



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

치의학박사 학위논문

트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색
영상에서 하이드록시아파타이트의
Hounsfield units (HU)에 영향을 미치는
요인과 단일에너지 CT 영상 HU와의 비교

2020년 2월

서울대학교 대학원
치의학과 영상치의학 전공
정 대 교

트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색
영상에서 하이드록시아파타이트의
Hounsfield units(HU)에 영향을 미치는
요인과 단일에너지 CT 영상 HU와의 비교

지도교수 최 순 철

이 논문을 치의학박사 학위논문으로 제출함

2019년 10월

서울대학교 대학원

치 의 학 과 영 상 치 의 학 전 공

정 대 교

정대교의 치의학박사 학위논문을 인준함

2019년 12월

위 원 장 _____ (인)

부위원장 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

국문초록

트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색
영상에서 하이드록시아파타이트의
Hounsfield units (HU)에 영향을 미치는
요인과 단일에너지 CT 영상 HU와의 비교

정 대 교

서울대학교 대학원 치의학과 영상치의학 전공
(지도교수 최 순 철)

1. 목적

이중에너지 CT는 기존 CT에 비해 iodine에 대한 대조 대 잡음비 증가, 선속경화 및 금속 허상의 감소, 물질의 분리 효과 제공 등으로 진단능이 향상되어 최근 영상 의학 분야에서 이용이 증가되고 있다. 본 연구에서는 최근 도입된 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의

Hounsfield units(HU)에 영향을 미치는 요인을 알아보려고 하였으며 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준을 제시하고 단일에너지 CT 기종에 따른 HU 값을 비교하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

트윈-빔 이중에너지 CT(SOMATOM Definition Edge, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)를 이용하여 세 가지 다른 밀도 부위(CTWATER[®]; 0, 100, 200mgHA/cm³)를 포함하고 있는 골밀도측정팬텀을 120kVp, 2가지 튜브 회전 시간(0.5초, 1.0초)의 조건으로 촬영한 후 3가지 에너지 수준(40keV, 70keV, 140keV)에서 가상 단색 영상을 생성하였다. 재구성 커널값의 영향을 알아보기 위해 body regular 40(body용)에서 얻어진 영상의 재구성 단계에서 head regular 40(head용)으로 변경하여 가상 단색 영상을 생성하였다. 얻어진 영상에서 각 밀도 부위 중앙에 원형의 관심영역(region of interest)을 잡아 33회 HU 값을 측정하여 평균값을 구하였다.

동일한 이중에너지 CT와 팬텀을 이용하여 7가지 에너지 수준(40keV, 45keV, 50keV, 55keV, 60keV, 65keV, 70keV)과 2가지 재구성 커널값(body regular 40, head regular 40)의 조건에서 가상 단색 영상을 생성하였다. 동일한 팬텀을 이용하여 단일에너지 모드로 120kVp 조건에서 2가지 재구성 커널값으로 영상을 획득하였다. 얻어진 영상에서 33회 HU 값을 측정하여 평균값을 구하였으며 단일에너지 120kVp 영상과 유사한 HU 값을 나타내는 가상 단색

영상의 에너지 수준을 알아보았다.

마지막으로 동일한 팬텀을 2종류의 단일에너지 CT(SOMATOM Definition Edge 단일에너지 모드, Optima CT520[General Electric Healthcare, Solingen, Germany])로 120kVp 조건에서 촬영하였으며 얻어진 영상에서 HU 값을 측정하여 비교하였다.

3. 결과

HA 0(CTWATER[®])은 에너지 수준에 따른 HU 변화가 거의 없었다. HA 100과 HA 200은 에너지 수준이 증가함에 따라 HU가 감소하는 경향을 나타냈으며 상관계수는 -0.538 이었다($P<0.05$). 70keV에서 140keV 구간에서 HU의 감소 폭이 상대적으로 작게 나타났다. 재구성 커널값의 종류에 따라 70 HU 정도의 차이가 있었으나 상관계수는 0.158 로 영향력은 미미하였으며($P<0.05$), 튜브 회전 시간은 HU에 영향을 미치지 않았다.

120kVp 단일에너지 CT의 HU와 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 66keV였다.

SOMATOM Definition Edge(body regular 40 커널)와 Optima CT520(standard 커널)를 비교하였을 때, CTWATER[®] 부위에서는 SOMATOM Definition Edge에서 7.7 HU, Optima CT520에서 6.4 HU로 나타났으며($P<0.05$), HA 100 부위에서 각각 145.8 HU, 156.0 HU($P<0.05$), HA 200 부위에서 293.5 HU, 304.7 HU로 나타났다($P<0.05$).

4. 결 론

트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU는 에너지 수준과 중등도의 음의 상관관계를 보여 트윈-빔 이중에너지 CT로는 골밀도를 하이드록시아파타이트 단위로 표현할 수 있을 것으로 생각된다. 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 66keV로 계산되었다. 이는 단일에너지 CT와 HU 비교를 위한 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 재구성 프로토콜 확립에 도움을 줄 것이다. 또한, 단일에너지 CT 기종 간에 하이드록시아파타이트의 HU 값은 차이가 있어 영상치의학자는 골변화를 관찰할 때 기종 간 차이에 따른 HU 값의 차이를 고려하여야 한다.

주요어: 이중에너지 CT, 트윈-빔, Hounsfield units, 가상 단색 영상, 하이드록시아파타이트, 에너지 수준, 단일에너지 CT

학 번: 2011-31190

목차

1. 서론

- 1.1 연구의 개요
- 1.2 국내외 연구 동향
- 1.3 목적

2. 실험재료 및 방법

2.1 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU에 영향을 미치는 요인 분석

- 2.1.1 팬텀
- 2.1.2 CT 장비
- 2.1.3 이미지 분석
- 2.1.4 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수
- 2.1.5 통계분석

2.2 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준 제시

- 2.2.1 팬텀
- 2.2.2 CT 장비
- 2.1.3 이미지 분석
- 2.1.4 통계분석

2.3 단일에너지 CT 기종 간 차이에 따른 HU 값을 비교

- 2.3.1 팬텀

2.3.2 CT 장비

2.1.3 이미지 분석

2.1.4 통계분석

3.결과

3.1 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU에 영향을 미치는 요인 분석에 대한 결과

3.2 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준 제시에 대한 결과

3.2.1 이중에너지 CT 단일에너지 모드에서의 결과

3.2.2 이중에너지 CT 트윈-빔 모드에서의 결과

3.3 단일에너지 CT 기종 간 차이에 따른 HU 비교 결과

4. 고찰

5. 결론

참고문헌

Appendix

영문초록

표 목 록

| | | |
|---------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Table 1 | Technical factors for twin-beam dual-energy computed tomography (twin-beam mode) used in this study..... | 12 |
| Table 2 | Technical factors for dual-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) twin-beam mode and single-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) single-energy mode used in this study..... | 17 |
| Table 3 | Technical factors for dual-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) single-energy mode and single-energy multi-detector computed tomography (Optima CT520, General Electric Healthcare, Solingen, Germany) | 20 |
| Table 4 | Mean Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite/cm ³ (CTWATER [®]) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time..... | 24 |
| Table 5 | Mean Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite/cm ³ (HA 100) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time..... | 25 |
| Table 6 | Mean Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite/cm ³ | |

| | | |
|----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| | (HA 200) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time..... | 26 |
| Table 7 | Pearson correlations of variables affecting Hounsfield units.. | 27 |
| Table 8 | The mean Hounsfield unit values for hydroxyapatite according to reconstruction kernel and hydroxyapatite density at 120 kVp (SOMATOM Definition EDGE, single-energy mode)..... | 31 |
| Table 9. | The mean Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER [®]) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 KeV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode)..... | 32 |
| Table 10 | The mean Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 keV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode)..... | 33 |
| Table 11 | The mean Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 keV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode).... | 34 |
| Table 12 | Multiple regression analysis to investigate the effect of energy level (keV), hydroxyapatite (HA) density and reconstruction kernel on Hounsfield units in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT..... | 35 |
| Table 13 | The mean Hounsfield unit values for hydroxyapatite (HA) | |

| | | |
|----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| | according to reconstruction kernel and hydroxyapatite density at 120 kVp (Optima CT520, single-energy CT)..... | 38 |
| Table 14 | Comparison of Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER [®])..... | 39 |
| Table 15 | Comparison of Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100)..... | 40 |
| Table 16 | Comparison of Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200)..... | 40 |

그림 목록

- Figure 1 A bone density calibration phantom (QRM, Moehrendorf, Germany) contained 3 inserts of different densities (0, 100, and 200 mg of hydroxyapatite [HA]/cm³).....11
- Figure 2 Cross-sectional image of a phantom.....14
- Figure 3 Virtual monochromatic images of hydroxyapatite inserts of various densities obtained with dual-energy computed tomography show the differences in the image contrast and image noise depending on energy level, reconstruction kernel, and rotation time (seconds).....23
- Figure 4 Hounsfield units (HU) for CTWATER[®] (0 mg), 100, and 200 mg of hydroxyapatite/cm³ according to energy level (40, 70, or 140 keV) with a body regular 40 kernel and a 0.5 second tube rotation time.....28
- Figure 5 Linear attenuation coefficient μ (cm²/g) of CTWATER[®] (0 mg), 100, 200 mg of hydroxyapatite/cm³ according to energy level (40,70, or 140 keV).....29
- Figure 6 Hounsfield unit(HU) values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER[®]), 100 mg hydroxyapatite (HA 100), and 200 mg hydroxyapatite (HA 200) versus 40–70 keV energy level in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT.....36

1.서론

1.1 연구의 개요

이중에너지 CT에 대한 아이디어는 1970년대로 거슬러 올라가며, 최초로 1973년 Hounsfield에 의해 제시되었다.¹ 그러나 당시 기술적인 한계로 이중에너지 CT는 임상에 적용되지 못했다. 이후 기술적인 발전으로 2006년에 최초의 이중에너지 CT 장비가 임상에 도입되면서 이중에너지 CT에 대한 아이디어는 재조명 받기 시작하였다.² “이중에너지 CT” 또는

“Dual-Energy CT(DECT)”라고 불리는 이 CT는 두 개의 X선 스펙트럼으로부터 영상을 획득한다. 따라서 이중에너지 CT는 “스펙트럼 CT”로 지칭되기도 한다.³ 각기 다른 물질은 에너지 차이가 있는 X선이 통과할 때, 물질 고유의 에너지 흡수 패턴을 나타낸다. 이를 바탕으로 이중에너지 CT는 물질 분리 효과를 구현하게 하며, 조직의 구성 물질에 대한 양적인 정보를 제공한다. 이러한 효과는 동일한 감쇠계수를 나타내는 물질의 분리에 활용될 수 있다.⁴

이중에너지 CT 장비는 이중에너지를 얻는 방법에 따라 6가지로 분류된다. 현재까지 순차적 획득 방식(sequential acquisition), 급속 관전압 변환 방식(rapid voltage switching), 이중 소스(dual source) 방식, 이중층 스펙트럴 검출기 방식(dual layer spectral detector), 트윈-빔(twin-beam) 방식, energy-resolving 또는 양자 카운팅 방식(quantum-counting detector) 등이 개발되었다. 이 중 앞에 5가지 방식의 장비들이 상용화되어 사용되고 있다.³ 순차적 획득 이중에너지 CT는 영상을 획득하기 위해 한 개의 관구에서 두

가지 다른 관전압을 순차적으로 발생하여 두 개의 dataset을 얻어낸다. 이러한 방식은 대부분의 장비에서 사용할 수 있다는 장점이 있으나, 두 번의 영상 획득 사이에 지연이 있다는 것이 단점이다. 즉, 지연 시간이 너무 긴 경우 심장 또는 호흡기 운동에 의해 인공음영이 나타날 수 있다. 그럼에도 불구하고 이 방식은 대조 물질을 사용하지 않는 경우, 금속 인공물 음영을 줄이기 위한 목적, 신장 결석의 구별 등을 위해 임상적으로 유용하게 사용할 수 있다.^{3, 5} 급속 관전압 변환 이중에너지 CT는 관구에서 높은 관전압과 낮은 관전압을 번갈아 가며 발생시켜 거의 연속적인 데이터를 획득한다. 이 방식은 골밀도 측정에 주로 이용되나, 관전압 변환을 위한 추가적인 시간이 필요하므로 영상 획득 속도가 상대적으로 느리다. 또한 저전압에서 광자의 출력이 감소하여 영상의 잡음이 높아지는 한계점을 가지고 있다. 이를 극복하기 위해 상대적으로 높은 관전류를 사용하게 되므로, 환자 선량은 늘어나게 된다.^{5, 6} 이중 소스 이중에너지 CT는 각각 분리된 두 개의 튜브와 검출기를 통해 저에너지, 고에너지 데이터를 획득한다. 독립된 튜브를 사용함으로써 개개의 튜브에서 관전압, 관전류를 조절할 수 있고, 결과적으로 최적화된 저에너지, 고에너지 스펙트럼을 얻을 수 있다. 또한, 2개의 튜브로부터 발생하는 총 양자의 양을 조절할 수 있고 튜브마다 독립적으로 부가적인 필터 사용이 가능하다. 고에너지 튜브에 필터를 사용할 경우 선속경화를 얻을 수 있으며 또한 저에너지 튜브에 필터를 사용할 경우, 80/140kVp가 아닌 100/140kVp 조건에서 촬영할 수 있어 체격이 큰 환자에서 영상 잡음을 줄일 수 있다. 부가적으로 독립된 튜브를 사용하므로 기존의 단일에너지 CT 기술을 그대로 적용할 수 있다. 그러나 이중 소스 이중에너지 CT는 관구 부위의 공간 부족 문제로 두 번째 검출기의 크기에

