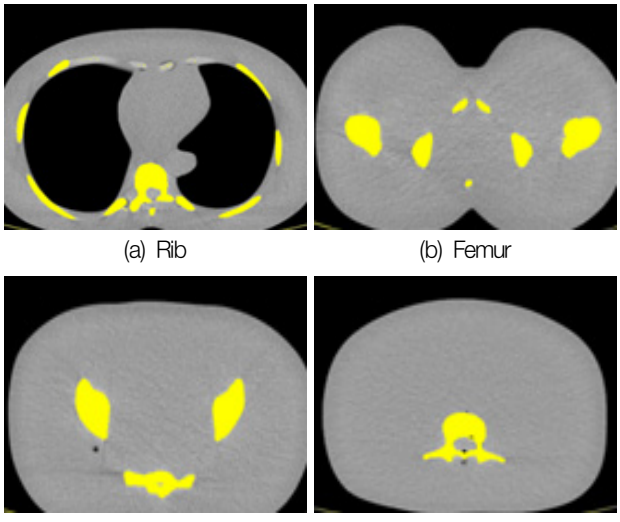
이중에너지 전산화단층촬영(dual energy CT; DECT)는 다양하고 잠재적인 임상응용과 함께 매우 주목받고 있는 영상기술 중 하나이다[6]. DECT는 두 개의 X선관에 서로 다른 관전압을 인가하거나 혹은 하나의 X선관에 서로 다른 전압을 인가하여 발생된 두 개의 광자 스펙트럼을 이용하여 영상화한다. DECT는 임의적인 에너지를 선택하여 가상의 단색광에너지영역(kilo electronic volt; keV)의 영상을 획득할 수 있는 분광영상기능(gemstone spectral imaging; GSI)이 있다[7]. 이러한 GSI 정보는 개개인에게 최적의 판독이 가능할 수 있도록 keV 단위로 설정할 수 있어서 정상조직과 병변을 잘 구분하는데 매우 용이하다[8]. 또한 DECT로 다른 유효 원자번호 물질을 검사하였을 때 물질구분(material decomposition; MD)이라는 능력이 있는데 이는 물질의 원자번호와 입사된 에너지에 따라 광자량 흡수의 의존성에서 기반한다. 또한 물질 농도별로 감약계수 사이의 일치성이 CSCT로 검사했을 때보다 정확한 결과를 얻을 수 있다. 이러한 기능은 물질의 특성에 따른 물질구분능력을 향상시키고 선속의 경화현상을 줄이거나 제거할 수 있다[2,9].

DECT로부터 파생된 가상비조영 영상(virtual non contrast; VNC)은 비조영 영상(true non contrast; TNC)과 같은 영상을 구현할 수 있어서 방사선량이나 스캔시간을 단축시킬 수 있다. 특히 조영제 물질 억제(material suppression iodine; MSI)를 적용한 영상은 VNC와 TNC 영상과 매우 뛰어난 상관관계를 보여준다. 따라서 대조도가 증가된 DECT 데이터는 흉부혈관이나 심장혈관의 칼슘 값 측정에 매우 유용하다[10,11]. 그리고 관상동맥 칼슘 채점(coronary calcium score; CAC)은 석회화와 요오드화 대조도 차이로 인하여 정확한 측정이 어렵기 때문에 비조영증강 영상을 이용하여 수행된다. 그러나 DECT로 검사한 영상은 에너지 영역과 다양한 임상기법의 적용에 따라 CT 값이 변화하고, 특히 부피측정에서 오차가 발생한다. 따라서 본 연구는 DECT로 뼈를 검사하여 다양한 keV와 MSI, MD 기법을 적용하였을 때 CSCT와 비교 평가함으로써 칼슘 부피의 변화를 파악하고자 하였다.

## Ⅱ. 대상 및 방법

GE Discovery 750 HD(General Electric medical system, Milwaukee, USA) CT를 이용하였고 팬텀은 Fig. 1과 같은 human phantom (76-083, Victoreen, Cleveland, USA)을 사용하였다. 칼슘의 부피는 aquarius intuition edition (Terarecon, California, USA)의 calcium score을 이용하여 Fig. 2와 같이 측정하였고, 역치값은 140 HU를 사용하였다.

Fig. 1 Human phantom



(a) Rib (b) Femur

(c) Pelvis (d) Spine

Fig. 2 Axial section view of human phantom for calcium score. The yellow color portion indicates above 140 CT number

CSCT 120 kVp로 획득한 영상을 기준으로 DECT에서 keV와 MSI 그리고 MD를 각각 다르게 적용한 calcium score 값을 비교평가 하였다.

칼슘의 부피측정에 영향을 주는 요인을 분석하기 위하여

**Table 1** Classification of energy factor

| Scan Mode | Energy (keV) | |
|---|---|---|
| CSCT (120 kVp) | Polychromatic | |
| DECT (80+140 kVp) | Monochormatic | 70 |
| | | 100 |
| | | 140 |

**Table 2** Classification of application factor

| Scan Mode | Application |
|---|---|
| CSCT (120 kVp) | Non |
| DECT (80+140 kVp) | 70keV - MSI |
| | 70keV - MD(MCW) |
| | 70keV - MD(MIW) |

MSI : Material suppression iodine, MD : Material decomposition, MCW: Material calcium weighting, MIW : Material iodine weighting.

Table 1, 2와 같이 인자를 변화시켜서 측정하였다.

1) GSI 영상에서 keV의 변화에 따라 칼슘 부피측정시 영향을 미치는지 파악하고자 70 keV와 100 keV 및 140 keV 세 가지 영역으로 구분하여 Table 1과 같이 측정하였다.

2) MSI는 조영제 성분을 제거하고 혈액성분으로 보상하기 때문에 화질의 변화가 일어난다. 그리고 MD는 특정 성분을 강조하거나 제거시키는 기법으로서, 칼슘 강조-물 제거(material calcium weighting; MCW)와 요오드 강조-물 제거(material iodine weighting; MIW) 두 가지 MD 영상을 획득하여 평가하였다. 이때 MSI와 MD는 70 keV 에너지 영역에서 Table 2와 같이 적용하였다.

3) 뼈의 구성요소 및 크기에 따라 부피측정의 차이가 발생할 수 있으므로 갈비뼈, 요추, 골반, 대퇴골 4가지 부위의 부피를 측정하였다.

팬텀의 스캔 조건은 CSCT에서 120 kVp, 130 mAs로 2.5 mm thickness에 2.5 mm interval, field of view는 40, pitch는 0.984, rotation time은 1.0 sec, algorithm은 standard로 설정하였으며 auto exposure control(AEC)은 사용하지 않았다. 이때 DECT는 GSI(80,140) kVp mode로 설정하고 $CTDI_{vol}$과 나머지 검사조건은 CSCT와 동일하게 설정하였다. 그리고 팬텀은 총 15회 반복 측정하여 평균값을 사용하였다.

통계는 프로그램은 PASW Statistics 18. Release 18.0.0을 이용하였고, human phantom의 부피가keV에 따라서 변화되는지 평가하기 위하여, paired t-test을 시행하여 유의수준 0.05로 집단 간의 측정 평균에 유의한 차이가 있는지 검정하였다.

## Ⅲ. 결 과

DECT의 keV 변화에 따른 human phantom의 부피를 CSCT와 비교한 결과는 Table 3과 같다. DECT의 keV가 증가함에 따라서 Agatston score는 감소하는 결과를 보였다.

CSCT 120 kVp 집단과 DECT 3그룹 간의 평균의 차이를 검정한 결과는 Table 4와 같다. CSCT 120 kVp와 DECT 140 keV의 비교에서 rib의 Agatston score가 유일하게 평균 부피에 유의한 차이가 없었고($p$=0.703), 나머지 그룹 간 검정에서는 Agatston score 평균 부피에 유의한 차이를 보였다($p$<0.05).