제한을 가지며, 이로 인해 FOV 크기에 제한이 있다. 이에 대한 대안으로 금과 주석 split 필터를 사용하는 트윈-빔 이중에너지 CT가 소개되었다. 이 장비에서 split 필터는 튜브 출력부에 위치하여 120kVp에서의 일반적인 X선을 스펙트럼별로 분리해준다. 금을 사용하는 필터는 평균 광자 에너지가 68keV인 저에너지 스펙트럼을 생성하며, 주석을 사용하는 필터는 평균 광자 에너지 86keV의 고에너지 스펙트럼을 생성한다. 이렇게 스펙트럼의 분리가 가능하므로 한 개만의 검출기를 사용하지만 저에너지(120 Au)와 고에너지(120 Sn)로 조합된 재구성 이미지를 생성할 수 있으며 상대적으로 저렴하다는 장점이 있다. 그러나 이 방식은 기존의 다른 방식들에 비해 에너지의 분리가 명확하지 않다는 단점을 가지고 있다.⁷ 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT는 이중 검출기를 통해서 동시에 에너지 데이터를 얻는 방식이며, 검출기의 상층은 저에너지 광자를, 하층은 고에너지 광자를 동시에 받아들인다.^{5, 8} 상기 상용화된 장비 중 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT를 제외한 나머지 장비들은 두 가지 다른 X선에너지에서 데이터를 얻는 이중에너지 모드와 단일 X선에너지에서 데이터를 얻는 단일에너지 모드로 사용이 가능하다.

이중에너지 CT에서 두 개의 다중 X선 스펙트럼에서 얻은 독립된 이미지 데이터들은 저전압 및 고전압 수준의 데이터로 이루어진다. 이중에너지 CT는 이를 일정한 비율로 혼합하여 통상적인 조건에서의 단일에너지 CT 영상과 유사한 영상을 만들어낸다. 이중에너지 CT에서 영상 후처리 알고리즘의 주요한 목적은 저에너지 스펙트럼에서의 증가된 감쇠와 고에너지 스펙트럼에서의 감소된 영상잡음을 혼합하여 영상의 대조도를 높이고 영상잡음을 줄이는 것이다.³ 통상적인 이미지 혼합 방식과는 다르게 이중에너지 CT에서는

가상의 단색 에너지 수준(kilo electron volt, keV)을 선택하여 마치 단색 X선(monoenergetic x-ray beam)에서 촬영된 것과 같은 영상을 획득할 수 있다.⁹ 이를 가상 단색 영상(virtual monochromatic images, VMIs)이라고 하며, 이를 통해 단색 X선 촬영 조건에서의 물질의 감쇠정도나 영상잡음 등을 관찰할 수 있다.⁹⁻¹¹ 가상 단색 영상은 이중에너지 CT의 시스템에 따라 projection domain(e.g. 급속 관전압 변환 이중에너지 CT, 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT) 또는 image domain(e.g. 이중 소스 이중에너지 CT, 트윈-빔 이중에너지 CT)에서 생성될 수 있다.¹² 낮은 에너지 수준(40-60keV)에서는 iodine에 대한 높은 감쇠가 나타나는데, 이는 종양, 저혈관 병변, 염증, 및 농양 등을 잘 관찰할 수 있게 해준다.¹³⁻¹⁶ 중간 에너지 수준(60-80keV)에서 가상 단색 영상은 통상적인 120kVp 조건에서의 CT 영상과 비슷한 영상 화질을 보여준다고 알려져 있으며 연조직에 대해 대조 대 잡음비(contrast to noise ratio)가 가장 높고 고혈관 병변을 잘 관찰할 수 있다.¹⁷⁻¹⁹ 높은 에너지 수준(80keV 이상)에서의 가상 단색 영상에서는 금속 허상 및 선속경화가 줄어들는데, 이는 병소 경계부의 확인, 혈관 협착 평가, 석회화 정도를 평가하는데 유용하다고 알려져 있다.^{10, 20} 이 밖에도 이중에너지 CT는 여러 임상적인 영역에 사용될 수 있는데, 자동 골 제거 영상 획득이나 결석의 성분 분석, 통풍의 진단 등에 사용될 수 있다.²¹⁻²⁴ 한편, 40keV에서 획득한 가상 단색 영상은 영상잡음이 높아 활용도가 떨어진다는 단점을 가지고 있다. 특히 이러한 현상이 혈관 이중에너지 CT 영상에서 심하게 나타나 영상잡음을 증가시키지 않는 범위내에서 최적의 혈관 대조 영상을 얻기 위해 60-70keV 조건에서의 영상 재구성을 권고하기도 하였다.^{5, 25, 26} 이를 극복하기 위해 잡음 최적화 가상 단색 영상 알고리즘(noise-

optimized VMI algorithm, VMI+ or Monoenergetic +)이 개발되어 이중소스 이중에너지 CT와 트윈-빔 이중에너지 CT에 적용되었다. 이 regional-spatial, 공간-분할 알고리즘(frequency-split algorithms)은 저에너지 및 최적 keV 조건에서 재구성된 이미지 데이터를 낮은 공간 주파수 데이터와 높은 공간 주파수 데이터로 한번 더 분할한다. 저에너지 keV에서는 낮은 공간 주파수 데이터를 얻고, 최적 에너지 keV에서는 높은 공간 주파수 데이터를 얻어 이를 조합한다. 이러한 잡음 최적화 가상 단색 영상 알고리즘은 대조 대 잡음비가 우수하고 주관적 영상 화질이 개선된 영상을 얻을 수 있게 한다.⁴

CT 번호 또는 Hounsfield units(HU)은 X선이 물질을 통과한 후 검출기에 도달할 때 X선의 감쇠 정도에 비례한 선형 감쇠계수를 이용하여 HU 단위로 표현한다. HU는 공기(-1,000), 물(0)을 기준으로 상대적으로 설정한 단위이다.

$$HU = 1000(\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}) / \mu_{\text{water}}$$

CT 검사 시 HU는 환자 조직의 특징을 나타내는데 사용되며, 방사선학 문헌에 발표된 정상 HU 수치와 비교하기도 한다.²⁷ 한편 물, 공기와는 달리, 여러 물질의 HU는 관전압에 따라 달라질 수 있음이 알려져 있다. 이는 주로 광전자 상호작용이 광자 에너지 및 원자 번호와 강한 연관성을 보이기 때문이다. 이에 물과는 달리 물질의 감쇠계수가 관전압에 따라 달라질 수 있다.²⁸ Groell 등은 단일 슬라이스 CT에서 HU는 에너지 스펙트럼, X선 관구에서의 여과, 재구성 알고리즘 등에 영향을 받음을 보고하였다.²⁹ Levi 등은 임상적 진단 목적을 위한 절대적인 기준으로 HU를 사용하지 않을 것을 권고하였다.³⁰ 다중 검출기 CT에서 HU는 X선의 에너지 스펙트럼 및 관구에서의 여과에 영향을 받으며, 제조사별 차이, 재구성방법 및 artifact,

선속경화, scanner linearity, 선량, 촬영 대상의 크기, 절편 두께(slice thickness), 스캔 방식, 및 환자의 geometric feature 등에 따라 달라질 수 있다.³¹⁻³⁶

1.2 국내외 연구 동향

이중에너지 CT를 이용한 팬텀 연구에서 제조사 및 이중에너지 이미지 획득 방식에 따라 HU가 다르게 나타날 수 있음이 보고되었고 대상 물질의 종류에 따라서도 HU가 영향을 받는 것으로 보고되었다.⁴ HU는 keV 에너지 수준에도 영향을 받았는데, 폴리에틸렌, 아크릴은 에너지 수준이 높아짐에 따라 HU가 증가한 반면, 골 유사 물질은 에너지 수준이 증가함에 따라 HU가 감소하였다.²⁸ 진정한 의미의 단색에너지는 synchrotron에 의해 발생하는 X선을 사용해야하나 이는 실험적으로 사용되는 방사선 가속기이며, 임상적으로는 사용될 수 없다. 따라서 이중에너지 CT에서 재구성된 가상 단색 영상에서의 HU의 정확성은 개별 장비의 이중에너지 발생 방법과 영상 재구성 방식에 영향을 받는다.³⁷ 급속 관전압 변환 이중에너지 CT와 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT의 비교 연구에서 칼슘의 HU는 가상 단색 영상에서 keV 에너지 수준에 따라 감소하며 이론적인 HU 예측의 정확도는 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT에서 더 높았다.³⁸ 급속 관전압 변환 이중에너지 CT와 이중 소스 이중에너지 CT 비교 연구에서는 피질골 유사물질의 HU가 keV 수준이 증가함에 따라 감소하고 HU 예측 정확도가 이중 소스 이중에너지 CT에서 더 높았다.³⁹ 이중 소스 이중에너지 CT와 트윈-빔 이중에너지 CT의 비교연구에서는 간, 신장의 피질, 근육, 피하 지방 등을 나타내는 HU가 두 기종에 따른 차이가 없었다.⁴⁰ 상기 모든 기종을

대상으로 한 팬텀 연구에서는 요오드, 혈액, 연조직의 HU 평가에서, 이중소스 방식, 순차적 획득방식, 급속 관전압 변환 방식 이중에너지 CT는 이론적 HU 예측에서 뛰어난 결과를 보였고, 이중 검출기 방식이 그 다음의 정확도를 보였으며, 트윈-빔 이중에너지 방식은 가장 낮은 정확도를 나타냈다.⁴¹ 또한 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT에서는 방사선량 정도에 따라 iodine의 HU 예측의 정확도가 달라졌다.¹³

하이드록시아파타이트(HA)는 칼슘아파타이트 형태를 가지는 자연발생 미네랄이며 화학식은 $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 이다. 인체 골 부피의 50%(무게로는 70%)는 하이드록시아파타이트의 변형된 형태이며 골 미네랄이다.⁴² Van Hamersvelt 등은 이중 스펙트럴 이중에너지 CT 영상에서 관전압, 관전류를 변화시켜가며 에너지 수준에 따른 하이드록시아파타이트 선형 감쇠계수의 변화 양상을 관찰하였다. 이를 바탕으로 이중 스펙트럴 이중에너지 CT에서의 골밀도 측정 수치와 골밀도 검사(dual-energy X-ray absorptiometry) 수치와의 연관성을 보고하였다.⁴³ 또한 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT에서 하이드록시아파타이트의 골밀도 측정과 정량적 컴퓨터 단층 촬영(quantitative computed tomography)과의 연관성이 보고되었으며, 이를 바탕으로 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT를 활용한 골밀도 측정법이 제시되었다.⁴⁴ 한편, 요추 검사 시 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT를 활용한 골다공증의 검사의 가능성이 보고되었다.^{45, 46} 하지만 이러한 연구 결과들은 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT에 한정된 것이기 때문에 다른 이중에너지 장비들에 대한 추가 연구의 필요성이 제기되었다.⁴³

재구성 커널은 CT 제조사에 따라 “필터” 또는 “알고리즘”으로 불리며, 영상 화질에 영향을 가장 많은 영향을 미치는 요소이며 공간 해상도와

영상잡음을 조절한다. 부드러운 커널(soft kernel)은 영상잡음을 줄여주지만 공간 해상도를 감소시킨다. 반대로 예리한 커널(sharp kernel)은 공간 해상도를 높이나 영상 잡음을 증가시킨다. 재구성 커널값은 임상적인 목적에 맞게 적절히 선택되어야 한다. 뇌, 간의 종양 부위를 관찰할 때에는 영상잡음을 줄이고, 낮은 대조도를 증강하기 위해 부드러운 커널을 사용해야 하며, 치아나 골과 같이 단단한 물질을 관찰하기 위해서는 공간 해상도를 높여주는 예리한 커널을 사용해야 한다.⁴⁷ 한편 이중소스 이중에너지 CT에서는 재구성 커널값에 따라 HU가 달라짐을 보고하였다.⁴⁸ 조영증강 이중에너지 CT 관상동맥 조영술에서도 재구성 커널 값에 따라 HU가 변화함이 보고되었다.⁴⁹

흉부를 대상으로 촬영하는 이중소스 이중에너지 CT 촬영에서 튜브 회전 시간이 감소함에 따라 줄무늬 음영(streak artifacts)이 증가하고 영상 잡음이 증가함이 알려져 있다. 반대로 환자의 움직임에 의한 음영은 감소하는 것으로 보고되고 있다.⁵⁰

단일에너지 CT 촬영 시 광자의 최대 에너지는 관전압에 의해 한정되며, 평균 에너지는 우리가 예상하는 것보다는 훨씬 낮다. 평균적인 필터를 가지는 장비의 경우, 140과 80kVp 촬영 조건에서의 평균 에너지는 76keV와 56keV로 알려져 있다.³ 단일에너지 CT의 평균 에너지 영역에서 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 HU의 변화 양상을 알 수 있다면, 단일에너지 CT 촬영 조건에서의 HU와 유사한 값을 나타내는 가상 단색 영상의 에너지 수준을 제시할 수 있을 것이다.