CSCT와 부피 차이가 가장 작으며, 가장 유사한 부피를 측정할 수 있는 DECT 집단은 70 keV로 그 차이는 각각 갈비뼈 35.81±12.21, 대퇴골 16.15±24.1, 골반 13.77±18.87, 척추 179.04±61.81이었으며, 통계적으로 평균에 유의한 차이가 있으며 부피측정에 상당한 오차가 존재함을 알 수 있었다. 그 외에도 CSCT의 갈비뼈, 대퇴골, 골반, 척추의 칼슘 부피와 keV별 DECT의 Agatston score는 모두 Table 4와 같이 부피측정 값의 평균에 큰 차이를 보였다($p$<0.05).

DECT의 임상기법 적용에 따른 부피를 평가한 결과는 Table 5와 같다. Human phantom의 부피가 임상기법의 종

**Table 3** Results of Agatston score with body regions

| Scan Mode | Energy | Region | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | Rib | Femur | Pelvis | Spine |
| CSCT (120kVp) | Polychromatic | 567.22±4.16 | 3,916.97±14.56 | 3,965.39±24.35 | 4,769.7±58.67 |
| DECT (80+140 kVp) | 70 keV | 603.03±10.85 | 3,933.11±20.25 | 3,979.16±18.49 | 4,948.74±10.79 |
| | 100 keV | 578.33±11.86 | 3,822.43±25.45 | 3,908.02±15.67 | 4,645.46±19.93 |
| | 140 keV | 568.85±14.97 | 3,238.3±116.57 | 3,499.49±70.84 | 3,211.6±121.31 |

CSCT: Conventional single source CT, DECT: Dual energy CT.

**Table 4** Agatston score compared with CSCT and DECT keV by body regions

| | Body Region | Mean | *SD* | *t* | *p*-value |
|---|---|---|---|---|---|
| CSCT - DECT 70keV | Rib | -35.80733 | 12.20181 | -11.366 | 0.001 |
| | Femur | -16.14033 | 24.09083 | -2.595 | 0.021 |
| | Pelvis | -13.76371 | 18.86986 | -2.825 | 0.014 |
| | Spine | -179.0364 | 61.80062 | -11.220 | 0.001 |
| CSCT - DECT 100keV | Rib | -11.10880 | 13.51122 | -3.184 | 0.007 |
| | Femur | 94.53680 | 31.95520 | 11.458 | 0.001 |
| | Pelvis | 57.37313 | 24.77699 | 8.968 | 0.001 |
| | Spine | 124.2404 | 66.14241 | 7.275 | 0.001 |
| CSCT - DECT 140keV | Rib | -1.62767 | 16.17041 | -.390 | 0.703 |
| | Femur | 678.5754 | 117.6347 | 22.341 | 0.001 |
| | Pelvis | 465.9016 | 71.81529 | 25.126 | 0.001 |
| | Spine | 1,558.024 | 113.1648 | 53.322 | 0.001 |

SD: standard deviation, t: test statistic, *p*-value by paired t-test, CSCT: conventional single source CT, DECT: dual energy CT.

**Table 5** Results of Agaston score with body regions

| Scan Mode | | Region | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | Rib | Femur | Pelvis | Spine |
| CSCT | 120 kVp | 567.22±4.16 | 3,916.97±14.56 | 3,965.39±24.35 | 4,769.7±58.67 |
| DECT | MSI | 535.73±13.68 | 926.72±36.04 | 1,778.16±98.74 | 592.23±23.81 |
| | MD(MCW) | 249.78±7.24 | 752.91±16.91 | 1,203.75±20.29 | 2,183.21±25.83 |
| | MD(MIW) | 93.56±6.40 | 482.73±20.61 | 529.82±8.99 | 829.21±56.59 |

CSCT: conventional single source CT, DECT: dual energy CT, MCW: material calcium weighting, MIW: material iodine weighting.

류에 따라서 변화되는지 평가하기 위하여 CSCT Agatston score와 대응표본 t-test를 시행한 결과, *p*값은 모두 0.001보다 작게 나타나 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 결과적으로 임상에 사용되는 DECT의 MSI와 MD기법 적용은 칼슘부피 측정에 상당한 차이가 있었다.

## Ⅳ. 고 찰

DECT는 임상에서 근골격계 질환의 진단을 매우 용이하게 하는 영상기술로서 많은 발전이 있었다. DECT로부터 파생된 VNC는 TNC와 같은 영상을 구현할 수 있어서 방사선량이나 스캔시간을 단축시킬 수 있다. 그리고 MSI를 적용한 영상은 VNC와 TNC 영상과 매우 뛰어난 상관관계를 보여준다[10,11]. 따라서 특정 성분의 대조도가 증가된 DECT의 영상은 주요 흉부혈관이나 심장혈관의 칼슘 값 측정에 매우 유용하다.

또한 J. Cao의 연구에 의하면 DECT의 VNC 영상은 무릎에서 외상성 골수 병변의 발견을 용이하게 하고 MRI영상과 견주어 매우 훌륭한 진단적 가치를 얻을 수 있다고 발표하였다[12]. 특히 MD 영상은 MRI 영상과 비교하여 골수부종의 평가를 위한 좋은 대안으로서 매우 실현가능하고 제언하였다[13]. Wait JM.의 선행연구에서 DECT를 이용한 물질의 밀도 측정은 DECT 물질 밀도 측정은 이중에너지 X선 흡수법(dual-energy x-ray absorptiometry; DEXA) 골밀도(Bone mineral density; BMD)보다 이론적으로 더 민감하게 반응하고, MD 영상의 BMD가 DEXA-BMD 측정과 상관관계가 매우 높다고 발표하였다[14]. 하지만 다수의 선행 논문에서 DECT 영상을 이용한 물질의 밀도나 농도 측정 시, 산란 및 인체물질의 기하학적 상황을 고려하여 추가적인 보정이 필요함을 제언하였다. 따라서 본 연구는 DECT의 다양한 근골격계의 임상적용 가능성과 한계점을 파악하고 팬텀실험을 통하여 부피 측정을 정량적으로 파악하고자 하였다.

DECT는 keV를 조절하거나 MD기법을 적용하여 다양한 신체 물질을 구분하고 특징화할 수 있다. 이러한 물질 구분은 에너지와 칼슘과 요오드처럼 높은 원자번호를 가진 물질이 에너지에 따라서 다른 감약을 나타내는 것에서 기반한다[15]. DECT의 특징상 keV에 따라서 CT 값이 상당히 변화

되기 때문에 부피 측정에도 차이가 발생하였다. 특히 근골격계 수술에서 뼈의 단면 영상뿐만 아니라, 뼈 자체의 칼슘 부피 및 BMD 수치의 정량적 측정도 매우 중요하기 때문에 keV를 조절하거나 다양한 임상기법을 적용하여 그 수치가 CSCT와 비교하여 얼마나 변하는지 파악하였다.

DECT 영상은 칼슘조직과 조영제 성분의 차이를 구분하고 감별할 수 있으나 그 정확성은 CT 감약계수가 낮을 때 매우 제한적이며 조직의 밀도에 의존되는 한계점이 있다. 높은 감약을 지닌 피질골의 감별은 CSCT를 이용하여, 임상에서 사용하는 상대적으로 단순한 농도에 기반한 알고리즘을 이용하면 비교적 어렵지 않게 얻을 수 있다. 하지만 뼈 성분 제거의 주요한 어려움은 피질골의 가장자리나 골수내 골소주처럼 낮은 감약의 뼈에서 오는 부분체적효과에서 발생하는 것에 있다[16]. 이러한 낮은 감약의 뼈의 voxel 값은 조영제가 희석된 혈액과 비교하여 유사하거나 조금 높은 CT 감약 값을 지닌다. 본 논문의 실험에서 척추의 부피를 MSI기법을 적용하여 측정한 결과, Agastson score값이 4,177.48±61.54 차이로 약 87,6% 감소시키는 오차가 발생하였다. 이는 골조직의 밀도가 낮은 부분을 상당히 제거하고 척추 몸체의 테두리 부분만 측정하는 오류가 발생하였기 때문이다.