영상의학검사에서 정도관리의 주요 목적은 의료 장비 및 영상의학검사의 질 확보, 부적절한장비나 불필요한 검사에 의한 방사선 피폭 감소, 지속적인

정도관리를 통한 궁극적인 의료수준의 향상 및 국민 건강권 확보이다.⁵¹ 우리나라에서는 2003년 ‘특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙’을 공포하였으며, 전산화단층 촬영장치와 관련하여 표준 팬텀인 CT성능 평가용 팬텀(American Association of Physicist in medicine[AAPM] CT performance phantom 76-410, Nuclear Associates, Carle Place, NY)을 이용한 CT 계수의 정확도 측정을 권고하고 있다.^{52, 53} ‘특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙’에 따른 업무를 수행하고자 2004년 한국 의료영상 품질 관리원이 설립되어 품질검사 사업을 수행하고 있다.⁵⁴ 한편, Cropp 등은 American College of Radiology phantom을 촬영 시 기존의 단일에너지와 이중에너지 CT를 대상으로 하여 5가지 물질의 장비간 차이에 따른 HU의 차이를 보고하고 있다.²⁸ 이에, 트윈-빔 이중에너지 CT 장비 도입에 따른 정보 개선이 필요하다.

1.3 목적

본 연구에서는 최근 도입된 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU에 영향을 미치는 요인을 알아보고자 하였다. 또한 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준을 제시하고 단일에너지 CT 기종 간 차이에 따른 HU 값을 비교해 보고자 하였다.

2. 실험 재료 및 방법

2.1 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU에 영향을 미치는 요인 분석

2.1.1 팬텀

본 연구에서는 골밀도측정팬텀(QRM, Moehrendorf, Germany)를 사용하였다. 이 팬텀은 세 가지 밀도 0, 100, 200mg 하이드록시아파타이트/cm³ 부위를 포함하고 있다. 각 밀도 부위의 바탕 재료(base material)로는 CTWATER[®] (QRM, Moehrendorf, Germany)를 사용하고 있으며, 이는 실제 물과 비슷한 X선 감쇠 특성을 보이는 플라스틱이다. 이 논문에서 CTWATER[®]는 0mg 하이드록시아파타이트/cm³ 밀도 부위를 의미하며, 이는 물을 대신하는 물질로 사용된다. HA 100 과 HA 200은 각각 100mg과 200mg 하이드록시아파타이트/cm³ 밀도 부위를 의미한다(Fig. 1).

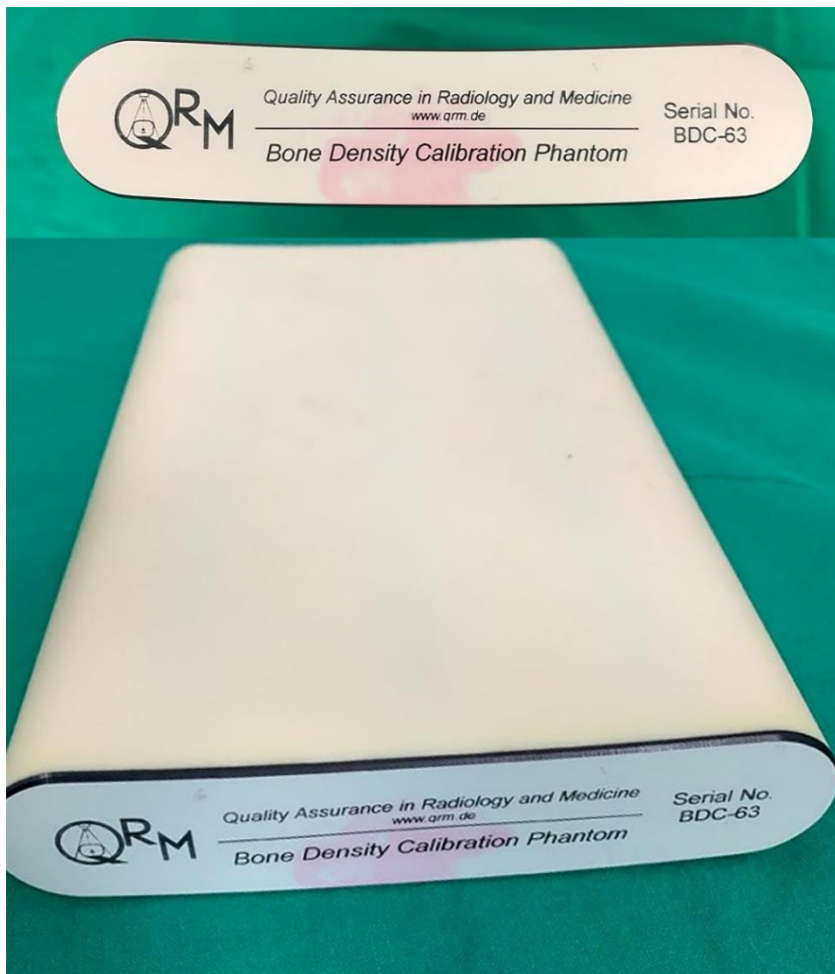


Fig. 1. A bone density calibration phantom (QRM, Moehrendorf, Germany) contained 3 inserts of different densities (0, 100, and 200 mg of hydroxyapatite [HA]/cm³). As a base material for the 3 inserts, CTWATER[®] (QRM, Moehrendorf, Germany) was used. CTWATER[®] is a solid water-equivalent plastic offering the same X-ray attenuation properties as water. In this study, CTWATER[®] represents 0 mg of HA/cm³. HA 100 and HA 200 represent 100 mg and 200 mg, respectively, of HA/cm³.

2.1.2 CT 장비

실험에 사용된 이중에너지 CT는 트윈-빔 이중에너지 CT로 SOMATOM Definition EDGE (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)를 사용하였으며 촬영 조건은 다음과 같았다(Table 1).

Table 1. Technical factors for twin-beam dual-energy computed tomography (twin-beam mode) used in this study

| Technical factors | Values | |
|---------------------------------|------------------------------------------------------------------------|-------|
| Peak kilovoltage (kVp) | 120 Au/120 Sn | |
| Tube current-time product (mAS) | 403 | |
| Dose length product (mGy•cm) | 917.8 | |
| Tube rotation time (sec) | 0.5 | 1.0 |
| Scan time (sec) | 12.16 | 24.33 |
| Volumetric CT dose index (mGy) | 17.40 | 17.46 |
| Slice thickness (mm) | 1.0 | |
| Reconstruction | Filtered back-projection, advanced modeled iterative reconstruction | |
| Kernel | Body regular 40, head regular 40 | |

골밀도측정팬텀을 트윈-빔 이중에너지 CT(트윈-빔 모드)로 120 Au/120 Sn kVp와 2가지 튜브 회전 시간(0.5초, 1.0초) 조건으로 촬영하였다. 절편 두께는 1.0mm, 관전류-노출시간은 403mAs로 설정하였으며 스캔 시간은 튜브 회전 시간이 0.5초, 1.0초 조건일 때, 각각 12.16초, 24.33초로

설정하였다. Volumetric CT dose index(CTDIvol)는 튜브 회전 시간이 0.5초 1.0초 조건일 때 각각 17.40mGy, 17.46mGy로 주어졌다. 2가지 튜브 회전 시간 조건에 따라 총 3회 반복 촬영하였다. 개개의 이미지들은 소프트웨어 프로그램(SYNGO.via, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)으로 전송되어, 3가지 에너지 수준(40keV, 70keV, 140keV)에서 가상 단색 영상을 생성하였다. 재구성 커널값의 영향력을 알아보기 위해 body regular 40(Br40, body용)에서 얻어진 영상의 재구성 단계에서 head regular 40(Hr40, head용)으로 변경하여 가상 단색 영상을 생성하였다.

2.1.3 이미지 분석

모든 측정은 영상치의학과 박사 수료생 1명이 시행하였으며, 상용 프로그램인 PACS(picture archiving and communication system, INFINTT Healthcare, Seoul, Korea)를 사용하였다. 개별 영상에서 CTWATER[®], HA 100, HA 200 밀도 부위 가운데 부분에 수작업으로 원형의 관심영역(ROI)을 잡아 HU 값을 측정하였다. 부분용적 평균화 효과를 줄이기 위해 가장자리 부분은 제외하였으며 일정한 크기를 유지하기 위해 copy and paste 기능을 이용하여 ROI의 면적은 136mm² 정도가 유지되도록 하였다. 윈도우 세팅은 폭:1800, 레벨:500으로 설정하였다(Fig. 2). 각각의 이미지에서, 연속된 11장의 슬라이스에서 HU 값을 측정하였다. 따라서, HU는 각각의 하이드록시아파타이트 밀도부위에서 개별 촬영 프로토콜마다 총 33회 반복 측정하여 평균값을 구하였다.

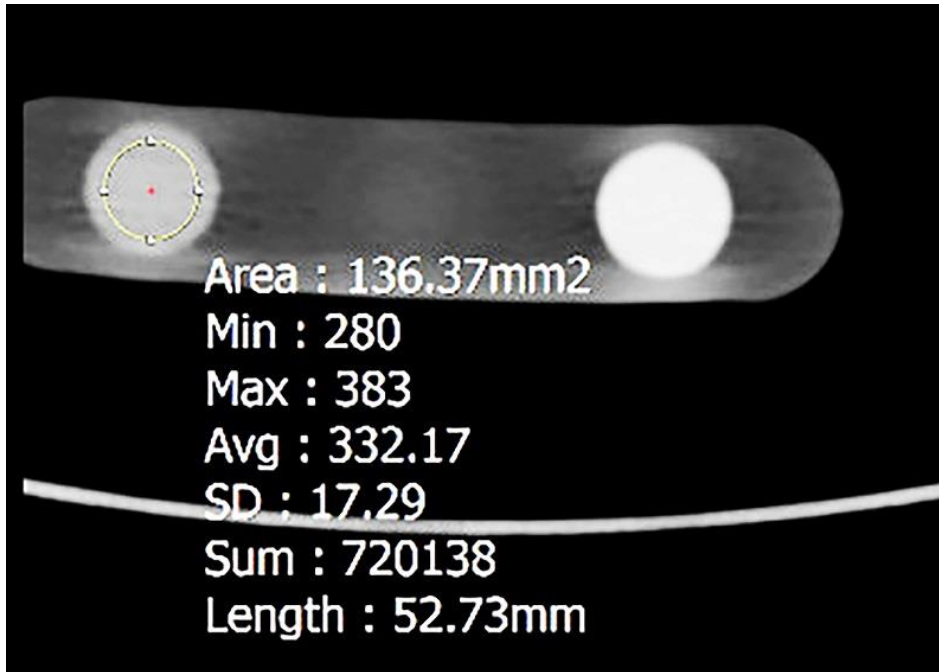


Fig. 2. Cross-sectional image of a phantom. On the phantom images, mean HU values were measured via placing a circular region of interests (ROIs) in the center of the CTWATER[®], HA 100, and HA 200 inserts. The ROI was kept at a constant area of approximately 136.0 mm² using the copy-and-paste function of the workstation. To avoid a partial volume averaging effect, the ROI did not include the edge of the HA inserts. The window-level setting was set to a width of 1800 and a level of 500. Min: minimum value, Max: maximum value, Avg: average value, SD: standard deviation.

2.1.4 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수

이중에너지 CT의 영상에서 얻은 HU 데이터를 바탕으로, 개개의 에너지 수준에서의 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수를 구하였다.

$$HU(E) = 1000 \times \frac{\rho_{HA} \times \left[\frac{\mu(E)}{\rho} \right] - \mu(E)_{water}}{\mu(E)_{water}} \quad (\text{Eq. 1})$$

$$\rho_{HA} \times \left[\frac{\mu(E)}{\rho} \right] = \frac{HU(E) \times \mu(E)_{water}}{1000} + \mu(E)_{water} \quad (\text{Eq. 2})$$

ρ_{HA} 는 하이드록시아파타이트의 밀도이고, $\left[\frac{\mu(E)}{\rho} \right]$ 는 에너지 E에서의 하이드록시아파타이트의 질량감쇠계수이다. μ_{water} 는 에너지 E에서의 물의 질량감쇠계수이다. $\rho_{HA} \times \left[\frac{\mu(E)}{\rho} \right]$ 는 해당 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수이다.⁵⁵ 질량 감쇠계수는 National Institute of Standard and Technology XCOM database로부터 구하였다.⁵⁶

2.1.5 통계분석

하이드록시아파타이트의 밀도, 에너지 수준, 재구성 커널값, 그리고 튜브 회전 시간과 HU와의 상관관계를 피어슨 상관관계 계수(pearson correlation coefficient)로 구하였다. 상관계수 r의 절대값에 따라 약함($|r| \leq 0.3$), 중간($0.3 < |r| \leq 0.7$), 강함($|r| > 0.7$)으로 해석하였다.⁵⁷ 유의 수준은 0.05를 기준으로 하였다. 모든 데이터 분석은 IBM SPSS Statistics(IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 이용하여 시행하였다.

2.2 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준 제시

2.2.1 팬텀

동일한 팬텀을 사용하였다.

2.2.2 CT 장비

이중에너지 CT 영상 촬영은 SOMATOM Definition EDGE(Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)의 트윈-빔 모드를 사용하였으며 단일에너지 CT 영상 촬영은 동일 기종의 단일에너지 모드를 사용하였다. 촬영 조건은 다음과 같았다(Table 2).

Table 2. Technical factors for dual-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) twin-beam mode and single-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) single-energy mode used in this study

| Technical factors | SOMATOM Definition EDGE (twin-beam mode) | SOMATOM Definition EDGE (single-energy mode) |
|------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| Peak kilovoltage (kVp) | 120 Au/120 Sn | 120 |
| Tube current-time product (mAS) | 403 | 120 |
| Dose length product (mGy•cm) | 917.8 | 889.5 |
| Tube rotation time | 1.0 | 1.0 |
| Scan time (sec) | 24.33 | 22.84 |
| Slice thickness (mm) | 1.0 | 1.0 |
| Reconstruction | Filtered back-projection, advanced modeled iterative reconstruction | Filtered back-projection, advanced modeled iterative reconstruction |
| Kernel | Body regular 40, head regular 40 | Body regular 40, head regular 40 |

이중에너지 CT 영상 촬영은 SOMATOM Definition EDGE(트윈-빔 모드)에서 120 Au/120 Sn kVp, 튜브 회전 시간 1.0초, 관전류-노출시간 403mAs, 절편두께 1.0mm, 스캔 시간 24.33초, CTDIvol은 17.46mGy로 설정하여 총 3회 반복 촬영하였다. 개개의 이미지들은 소프트웨어 프로그램(SYNGO.via, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)으로 전송되어 40 keV부터 70 keV까지 5 keV단위로 에너지 수준을 증가시켜며, 7가지 에너지 수준(40keV,

45keV, 50keV, 55keV, 60keV, 65keV, 70keV)에서 가상 단색 영상을 획득하였다. 재구성 커널값의 영향을 알아보기 위해 Br40 커널값에서 얻어진 영상의 재구성 단계에서 Hr40 커널값으로 변경하여 가상 단색 영상을 생성하였다. 단일에너지 CT 영상 촬영은 SOMATOM Definition EDGE(단일에너지 모드)에서 120kVp, 튜브 회전 시간 1.0초, 관전류-노출시간 120mAs, 절편두께 1.0mm, 스캔 시간 22.8초, 재구성 커널값은 Br40, Hr40으로 설정하여 3회 반복 촬영하였다. 개별적인 촬영 설정은 해당 병원의 촬영 프로토콜을 따랐다.

2.1.3 이미지 분석

이미지 분석은 동일한 방법으로 시행하였다.

2.1.4 통계분석

단일에너지 CT 120kVp 영상과 유사한 HU 값을 나타내는 가상 단색 영상의 에너지 수준을 알아보기 위해 다중회귀분석을 시행하였다. 독립변수를 에너지 수준, 하이드록시아파타이트 밀도, 재구성 커널값으로 종속변수를 HU값으로 하는 회귀식을 구하였다. 또한 에너지 수준에 따른 HU 값의 변화 정도를 알아보기 위해 독립변수를 에너지 수준으로 종속변수를 HU 값으로 하는 이차 함수를 회귀분석으로 추정하였다. 유의 수준은 0.05를 기준으로 하였다. 모든 데이터 분석은 IBM SPSS Statistics(IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 이용하여 시행하였다.

2.3 단일에너지 CT 기종 간 차이에 따른 HU 값을 비교

2.3.1 팬텀

동일한 팬텀을 사용하였다.

2.3.2 CT 장비

단일에너지 CT 촬영은 SOMATOM Definition EDGE(Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)의 단일에너지 모드와 Optima CT520(General Electric Healthcare, Solingen, Germany)를 사용하였다. 촬영 조건은 다음과 같았다(Table 3).

Table 3. Technical factors for dual-energy computed tomography (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) single-energy mode and single-energy multi-detector computed tomography (Optima CT520, General Electric Healthcare, Solingen, Germany)

| Technical factors | Dual-energy CT | Single-energy CT |
|------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|
| | SOMATOM Definition EDGE (single-energy mode) | Optima CT520 |
| Peak kilovoltage (kVp) | 120 | 120 |
| Tube current-time product (mAs) | 120 | 70 |
| Dose length product (mGy•cm) | 889.50 | 162.86 |
| Tube rotation time | 1.0 | 1.0 |
| Scan time (sec) | 22.84 | 17.29 |
| Slice thickness (mm) | 1.0 | 1.0 |
| Reconstruction | Filtered back-projection, advanced modeled iterative reconstruction | Adaptive statistical iterative reconstruction |
| Kernel | Body regular 40 | Standard |

단일에너지 CT 영상촬영은 SOMATOM definition EDGE(단일에너지 모드)에서 120kVp, 튜브 회전 시간을 1.0초, 재구성 커널은 Br40으로 설정하여 3회 반복 촬영하였다. 기종 간 차이를 알아보기 위해 나머지

단일에너지 CT 영상 촬영은 Optima CT520를 사용하였으며, 튜브 회전시간은 1.0초, 재구성 커널값은 스탠다드 커널(body용)로 설정하였다. 개별적인 설정은 해당 병원의 촬영 프로토콜을 따랐다.

2.1.3 이미지 분석

이미지 분석은 동일한 방법으로 시행하였다.

2.1.4 통계분석

두 종류의 단일에너지 CT에서의 기종 간 차이에 따른 HU 값을 비교하기 위해 t-test로 분석하였다. 유의 수준은 0.05를 기준으로 하였다. 모든 데이터 분석은 IBM SPSS Statistics(IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 이용하여 시행하였다.

3.결과

3.1 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU에 영향을 미치는 요인 분석에 대한 결과

이중에너지 CT 영상으로 획득한 하이드록시아파타이트의 가상 단색 영상은 에너지 수준, 재구성 커널값, 그리고 튜브 회전 시간에 따라 영상 대조도, 영상 잡음에 차이를 보였다(Fig. 3).

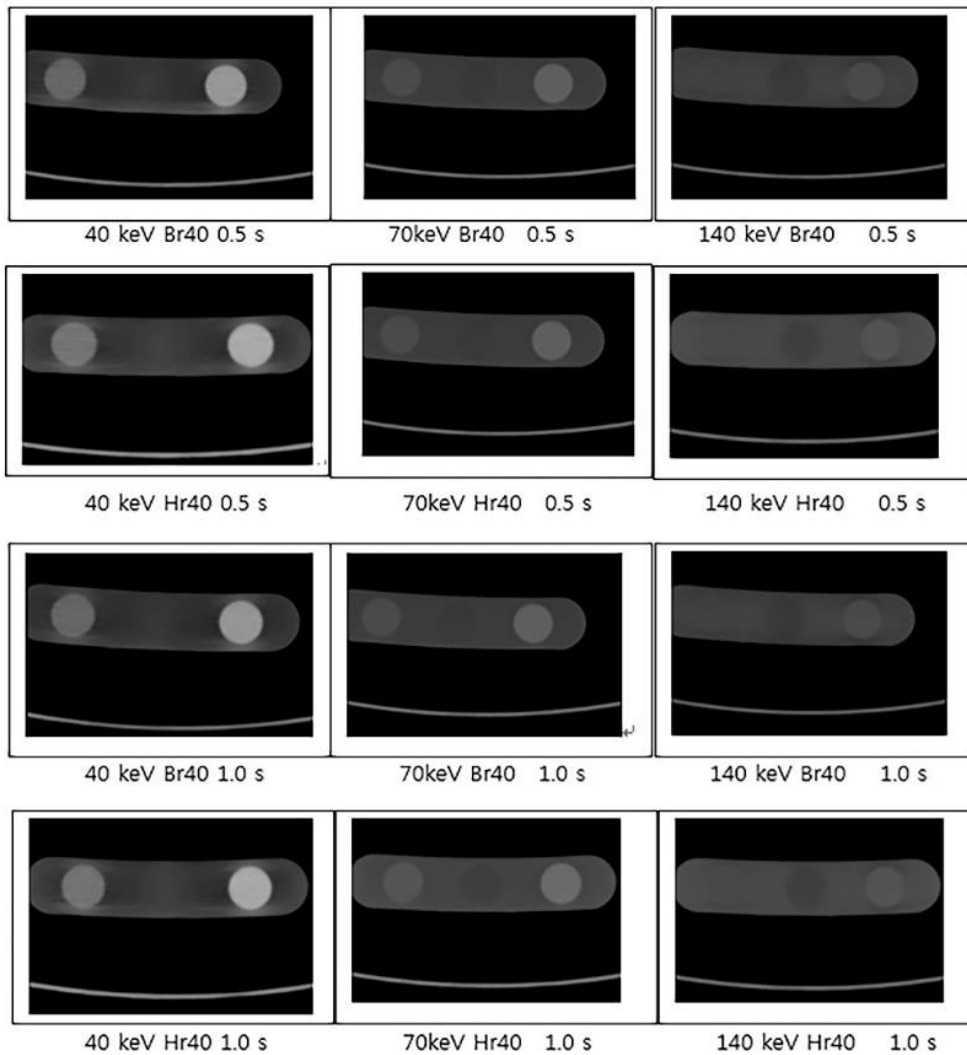


Fig. 3. Virtual monochromatic images of hydroxyapatite inserts of various densities obtained with dual-energy computed tomography show the differences in the image contrast and image noise depending on energy level, reconstruction kernel, and rotation time (seconds).

CTWATER[®] 부위에서는 에너지 수준과 튜브 회전 시간에 따른 HU 값에는 거의 차이가 없었다. 다만 커널값 설정에 따라, Hr40 커널을 사용한 경우 HU는 Br40에 비해 40-50 HU 높게 측정되었다(Table 4). 그러나, 상관관계 정도는 약하게 나타났다(상관계수=0.158, $P<0.05$) (Table 7).

Table 4. Mean Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite/cm³ (CTWATER[®]) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time

| Energy level | Reconstruction kernel | Rotation time (seconds) | Hounsfield units |
|--------------|-----------------------|-------------------------|------------------|
| 40 keV | Br40 | 0.5 | 7.2±1.3 |
| | Br40 | 1.0 | 2.4±1.5 |
| | Hr40 | 0.5 | 59.6±1.7 |
| | Hr40 | 1.0 | 55.6±0.7 |
| 70 keV | Br40 | 0.5 | 6.7±0.4 |
| | Br40 | 1.0 | 5.9±0.4 |
| | Hr40 | 0.5 | 52.6±0.2 |
| | Hr40 | 1.0 | 51.9±0.3 |
| 140 keV | Br40 | 0.5 | 7.2±0.4 |
| | Br40 | 1.0 | 7.6±0.5 |
| | Hr40 | 0.5 | 50.8±0.4 |
| | Hr40 | 1.0 | 51.1±0.3 |

HA 100 부위에서 에너지 수준이 증가할수록 HU 값이 뚜렷하게 감소하였다. Hr40 커널 사용한 경우 HU는 Br40 커널 조건에 비해 50-100 HU 높은 값을 보였다(Table 5). 그러나 커널값의 변화에 따른 HU의 변화량은 에너지 수준에 따른 변화에 비해 크지 않았다(상관계수=0.158, $P < 0.05$) (Table 7). 튜브 회전 시간은 HU 값에 영향을 미치지 않았다(상관계수=-0.003, $P > 0.05$) (Table 7).

Table 5. Mean Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite/cm³ (HA 100) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time

| Energy level | Reconstruction Kernel | Rotation time (seconds) | Hounsfield units |
|--------------|-----------------------|-------------------------|------------------|
| 40 keV | Br40 | 0.5 | 332.5 ± 1.3 |
| | Br40 | 1.0 | 333.6 ± 1.6 |
| | Hr40 | 0.5 | 431.5 ± 2.3 |
| | Hr40 | 1.0 | 433.6 ± 0.9 |
| 70 keV | Br40 | 0.5 | 133.7 ± 0.5 |
| | Br40 | 1.0 | 133.4 ± 0.4 |
| | Hr40 | 0.5 | 200.5 ± 0.3 |
| | Hr40 | 1.0 | 199.7 ± 0.3 |
| 140 keV | Br40 | 0.5 | 60.0 ± 0.4 |
| | Br40 | 1.0 | 58.7 ± 0.7 |
| | Hr40 | 0.5 | 113.6 ± 0.4 |
| | Hr40 | 1.0 | 112.9 ± 0.4 |

HA 200 부위에서도 HA 100 부위에서와 같이, 에너지 수준이 증가할수록 HU 값이 감소하였다. 커널값 설정에 따라 Hr40 커널을 사용한 경우 HU 값이 60-130 HU 높게 나타났다(Table 6). 그러나 상관관계는 약하게 나타났다 (상관계수= 0.158, $P < 0.05$). 튜브 회전 시간은 HU에 영향을 미치지 않았다(상관계수= -0.003, $P > 0.05$) (Table 7).