Human phantom의 뼈 성분은 CT 값이 500 이하로 낮은 칼슘성분으로 구성되어 있어 한계점이 있었다. 실제로 신체의 주요 혈관이나 요로에서 발생하는 칼슘의 CT 값은 1,000 이상으로 매우 밀도가 높은 성분으로 되어있다. 또한 칼슘의 종류도 매우 다양하다. 본 논문의 칼슘 농도에 따른 변화량 반영하였지만 임상 환자에서 발생되는 다양한 종류의 칼슘을 파악하는데 한계가 있다. 따라서 추후 실제 환자에게 질병으로 발생되는 높은 CT 값을 지닌 칼슘의 부피를 측정하는 임상실험을 추가로 진행할 필요가 있다.

Yu. L의 연구에 의하면 DECT의 keV를 다르게 하였을 때 영상의 CNR에 차이가 발생하고 영상화된 물질의 X선 감약을 대표하는 독특하고 정량적인 측정지표인 CT 감약계수가 불확실하면 조직과 병변 사이의 차이를 반영하지 못하고 진단하는데 어려움을 줄 수 있다고 보고하였다[17]. 즉 임상에서 판독의 신뢰를 향상시키기 위하여 정확한 keV 영역대를 찾는 노력이 필요하다. 본 논문의 실험은 환자의 뼈의 골밀도나 부피를 측정 시, 적용할 수 있는 정량화된 팬텀 실험으로서 매우 의미가 있다.

CSCT 120 kVp 영상과 MSI와 MD기법을 적용한 부피를 대응표본 t-test를 시행한 결과, 상관관계가 있었으나 모든 부위에서 평균의 차이가 상당히 많이 발생하였다. 결과적으로 임상에 사용되는 DECT의 MSI와 MD기법 적용은 칼슘부피를 상당한 차이로 감소시킴으로서 칼슘의 부피 측정 시 매우 제한적이었다. 따라서 이러한 기법을 적용한 뼈의 부피측정은 매우 유의하여 사용하여야 하고, 어떠한 기법도 적용하지 않은 70 keV 에너지 영역대를 기준으로 평가함이 올바르다. 특히 MD기법은 농도로 표현되므로 CT 값과의 교정을 위한 상관계수 적용이 필요하다. 따라서 부피측정에도 일정부분 보정이 필요할 것으로 사료된다. 따라서 DECT를 이용한 임상기법은 근골격계 영역에서 다양하게 사용되지만 보정이 필요하고 임상적용에 제한적으로 사용되어야 함을 파악할 수 있었다.

## Ⅴ. 결 론

DECT로 검사 시, keV 증가에 따라서 CT 값의 변화로 뼈의 부피는 감소하였다. 그리고 뼈의 부피는 약 70 keV의 에너지 영역에서 CSCT 집단과 유사한 부피로 측정할 수 있었다. 또한 MSI와 MD의 임상기법을 적용한 부피 측정은 CSCT 집단과 상관관계가 있지만, 상당한 오차가 발생하므로 매우 유의하여 사용하여야 한다.

## REFERENCES


1. Barrett JF, Keat N: Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 24, 1679-1691, 2004
2. Avrin DE, Macovski A, Zatz LE: Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. Invest Radiol. 13, 217-222, 1978
3. Lin HH, Peng SL, Wu J, Shih TY, Chuang KS, et al.: A novel two-compartment model for calculating bone volume fractions and bone mineral densities from computed tomography images. IEEE Trans Med Imaging. 2016.
4. Torikoshi M, Tsunoo T, Sasaki M, Endo M, Noda Y, et al.: Electron density measurement with dual-energy x-ray CT using synchrotron radiation. Phys Med Biol. 48, 673-685, 2003
5. Wang L, Liu B, Wu XW, Wang J, Zhou Y, et al.: Correlation between CT attenuation value and iodine concentration in vitro: discrepancy between gemstone spectral imaging on single-source dual-en-