Table 6. Mean Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite/cm³ (HA 200) according to energy level, reconstruction kernel, and rotation time

| Energy level | Reconstruction Kernel | Rotation time (seconds) | Hounsfield units |
|--------------|--------------------------|----------------------------|---------------------|
| 40 keV | Br40 | 0.5 | 676.7 ± 1.8 |
| | Br40 | 1.0 | 671.7 ± 1.3 |
| | Hr40 | 0.5 | 809.1 ± 1.2 |
| | Hr40 | 1.0 | 805.1 ± 1.4 |
| 70 keV | Br40 | 0.5 | 272.9 ± 0.6 |
| | Br40 | 1.0 | 272.0 ± 0.5 |
| | Hr40 | 0.5 | 353.5 ± 0.4 |
| | Hr40 | 1.0 | 353.0 ± 0.3 |
| 140 keV | Br40 | 0.5 | 123.4 ± 0.5 |
| | Br40 | 1.0 | 124.1 ± 0.4 |
| | Hr40 | 0.5 | 184.3 ± 0.3 |
| | Hr40 | 1.0 | 184.3 ± 0.3 |

Table 7. Pearson correlations of variables affecting Hounsfield units

| | Energy level | Hydroxyapatite Density | Reconstruction kernel | Tube rotation time (sec) |
|------------------|--------------|------------------------|-----------------------|--------------------------|
| Hounsfield units | -.538* | .678* | .158* | -.003 |

* $P < 0.05$

에너지 수준과 HU는 중등도의 음의 상관관계를 보였다(상관계수= -0.538 , $p < 0.05$) (Table 7). 전반적으로, 하이드록시아파타이트의 HU 값은 에너지 수준이 증가함에 따라 감소하였다(Fig. 4).

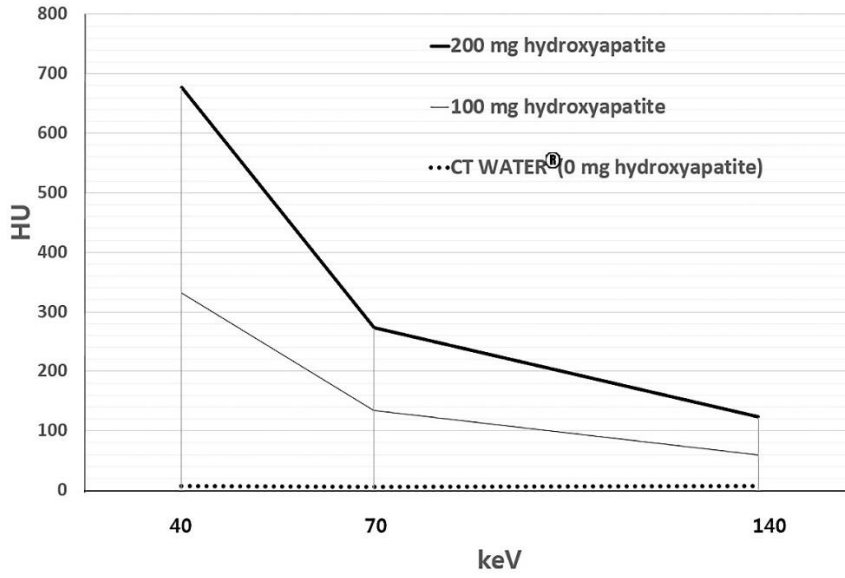


Fig. 4. Hounsfield units (HU) for CTWATER[®] (0 mg), 100, and 200 mg of hydroxyapatite/cm³ according to energy level (40, 70, or 140 keV) with a body regular 40 kernel and a 0.5 second tube rotation time. Virtually no difference in HU was observed according to the energy level of CTWATER[®]. The HU value was found to increase with hydroxyapatite density but decreased markedly with increasing energy levels.

에너지 수준에 따른 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수를 살펴보면, CTWATER[®]는 에너지 수준 변화에 따른 선형 감쇠계수에 변화가 거의 없었다. 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수는 에너지 수준이 증가함에 따라 감소하였다(Fig. 5).

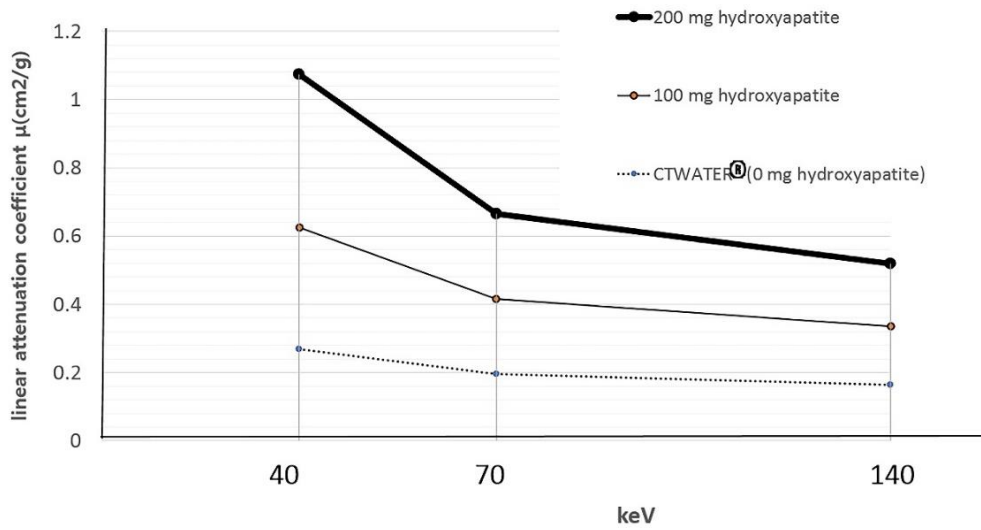


Fig. 5. Linear attenuation coefficient μ (cm^2/g) of CTWATER[®] (0 mg), 100, 200 mg of hydroxyapatite/ cm^3 according to energy level (40,70, or 140 keV). Virtually no difference was observed in the linear attenuation coefficient according to energy level at CTWATER[®]. The linear attenuation coefficient was found to decreased with increasing energy level.

3.2 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준 제시에 대한 결과

3.2.1 이중에너지 CT 단일에너지 모드에서의 결과

이중에너지 CT(SOMATOM Definition EDGE, 단일에너지 모드) 120kVp 촬영 조건에서 얻은 HU 값은 다음과 같다. CTWATER[®] 부위에서는 Br40 커널을 사용한 경우 HU 평균값이 7.8 ± 0.4 HU 로 나타났으며, Hr40 커널을 사용한 경우 HU 값이 45 HU 정도 높게 나타났다. HA 100 부위에서는 Br40 커널을 사용한 경우 HU 평균값이 145.8 ± 0.6 HU로 나타났으며, Hr40 커널을 사용한 경우 HU 값이 70 HU 정도 높게 나타났다. HA 200 부위에서는 Br40 커널을 사용한 경우 HU 평균값이 293.4 ± 7.7 HU로 나타났으며, Hr40 커널을 사용했을 때 HU 값이 90 HU 정도 높게 나타났다(Table 8).

Table 8. The mean Hounsfield unit values for hydroxyapatite according to reconstruction kernel and hydroxyapatite density at 120 kVp (SOMATOM Definition EDGE, single-energy mode)

| kVp | Reconstruction kernel | Hydroxyapatite density | Hounsfield units |
|-----|-----------------------|------------------------|------------------|
| 120 | Body regular 40 | CTWATER [®] | 7.8±0.4 |
| | | HA 100 | 145.8±0.6 |
| | | HA 200 | 293.4±7.7 |
| 120 | Head regular 40 | CTWATER [®] | 54.0±0.3 |
| | | HA 100 | 213.0±0.5 |
| | | HA 200 | 380.2±0.6 |

3.2.2 이중에너지 CT 트윈-빔 모드에서의 결과

CTWATER[®] 부위에는 에너지 수준에 따른 HU 값에는 거의 차이가 없었다. 다만 Br40 커널 조건에서 보다 Hr40 커널 조건에서 HU 값이 다소 증가되었다(Table 9).

Table 9. The mean Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER[®]) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 KeV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode)

| Energy level | Reconstruction kernel | Hounsfield units |
|--------------|-----------------------|------------------|
| 40 keV | Br40 | 3.7 ± 0.9 |
| | Hr40 | 55.4 ± 0.6 |
| 45 keV | Br40 | 4.8 ± 0.7 |
| | Hr40 | 54.0 ± 1.0 |
| 50 keV | Br40 | 5.7 ± 0.5 |
| | Hr40 | 53.5 ± 0.9 |
| 55 keV | Br40 | 6.1 ± 0.5 |
| | Hr40 | 53.7 ± 0.7 |
| 60 keV | Br40 | 6.3 ± 0.4 |
| | Hr40 | 53.2 ± 0.5 |
| 65 keV | Br40 | 6.7 ± 0.4 |
| | Hr40 | 52.8 ± 0.6 |
| 70 keV | Br40 | 6.9 ± 0.4 |
| | Hr40 | 56.5 ± 0.9 |

이중에너지 CT 40–70keV의 에너지 수준에서 재구성한 가상 단색 영상에서, HA 100 부위는 40keV에서 Br40 커널을 사용한 경우 333.5 ± 1.3 HU를 보였고, Hr40 커널을 사용한 경우 437.7 ± 2.0 HU를 나타냈다. 에너지 수준이 증가함에 따라 HU는 감소하였다(Table 10).

Table 10. The mean Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 keV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode)

| Energy level | Reconstruction kernel | Hounsfield units |
|--------------|-----------------------|------------------|
| 40 keV | Br40 | 333.5 ± 1.3 |
| | Hr40 | 431.7 ± 2.0 |
| 45 keV | Br40 | 279.2 ± 1.0 |
| | Hr40 | 366.1 ± 1.2 |
| 50 keV | Br40 | 234.6 ± 0.6 |
| | Hr40 | 314.7 ± 0.9 |
| 55 keV | Br40 | 199.6 ± 0.6 |
| | Hr40 | 274.5 ± 0.6 |
| 60 keV | Br40 | 172.9 ± 0.5 |
| | Hr40 | 243.8 ± 0.6 |
| 65 keV | Br40 | 151.6 ± 0.4 |
| | Hr40 | 219.2 ± 0.5 |
| 70 keV | Br40 | 135.0 ± 0.4 |
| | Hr40 | 200.2 ± 0.5 |

이중에너지 CT 40–70keV의 에너지 수준에서 재구성한 가상 단색 영상에서, HA 200 부위는 40 keV에서 Br40 커널을 사용한 경우 671.0 ± 0.8 HU를 보였고, Hr40 커널을 사용한 경우 807.5 ± 1.2 HU를 나타냈다. 에너지 수준이 증가함에 따라 HU는 급격하게 감소하였다(Table 11).

Table 11. The mean Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200) according to energy level and reconstruction kernel at 40–70 keV (SOMATOM Definition EDGE, twin-beam mode)

| Energy level | Reconstruction kernel | Hounsfield units |
|--------------|-----------------------|------------------|
| 40 keV | Br40 | 671.0 ± 0.8 |
| | Hr40 | 807.5 ± 1.2 |
| 45 keV | Br40 | 557.9 ± 0.8 |
| | Hr40 | 679.6 ± 0.6 |
| 50 keV | Br40 | 469.2 ± 0.4 |
| | Hr40 | 578.8 ± 0.5 |
| 55 keV | Br40 | 400.3 ± 0.4 |
| | Hr40 | 500.7 ± 0.6 |
| 60 keV | Br40 | 347.1 ± 0.5 |
| | Hr40 | 439.5 ± 0.4 |
| 65 keV | Br40 | 305.0 ± 0.3 |
| | Hr40 | 391.5 ± 0.4 |
| 70 keV | Br40 | 271.7 ± 0.3 |
| | Hr40 | 353.4 ± 0.4 |

이중에너지 CT의 HU 값은 회귀식 $HU = -8.131 \times (\text{에너지 수준}) + 241.170 \times (\text{하이드록시아파타이트 밀도}) + 57.369 \times (\text{재구성 커널}) + 201.719$ 으로 구할 수 있었다($R^2=0.905, P<0.05$) (Table 12).

이 식을 이용하여 단일에너지 CT의 HU와 비교해볼 때 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 HA 100의 경우, Br40 커널을 사용하였을 때 66keV, Hr40 커널을 사용하였을 때 65keV로 계산되었다. HA 200의 경우, Br40 커널 조건에서는 77keV, Hr40 커널 조건에서 74keV로 계산되었다.

Table 12. Multiple regression analysis to investigate the effect of energy level (keV), hydroxyapatite (HA) density and reconstruction kernel on Hounsfield units in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT

| Independent variable | Hounsfield Unit | | | | | | R^2 | F (P) |
|-----------------------|-----------------|--------|-------|---------|-------|-------|-------|------------------|
| | B | SE | Beta | t | P | VIF | | |
| (constant) | 201.719 | 10.926 | | 18.463 | .000 | | | |
| keV | -8.131 | .174 | -.360 | -46.756 | .000* | 1.000 | | |
| HA density | 241.170 | 2.109 | .890 | 114.351 | .000* | 1.022 | .905 | 5091.665* (.000) |
| Reconstruction kernel | 57.369 | 3.551 | .126 | 16.156 | .000* | 1.022 | | |

* $P<0.05$

또한, 40–70keV 에너지 구간에서 재구성한 가상 단색 영상에서, 에너지 수준에 따른 하이드록시아파타이트의 HU 값을 나타낸 그래프에서 이차 곡선의 회귀식을 추정하였다(Fig. 6).

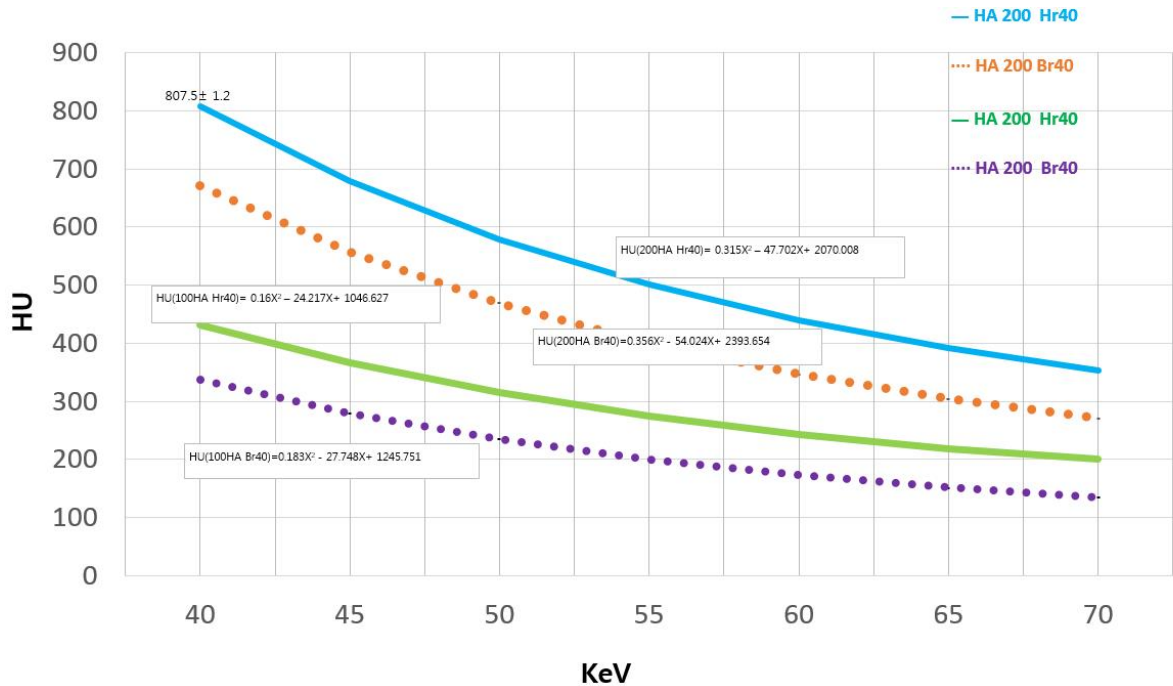


Fig. 6. Hounsfield unit(HU) values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER[®]), 100 mg hydroxyapatite (HA 100), and 200 mg hydroxyapatite (HA 200) versus 40–70 keV energy level in virtual monochromatic images obtained with twin–beam dual–energy CT. HU decreases markedly with increasing energy levels. The variation of HU values according to the energy level can be found by estimating quadratic curves.

추정된 회귀식은

$HU (HA 100 Br40) = 0.160X^2 - 24.217X + 1046.627 (R^2=0.999, p<0.05,$
95% 신뢰구간에서 HU의 표준오차 2.056) (Appendix A).

$HU (HA 100 Hr40) = 0.183X^2 - 27.748X + 1245.751 (R^2=0.999, p<0.05,$
95% 신뢰구간에서 HU의 표준오차 2.421) (Appendix B).

$HU (HA 200 Br40) = 0.315X^2 - 47.702X + 2070.008 (R^2=0.999, p<0.05,$
95% 신뢰구간에서 HU의 표준오차 3.815) (Appendix C).

$HU (HA 200 Hr40) = 0.356X^2 - 54.024X + 2393.654 (R^2=0.999, p<0.05,$
95% 신뢰구간에서 HU의 표준오차 4.281) (Appendix D)로 구할 수
있었다(X = 에너지 수준).

이러한 오차율을 적용한 식을 이용하여 120kVp 단일에너지 CT 영상의 HU와 비교하였을 때 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 HA 100의 경우, Br40을 사용하였을 때 65.8keV, Hr40을 사용하였을 때 65.9keV로 계산되었다. HA 200의 경우, Br40 조건에서는 66.1keV, Hr40조건에서 65.8keV로 계산되었다.

3.3 단일에너지 CT 기종 간 차이에 따른 HU 비교 결과

단일에너지 CT(Optima CT520) 120kVp 조건에서 얻은 HU 값은 다음과 같다. CTWATER[®]부위에서는 평균값이 6.5 ± 2.5 HU로 나타났으며, HA 100 부위에서는 평균값이 156.6 ± 9.0 HU로 나타났다. HA 200 부위에서는 평균값이 304.9 ± 7.4 HU로 나타났다(Table 13).

Table 13. The mean Hounsfield unit values for hydroxyapatite(HA) according to reconstruction kernel and hydroxyapatite density at 120 kVp (Optima CT520, single-energy CT)

| kVp | Reconstruction kernel | HA density | Hounsfield units |
|-----|-----------------------|---------------------------------|------------------|
| 120 | Standard | HA 0 (CTWATER [®]) | 6.5 ± 2.5 |
| | | HA 100 | 156.6 ± 9.0 |
| | | HA 200 | 304.9 ± 7.4 |

CTWATER[®] 부위에서 SOMATOM Definition EDGE에서의 HU 평균이 7.7 HU, Optima CT520에서의 HU 평균이 6.4 HU로 유의하게 차이를 보였다($P < 0.05$) (Table 14). HA 100 부위에서 SOMATOM Definition EDGE에서의 HU 평균이 145.8 HU, Optima CT520에서의 HU 평균이 156.0 HU로 유의하게 차이를 보였다($P < 0.05$) (Table 15). HA 200 부위에서 SOMATOM Definition EDGE에서의 HU 평균이 293.5 HU, Optima CT520에서의 HU 평균이 304.7 HU로 유의하게 차이를 보였다($P < 0.05$) (Table 16).

Table 14. Comparison of Hounsfield unit values for 0 mg of hydroxyapatite (CTWATER[®])

| Machine | Mean | SD | T | P |
|-----------------|------|-----|-------|------|
| SOMATOM | 7.7 | 0.4 | | |
| Definition EDGE | | | 2.932 | 005* |
| Optima | 6.4 | 2.6 | | |
| CT520 | | | | |

* $P < 0.05$

Table 15. Comparison of Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100)

| Machine | Mean | SD | T | <i>P</i> |
|-----------------|--------|------|--------|----------|
| SOMATOM | 145.8 | 0.65 | | |
| Definition EDGE | | | -6.105 | .000* |
| Optima | 156.00 | 9.45 | | |
| CT520 | | | | |

**P* < 0.05

Table 16. Comparison of Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200)

| Machine | Mean | SD | T | <i>P</i> |
|-----------------|-------|-----|--------|----------|
| SOMATOM | 293.5 | 8.0 | | |
| Definition EDGE | | | -5.896 | .000* |
| Optima | 304.7 | 7.4 | | |
| CT520 | | | | |

**P* < 0.05

4. 고찰

Hounsfield units은 물질의 농도에 따른 고유한 값을 보여주는 단위로 인지되고 있어 종종 진단을 위한 밀도 비교를 할 때 사용된다.

Okayama 등은 심장의 가상 단색 영상에서 HU에 대한 에너지 수준의 영향력이 물질이나 조직에 따라 다를 수 있음을 보고하였다.⁵⁸ 또한 McCollough 등은 iodine의 농도가 $0.1\text{g}/\text{cm}^3$ 인 경우와 $1.0\text{g}/\text{cm}^3$ 인 경우, 선형 감쇠계수와 에너지 수준에 대한 관계를 제시하였다. 이 연구에서는 농도가 각기 다른 물질들이 에너지 수준이 높아짐에 따라 선형 감쇠계수가 감소하였다. 선형 감쇠 계수는 $1.0\text{g}/\text{cm}^3$ 의 iodine에서 더 높게 나타났다.⁵ 본 연구에서도 에너지 수준이 증가함에 따라 하이드록시아파타이트의 선형 감쇠계수가 감소함을 보여주었다. 하이드록시아파타이트의 화학식은 $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 로 여러 가지 원소로 이루어져 있으나 iodine의 기존 연구에서 보여주듯 에너지 수준에 따라 변화함을 알 수 있었다. 따라서 영상치의학자는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상을 관찰할 때 이러한 상관관계를 고려하여야 한다. Fornaro 등은 골, iodine, 물의 에너지 수준에 따른 선형 감쇠곡선을 제시하였다.⁵⁹ 본 연구에서는 물과 하이드록시아파타이트를 관찰 대상으로 하였으며 물의 변화 양상은 Fornaro 등의 연구와 비슷한 형태를 보였다. 또한 본 연구에서는 골과 유사한 형태의 선형 감쇠계수의 그래프를 HA 200에서 얻을 수 있었다. HA 100은 에너지 수준이 증가함에 따라 그래프의 기울기가 -0.0045 에서 -0.0007 로 감소하였다. HA 200의 경우 에너지 수준이 증가함에 따라 기울기가 -0.0067 에서 -0.0009 로

감소하였다. 다만 이 기울기는 에너지 수준에 따라 변화하므로, 같은 에너지 수준 구간에서 기울기를 구한다면 하이드록시아파타이트의 밀도를 알 수 있을 것이다. van Hamersvelt 등은 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 90-200keV 구간의 에너지 수준에 따른 하이드록시아파타이트의 HU 변화를 보여주었다.⁴³ 이번 연구에 사용된 에너지 수준은 구강악안면영역에 주로 활용되는 40-140keV 구간으로, 하이드록시아파타이트의 HU는 저에너지 영역에서도 에너지 수준이 증가함에 따라 감소함을 확인할 수 있었다. 또한 이번 연구에 사용된 SOMATOM사의 트윈-빔 이중에너지 CT는 model-based iterative 재구성 방법을 사용하는 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT와는 달리 filtered back projection과 advanced modeled iterative 재구성 방법을 사용하고 있으며, 가상 단색 영상을 얻기 위해 잡음 최적화 가상 단색 영상 알고리즘을 사용하고 있다. 따라서, van Hamersvelt 등이 제시한 이중층 스펙트럴 검출기 이중에너지 CT 촬영 시 하이드록시아파타이트의 밀도를 이용한 골밀도 측정 방식은 다른 재구성 방식과 알고리즘을 적용한 트윈-빔 이중에너지 CT에서도 적용이 가능함을 확인할 수 있었다.

Booz 등은 골밀도 측정 검사가 피질골과 해면골의 밀도를 면적 단위로 동시에 나타내므로 피질골과 해면골의 특성을 분리해 보여주진 못한다고 언급하였다. 또한 정량적 컴퓨터 단층 촬영은 촬영 시 보정 팬텀을 필요로 하며, 추가적인 검사에 따른 환자 선량이 증가하므로 한계점을 가진다고 언급하였다.⁴⁶ 최근 콘빔 CT를 활용한 연구에서 상악 전치부, 상악결절, 하악 하연, 척추골의 회색 값이 골다공증과 연관되어 있음이 보고되었다.^{60, 61} 또한 Gönen 등은 콘빔 CT 관찰 시 피질 골 내부의 회색 값 변화를 통해 약물

관련 약골 골 피사의 영상학적 특성을 보고하기도 하였다.⁶² 그러나 Pauwels 등은 콘빔 CT의 회색 값은 FOV 크기 제한, 산란 방사선, 재구성 알고리즘 차이에 따른 장비 간 일관성 부족 등의 한계를 가지므로 골밀도 평가에 사용되기에는 제한이 있다고 보고하였다.⁶³ 이에 상대적으로 장점을 가지는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상을 통한 골밀도 검사법은 구강악안면영역의 골밀도 평가 및 골다공증 스크리닝에 응용될 수 있을 것이다.