ergy CT and traditional polychromatic X-ray imaging. J Med Imaging Radiat Oncol. 56, 379-383, 2012
6. Karcaaltincaba M, Aktas A: Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. Diagn Interv Radiol. 17, 181-194, 2011
7. Johnson TR: Dual-energy CT: general principles. AJR Am J Roentgenol. 199(5 Suppl):S3-8, 2012
8. Patel BN, Thomas JV, Lockhart ME, Berland LL, Morgan DE: Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma: optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. Clin Radiol. 68, 148-154, 2013
9. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, et al.: Material differentiation by dual energy CT: initial experience. Eur Radiol. 17, 1510-1517, 2007
10. Yamada Y, Jinzaki M, Okamura T, Yamada M, Tanami Y, et al.: Feasibility of coronary artery calcium scoring on virtual unenhanced images derived from single-source fast kVp-switching dual-energy coronary CT angiography. J Cardiovasc Comput Tomog. 8, 391-400, 2014
11. Song I, Yi JG, Park JH, Kim SM, Lee KS, et al.: Virtual Non-Contrast CT Using Dual-Energy Spectral CT: Feasibility of Coronary Artery Calcium Scoring. Korean J Radiol. 17, 321-329, 2016
12. Cao JX, Wang YM, Kong XQ, Yang C, Wang P: Good interrater reliability of a new grading system in detecting traumatic bone marrow lesions in the knee by dual energy CT virtual non-calcium images. Eur J Radiol. 84, 1109-1115, 2015
13. Biondi M, Vanzi E, De Otto G, Banci Buonamici F, Belmonte GM, et al.: Water/cortical bone decomposition: A new approach in dual energy CT imaging for bone marrow oedema detection. A feasibility study. Phys Med. 32, 1712-1716, 2016
14. Wait JM, Cody D, Jones AK, Rong J, Baladandayuthapani V, et al.: Performance Evaluation of Material Decomposition With Rapid-Kilovoltage-Switching Dual-Energy CT and Implications for Assessing Bone Mineral Density. AJR Am J Roentgenol. 204, 1234-1241, 2015
15. Thomas C, Schabel C, Krauss B, Weisel K, Bongers M, et al.: Dual-energy CT: virtual calcium subtraction for assessment of bone marrow involvement of the spine in multiple myeloma. AJR Am J Roentgenol. 204, 324-331, 2015
16. Tran DN, Straka M, Roos JE, Napel S, Fleischmann D: Dual-energy CT discrimination of iodine and calcium: experimental results and implications for lower extremity CT angiography. Acad Radiol. 16, 160-171, 2009
17. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, et al.: Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality. Med Phys. 38, 6371-6379, 2011

•Abstract

# Comparison of Bone Volume Measurements Using Conventional Single and Dual Energy Computed Tomography

Yung-kyoon Kim[1)]·Sang-Hoon Park[1)]·Yon-Min Kim[2)]

[1)]*Dept. of Radiology, Samsung Medical Center*

[2)]*Dept. of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University*


The study examines changes in calcium volume on born by comparing two figures; one is measured by dual energy computed tomography(DECT) followed by applying variation in monochromatic energy selection(keV), material decomposition(MD), and material suppressed iodine(MSI) analysis, and the other is measured by conventional single source computed tomography(CSCT). For this study, based on CSCT images taken by using human mimicked phantom, 70, 100, 140 keV and MSI, MD material calcium weighting(MCW) and MD material iodine weighting(MIW) of DECT were applied respectively. Then calculated calcium volume was converted to Agatston score for comparison. Volume of human mimicked phantom was in inverse proportion to keV. The volume decreased while keV increased($p<0.05$). The most similar DECT volumes were reconstructed at 70 keV, the difference was showed 35.8±12.2 for rib, femur (16.1±24.1), pelvis(13.7±18.8), and spine(179.0±61.8). However, the volume of MSI was down for each organ; the volume of rib was 5.55%, femur(76.34%), pelvis(55.16%) and spine(87.58%). The volume of MSI decreased 55.9% for rib, femur(80.7%), pelvis(69.6%) and spine(54.2%) while MD MIW reduced for rib(83.51%), femur(87.68%), pelvis(86.64%), and spine(82.62%).

With the results, the study found that outcomes were affected by the method which examiners employed. When using DECT, calcium volume of born dropped with keV increased. It also found that the most similar DECT images were reconstructed at 70 keV. The results of experiments implied that the users of MSI and MD should be cautious of errors as there are big differences in scores between those two methods.


**Key Words :** Dual-energy CT, Bone volumetry, Material decomposition, Material suppression iodine