Achenbach 등은 이중소스 이중에너지 CT에서 재구성 커널 값의 예리함에 따라 중간 부드러운 커널(B26f)과 예리한 커널(B46f)에서 atherosclerotic plaque의 HU 값이 113 HU, 97 HU으로 차이가 있음을 보고하였다.⁴⁹ 본 연구에서 사용한 Br40 커널은 부드러운 커널로 주로 영상 잡음을 줄이고 대조도를 높이기 위해 brain과 body를 관찰할 때 적용된다. Hr40 커널은 예리한 커널로 주로 공간 해상도를 늘리기 위해 사용되며 뼈구조물을 관찰하기 위해 사용한다. 이번 실험에서는 재구성 커널의 종류(Br40-Hr40)에 따라서 70 HU정도의 차이가 있음을 보여주었다. 이의 상관 계수는 0.158로 다른 조건들에 비해 미미한 상관관계임을 알 수 있었다. 그러나 골밀도 등을 계산하기 위해 영상을 재구성할 때에는, 오차를 줄이기 위해 같은 커널 값으로 비교하는 것이 추천된다.

Lu 등의 논문에서는 CTDIvol이 10mGy이거나 더 낮은 경우 이중 단색 영상의 HU 값의 정확도가 떨어짐을 보고하였다.¹³ 본 연구에서는 튜브 회전 시간이 0.5, 1.0초 조건일 때 CTDIvol은 각각 17.40mGy, 17.46mGy이었다. HU 값의 튜브 회전 시간에 대한 상관계수는 통계적 유의성이 없었다. 따라서 본 연구에서 이중에너지 CT에서 HU 값의 비교에 0.5초, 1.0초의 차이는 중요한 변화 인자로 생각되지 않는다. 그러나 구강악안면에서 주로 관찰되는

지방이나 근육 등과 같은 낮은 HU를 보이는 구조물을 평가하고자 한다면 작은 변화량이라도 유의미한 결과를 나타낼 수도 있다고 생각된다. 한편, Beeres 등은 0.28, 0.33초 튜브 회전 시간에서 줄무늬 음영이 증가하고 튜브 회전 시간이 감소함에 따라 환자의 움직임에 의한 음영이 감소함을 보고하였다.⁵⁰ 본 실험에서는 움직임이 없는 팬텀을 대상으로 하였기 때문에 움직임 감소 효과에 따른 HU 변화는 확인 할 수는 없었다. 또한 Beeres 등이 제시했던 낮은 튜브 회전 시간 조건에서의 결과는 얻지 못했으므로 추가적인 연구가 필요하겠다.

Jeong 등은 이중에너지 CT에서 재구성된 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU는 하이드록시아파타이트의 밀도, 에너지 수준, 재구성 커널값과 상관관계가 있음을 보고하였다.⁶⁴ 상기 상관관계를 바탕으로 두번째 실험에서 하이드록시아파타이트의 HU를 나타내는 회귀식을 구할 수 있었다. 다만, 하이드록시아파타이트의 밀도, 에너지 수준, 재구성 커널값 모두를 독립변수로 하였을 때의 회귀식은 에너지 수준만을 변수로 한 회귀식에 비해 설명력이 떨어졌는데, 이는 주어진 데이터가 가지는 오차에 의한 결과라 생각된다. 에너지 수준을 변수로 한 회귀식을 이용하여 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 66keV임을 알 수 있었다. 이는 단일에너지 CT와 HU 비교를 위한 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 재구성 프로토콜 확립에 도움을 줄 수 있을 것이다.

한국의료영상품질관리원에서 제공하는 CT 정도관리점검표에서는 AAPM phantom을 120 kVp 조건으로 촬영 시 아크릴, 나일론, 폴리스틸렌, 폴리에틸렌, 폴리카보네이트 부위에서 CT number의 오차 기준을 ± 10 HU로 제시하고

있다.⁶⁵ 한편 American College of Radiology에서는 American College of Radiology phantom을 120kVp 조건에서 촬영 시 골의 HU 값을 평가하기 위한 물질인 테플론 부위에서 ± 60 HU의 오차 기준을 제시하고 있다.⁶⁶ 따라서 본 연구에서 골밀도측정팬텀에서 관찰된 기종 간 차이는 CT의 정도관리 기준에는 부합된다고 볼 수 있다. 그러나 현재까지 이중에너지 CT에 대한 정도관리 기준이 확립되지 않았으므로 이에 추가적인 연구 및 개선이 필요하다. Cropp 등은 American College of Radiology CT 팬텀을 이용하여, GE사와 Simense사의 기종 간 차이에 따른 HU의 차이를 보고하였다.²⁸ 물의 HU를 비교한 연구에서는 Siemens사의 경우 -0.5 HU, GE사의 경우 5.1 HU로 차이가 있었다. 본 연구에서는 Siemens사의 경우 7.7 HU, GE사의 경우 6.4 HU로 통계적으로 유의한 차이가 관찰되었다. 평균의 크기로만 보았을 때 큰 차이가 나지 않았지만 통계적으로 유의한 차이가 나타나는 것은 표본의 크기가 크고 표준편차가 작기 때문에 검정 통계량 t 값이 높게 나온 것에 따른 결과라 볼 수 있다. Cropp 등의 연구에서 팬텀의 골 부위를 비교한 결과에서 Siemens사의 경우 873 HU, GE사의 경우 988 HU로 GE에서 HU가 더 높게 나왔다. 마찬가지로 본 연구에서도 HA 100, HA 200 부위에서 모두 GE사의 결과 값이 11 HU 정도 높게 나타났다. 이러한 결과 값은 기종에 따른 빔 여과와 영상 재구성 방법 차이에 기인한 것으로 생각할 수 있다. 따라서 영상치의학자는 골변화를 관찰할 때 이러한 기종 간 차이에 따른 HU 값의 차이를 고려하여야 한다.

한편, 본 연구에서 트윈-빔 이중에너지 CT의 골밀도 측정 방식과 골밀도 검사 및 정량적 컴퓨터 단층 촬영과의 상관관계에 대한 검증은 이루어지지 않았으므로 이에 대한 추가적인 연구가 필요하다. 또한, 이번 연구에 사용된 팬텀의 밀도는

100-200 mg/cm³으로 구강의 해면골에서 관찰할 수 있는 하이드록시아파타이트의 밀도이다.⁴³ 인체의 피질골에서의 관찰되는 하이드록시아파타이트의 밀도는 200-500 mg/cm³로 보고되고 있다.⁶⁷ 구강악안면영역은 부위별로 해면골과 피질골의 밀도가 다양하게 혼재되어 나타나므로, 200-500 mg/cm³ 밀도의 하이드록시아파타이트 팬텀에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

5. 결론

트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상에서 하이드록시아파타이트의 HU는 에너지 수준과 중등도의 음의 상관관계를 보여 트윈-빔 이중에너지 CT로는 골밀도를 하이드록시아파타이트 단위로 표현할 수 있을 것으로 기대된다. 단일에너지 CT 120kVp 촬영 조건과 유사한 HU 값을 나타내는 트윈-빔 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 에너지 수준은 66keV로 계산되었다. 이는 단일에너지 CT와 HU 비교를 위한 이중에너지 CT의 가상 단색 영상의 재구성 프로토콜 확립에 도움을 줄 것이다. 또한, 단일에너지 CT 기종 간에 하이드록시아파타이트의 HU 값이 차이가 있어 영상치의학자는 골변화를 관찰할 때 기종 간 차이에 따른 HU 값의 차이를 고려하여야 한다.

참고문헌

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. description of system. Br J Radiol 1973; 46: 1016-22.
2. Johnson T, Kraauss B, Sedlmair M, Grasmuck M, Bruder H, Morhard H, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. Eur Radiol 2007; 17: 1510-7.
3. Johnson TR. Dual-energy CT: general principles. AJR Am J Roentgenol 2012; 199(5 Suppl): S3-8.
4. D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, Ascenti G, Albrecht MH, Martin SS, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging technique and clinical application. Br J Radiol 2019; 92: 20180546.
5. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. Radiology 2015; 276: 637-53.
6. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: part 1. Neuroimaging Clin N Am 2017; 27: 371-84.
7. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, MAnneck S, Dashiti 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: 491–8.
8. Rassouli N, Etesami M, Dhanantwari A, Rajiah P. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging* 2017; 8: 589–98.
 9. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 2. *Neuroimaging Clin N Am* 2017 ; 27: 385–400.
 10. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(5 Suppl): S9–15.
 11. Kim TM, Choi YH, Cheon JE, Kim WS, Kim IO, Park JE, et al. Optimal kiloelectron volt for noise-optimized virtual monoenergetic images of dual-energy pediatric abdominopelvic computed tomography: preliminary results. *Korean J radiol* 2019; 20: 283–94.
 12. De Santis D, Eid M, De Cecco CN, Jacobs BE, Albrecht MH, Varga-Szemes A, et al. Dual-energy computed tomography in cardiothoracic vascular imaging: *Radiol Clin North Am* 2018; 56: 521–34.
 13. Lu X, Lu Z, Yin J, Gao Y, Chen X, Guo Q. Effects of radiation dose levels and spectral iterative reconstruction levels on the accuracy of iodine quantification and virtual monochromatic CT numbers in dual-layer spectral detector CT: an iodine phantom study. *Quant*

Imaging Med and Surg 2018; 9: 188–200.

14. 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* 2013; 68: 148–54.
15. Cramer TW, Fletcher JG, Paden RG, Boltz TF 2nd, Stiles WL, Pavlicek W, et al. A primer on the use of dual-energy CT in the evaluation of commonly encountered neoplasms. *Abdom Radiol (NY)* 2016; 41: 1618–31.
16. Albrecht MH, Scholtz J-E, Kraft J, Bauer RW, Kaup M, Dewes P, et al. Assessment of an advanced monoenergetic reconstruction technique in dual-energy computed tomography of head and neck cancer. *Eur Radiol* 2015; 25: 2493–501.
17. Shuman WP, Green DE, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, et al. Dual-energy liver CT: effect of monochromatic imaging on lesion detection, conspicuity, and contrast-to-noise ratio of hypervascular lesions on late arterial phase. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 203: 601–6.
18. Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *RadioGraphics* 2014; 34: 589–612.
19. Pomerantz S, Kamalian S, Zhang D, Gupta R, Rapalino O, Sahani DV, et al. Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy

- unenhanced head CT at 65–75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT. *Radiology* 2013; 266: 318–25.
20. Kim C, Kim D, Lee KY, Kim H, Cha J, Choo JY, et al. The Optimal energy level of virtual monochromatic images from spectral CT for reducing beam-hardening artifacts due to contrast media in the thorax. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 211: 557–63.
 21. Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ, Dzyubak OP, Lieske JC, Jackson ME, et al. Noninvasive Differentiation of Uric Acid versus Non-Uric Acid Kidney Stones Using Dual-Energy CT. *Acad Radiol* 2007; 14: 1441–7.
 22. Graser A, Johnson TRC, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol* 2008; 43: 112–9.
 23. Nicolaou S, Yong-Hing CJ, Galea-Soler S, Hou DJ, Louis L, Munk P. Dual-energy CT as a potential new diagnostic tool in the management of gout in the acute setting. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 1072–78.
 24. Glazebrook KN, Guimarães LS, Murthy NS, Black DF, Bongartz T, Manek NJ, et al. Identification of intraarticular and periarticular uric acid crystals with dual-energy CT: initial evaluation. *Radiology* 2011; 261: 516–24.
 25. Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, Nance JW Jr, Haubenreisser H, Fink C, et al. Optimization of kiloelectron volt settings in cerebral

- and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Acad Radiol* 2014; 21: 431–6.
26. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol* 2014; 49: 586–92.
 27. Hamrahian AH, Ioachimescu AG, Remer EM, Motta-Ramirez G, Bogabathina H, Levin HS, et al. Clinical utility of noncontrast computed tomography attenuation value (Hounsfield units) to differentiate adrenal adenomas/hyperplasias from nonadenomas: cleveland clinic experience. *J Clin Endocrinol Metab* 2005; 90: 871–7.
 28. Cropp RJ, Seslija P, Tso D, Thakur Y. Scanner and kVp dependence of measured CT numbers in the ACR CT phantom. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14: 4417.
 29. Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 2000; 24: 53–58.
 30. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol* 1982; 139: 443–7.

31. Lamba R, McGahan JP, Corwin MT, Li CS, Tran T, Seibert JA, et al. CT Hounsfield numbers of soft tissues on unenhanced abdominal CT scans: variability between two different manufacturers' MDCT scanners. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 203: 1013–20.
32. Sande EPS, Martinsen ACT, Hole EO, Olerud HM. Interphantom and interscanner variations for Hounsfield units—establishment of reference values for HU in a commercial QA phantom. *Phys Med Biol* 2010; 55: 5123–35.
33. Volgyes D, Pedersen M, Stray–Pedersen A, Waaler D, Martinsen AC. How different iterative and filtered back projection kernels affect computed tomography numbers and low contrast detectability. *J Comput Assist Tomogr* 2017; 41: 75–81.
34. Gierada DS, Bierhals AJ, Choong CK, Bartel ST, Ritter JH, Das NA, et al. Effects of CT section thickness and reconstruction kernel on emphysema quantification relationship to the magnitude of the CT emphysema index. *Acad Radiol* 2010; 17: 146–56.
35. Widmann G, Bischel A, Stratis A, Kakar A, Bosmans H, Jacobs R, et al. Ultralow dose dentomaxillofacial CT imaging and iterative reconstruction techniques: variability of Hounsfield units and contrast–to–noise ratio. *Br J Radiol* 2016; 89: 20151055.
36. Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, Babb JS. Multi–detector row CT attenuation measurements: assessment of intra– and interscanner variability with an anthropomorphic body CT phantom. *Radiology*

- 2007; 242: 109–19.
37. Wang T, Ghavidel BB, Beitler JJ, Tang X, Lei Y, Curran WJ, et al. Optimal virtual monoenergetic image in "TwinBeam" dual-energy CT for organs-at-risk delineation based on contrast-noise-ratio in head-and-neck radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2019; 20: 121–8.
 38. Washio H, Ohira S, Karino T, Nitta Y, Hayashi M, Miyazaki M, et al. Accuracy of quantification of iodine and Hounsfield unit values on virtual monochromatic imaging using dual-energy computed tomography: comparison of dual-layer computed tomography with fast Kilovolt-switching computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2018; 42: 965–71.
 39. Ueguchi T, Ogihara R, Yamada S. Accuracy of dual-energy virtual monochromatic CT numbers: comparison between the single-source projection-based and dual-source image-based methods. *Acad Radiol* 2018; 25: 1632–39.
 40. 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.
 41. Jacobsen MC, Schellingerhout D, Wood CA, Tamm EP, Godoy MC, Sun J, et al. Intermanufacturer comparison of dual-energy CT iodine quantification and monochromatic attenuation: a phantom

- study. *Radiology* 2018; 287: 224–34.
42. Junqueira LC, Carneiro J. *Basic histology: text & atlas*. 10th ed. New York: McGraw–Hill Companies; 2003. pp. 144.
 43. van Hamersvelt RW, Schilham AM, Engelke K, den Harder AM, de Keizer B, Verhaar HJ, et al. Accuracy of bone mineral density quantification using dual–layer spectral detector CT: a phantom study. *Eur Radiol* 2017; 27: 4351–9.
 44. Mei K, Schwaiger BJ, Kopp FK, Ehn S, Gersing AS, Kirschke JS, et al. Bone mineral density measurements in vertebral specimens and phantoms using dual–layer spectral computed tomography. *Sci Rep* 2017; 7: 17519.
 45. Wichmann J, Booz C, Wesarg S, Kafchitsas K, Bauer RW, Kerl JM, et al. Dual–energy CT based phantomless in vivo three–dimensional bone mineral density assessment of the lumbar spine. *Radiology* 2014; 271: 778–84.
 46. Booz C, Hofmann PC, Sedlmair M, Flohr TG, Schmidt B, D'Angelo T, et al. Evaluation of bone mineral density of the lumbar spine using a novel phantomless dual–energy CT post–processing algorithm in comparison with dual–energy X–ray absorptiometry. *Eur Radiol Exp* 2017; 1: 11.
 47. Yu L LS. <https://www.imagewisely.org/Imaging-Modalities/Computed-Tomography/Image-Reconstruction-Techniques>.
 48. Paul J, Krauss B, Banckwitz R, Maentele W, Bauer RW, Vogl TJ.

Relationships of clinical protocols and reconstruction kernels with image quality and radiation dose in a 128-slice CT scanner: study with an anthropomorphic and water phantom. *Eur J Radiol* 2012; 81: e699-703.

49. Achenbach S, Boehmer K, Pflederer T, Ropers D, Seltmann M, Lell M, et al. Influence of slice thickness and reconstruction kernel on the computed tomographic attenuation of coronary atherosclerotic plaque. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2010; 4: 110-5.
50. Beeres M, Wichmann J, Paul J, Mbalisike E, Elsabaie M, Vogl TJ, et al. CT chest and gantry rotation time: does the rotation time influence image quality? *Acta Radiol* 2015; Aug; 56: 950-4.
51. 최준일, 나동규, 김학의, 신용문, 안국진, 이재영. 영상의학검사의 정도관리. *대한영상의학회지* 2004; 50: 317-31.
52. 보건복지부, 특수의료장비의설치및운영에대한규칙 운영지침. 보건복지부. 2012.
53. 강희두. 치과 진단용 방사선 영상평가 검사기준에 관한 연구. 식품의약품안전평가원. 2009.
54. 대한영상의학회. 특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 안내. <http://www.radiology.or.kr/document/guide/index.html>
55. <https://www.ndeed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/attenuationCoef.htm>.
56. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>.
57. 김수녕. 의학통계 ABC. 군자출판사. 2016.

58. Okayama S, Soeda T, Takami Y, Kawakami R, Somekawa S, Uemura S, et al. The Influence of effective energy on computed tomography number depends on tissue characteristics in monoenergetic cardiac imaging. *Radiol Res Pract* 2012; 2012: 150980.
59. Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, Butler A, Anderson N, Pache G, et al. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights Imaging* 2011; 2: 149-59.
60. Guerra ENS, Almeida FT, Bezerra FV, Figueiredo PTDS, Silva MAG, De Luca Canto G, et al. Capability of CBCT to identify patients with low bone mineral density: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46 : 20160475.
61. Shokri A, Ghanbari M, Maleki FH, Ramezani L, Amini P, Tapak L. Relationship of gray values in cone beam computed tomography and bone mineral density obtained by dual energy X-ray absorptiometry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2019; 128: 319-31.
62. Gönen ZB, Yillmaz Asan C, Zararsiz G, Kiliç E, Alkan A. Osseous changes in patients with medication-related osteonecrosis of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20170172.
63. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 20140238.

64. Jeong DK, Lee SS, Kim JE, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, et al. Effects of energy level, reconstruction kernel and tube rotation time on Hounsfield units of hydroxyapatite in virtual monochromatic images from dual-energy CT. *Imaging Sci Dent* 2019; 49: 273–9.
65. 한국의료영상품질 관리원. CT 정도관리 기록검사 구비서류, CT 정도관리점검표 서식(4).
66. AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Computed tomography, quality control manual, qualified medical physicist's section. 2017.
67. Kalender WA, Felsenberg D, Genant HK, Fischer M, Dequeker J, Reeve J. The European Spine Phantom — a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur Radiol* 1995; 20: 83–92.

APPENDIX

Appendix A. Regression analysis to investigate the effect of energy level (keV) on Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100) in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT (body regular 40 kernel)

| Hounsfield units | | | | | | | | |
|----------------------|----------|-------|--------|----------|-------|----------------|-------------|-------------------------------------------------|
| Independent variable | B | SE | Beta | T | P | R ² | F/(P) | Standard error of HU at 95% confidence interval |
| (keV) | -24.217 | .172 | -3.598 | -140.478 | .000* | .999 | 123607.954* | 2.056 |
| (keV)**2 | .160 | .002 | 2.628 | 102.610 | .000* | | (.000) | |
| (constant) | 1046.627 | 4.632 | | 225.952 | .000* | | | |

* $P < 0.05$ $R^2 = 0.999$

Appendix B. Regression analysis to investigate the effect of energy level (keV) on Hounsfield unit values for 100 mg of hydroxyapatite (HA 100) in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT (head regular 40 kernel)

| Hounsfield units | | | | | | | | |
|----------------------|----------|-------|--------|----------|-------|----------------|-------------|-------------------------------------------------|
| Independent variable | B | SE | Beta | T | P | R ² | F/(P) | Standard error of HU at 95% confidence interval |
| (keV) | -27.748 | .203 | -3.585 | -136.705 | .000* | .999 | 117886.845* | 2.421 |
| (keV)**2 | .183 | .002 | 2.615 | 99.715 | .000* | | (.000) | |
| (constant) | 1245.751 | 5.454 | | 228.412 | .000* | | | |

* $P < 0.05$ $R^2 = 0.999$

Appendix C. Regression analysis to investigate the effect of energy level (keV) on Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200) in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT (body regular 40 kernel)

| Hounsfield units | | | | | | | | |
|----------------------|----------|-------|--------|----------|-------|----------------|-------------|-------------------------------------------------|
| Independent variable | B | SE | Beta | t | P | R ² | F/(P) | Standard error of HU at 95% confidence interval |
| (keV) | -47.702 | .320 | -3.583 | -149.162 | .000* | .999 | 140560.193* | 3.815 |
| (keV)**2 | .315 | .002 | 2.613 | 108.768 | .000* | | (.000) | |
| (constant) | 2070.008 | 8.593 | | 240.898 | .000* | | | |

* $P < 0.05$ $R^2 = 0.999$

Appendix D. Regression analysis to investigate the effect of energy level (keV) on Hounsfield unit values for 200 mg of hydroxyapatite (HA 200) in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT (head regular 40 kernel)

| Hounsfield units | | | | | | | | |
|----------------------|----------|-------|--------|----------|-------|----------------|-------------|-------------------------------------------------|
| Independent variable | B | SE | Beta | t | P | R ² | F/(P) | Standard error of HU at 95% confidence interval |
| (keV) | -54.024 | .359 | -3.564 | -150.525 | .000* | .999 | 144671.185* | 4.281 |
| (keV)**2 | .356 | .003 | 2.593 | 109.529 | .000* | | (.000) | |
| (constant) | 2393.654 | 9.644 | | 248.212 | .000* | | | |

* $P < 0.05$ $R^2 = 0.999$

Abstract

Factors affecting the Hounsfield units of hydroxyapatite in virtual monochromatic images obtained with twin-beam dual-energy CT: Comparison to Hounsfield units of images obtained with single-energy CT

Jeong, Dae Kyo

Department of Oral and Maxillofacial Radiology,
Graduate School, Seoul National University
(Directed by Prof. Choi, Soon Chul, DDS, MSD, PhD)

1. Objectives

Dual-energy CT shows improved diagnostic ability due to increased contrast-to-noise ratio, decreased beam hardening effect and metal

artifact, and increased separation of materials compared to conventional CT. Recently, this tool has become widespread in the field of radiology. In this study, we investigated the factors affecting Hounsfield units (HU) of hydroxyapatite (HA) in the virtual monochromatic images (VMIs) obtained with recently introduced twin-beam dual-energy CT. We also aimed to determine the energy level of the VMIs obtained with twin-beam dual-energy CT with HU values similar to those of the single-energy CT 120kVp scanning protocol and compare HU values according to CT device.

2. Methods

A bone density calibration phantom with 3 HA inserts of different densities (CTWATER[®]; 0, 100, and 200 mg of HA/cm³) was scanned using twin-beam dual-energy CT (SOMATOM Definition EDGE, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) at 120 kVp with the tube rotation times of 0.5 and 1.0 seconds. The VMIs were reconstructed by changing the energy level (with options of 40 keV, 70 keV, and 140 keV). In order to investigate the impact of the reconstruction kernel, virtual monochromatic images were reconstructed after changing the kernel from body regular 40 (Br40) to head regular 40 (Hr40) in the reconstruction phase. The mean HU value was measured by placing a circular region of interest (ROI) in the middle of each insert obtained from the VMIs. The HU value of each insert was measured 33

times for each scan protocol.

The VMIs were reconstructed under a scanning protocol of 7 energy levels (40keV, 45keV, 50keV, 55keV, 60keV, 65keV, 70keV) and two reconstruction kernels (body regular 40, head regular 40) using the same dual-energy CT and phantom, for which images also were obtained with two reconstruction kernels at 120 kVp using single-energy CT. The average value was obtained by measuring HU values 33 times from the obtained images, and the energy levels of VMIs with HU values similar to those of single-energy 120kVp images were investigated.

Finally, the same phantom was scanned at 120 kVp using two single-energy CT instruments (SOMATOM Definition Edge single-energy mode, Optima CT520 [General Electric Healthcare, Solingen, Germany]), and the HU values were measured and compared.

3. Results

Virtually no difference in HU value was observed according to energy level used with the CTWATER[®] insert. For HA 100 and 200 inserts, HU decreased significantly at increased energy levels (correlation coefficient= -0.538 , $P<0.05$). The decrease in HU was relatively small in the 70keV to 140keV range. HU value increased by 70 HU when using Hr 40 rather than Br 40 (correlation coefficient= 0.158 , $P<0.05$). The tube

rotation time did not significantly affect the HU ($P > 0.05$). The energy level of the VMIs with HU values similar to those of 120 kVp single-energy CT was 66 keV. When compared with SOMATOM Definition Edge (body regular 40 kernel) and Optima CT520 (standard kernel), the CTWATER[®] showed 7.7 HU at SOMATOM Definition Edge and 6.4 HU at Optima CT520 ($P < 0.05$), HA 100 showed 145.8 HU, 156.0 HU ($P < 0.05$), and HA 200 showed 293.5 HU, 304.7 HU, respectively ($P < 0.05$).

4. Conclusion

The HU values of HA were negatively correlated with the energy level in VMIs obtained with dual-energy CT. Based on this finding, twin-beam dual-energy CT can accurately express bone density in HA units. The energy level of the VMIs with HU values similar to those of the 120 kVp single-energy CT was 66 keV. This will help to establish a reconstruction protocol for VMIs of dual-energy CT for comparison of HU with those of single-energy CT. There is a difference in HU value of HA according to CT device. Therefore, the radiologist should consider the difference in HU values according to differences between devices when observing bone changes.

Key words: Dual-energy CT, Twin-beam, Hounsfield units, Virtual monochromatic images, Hydroxyapatite, Energy level, Single-energy CT