

물리적 인자의 변화에 따른 다양한 구성물질의 하운스필드 단위 평가 및 응용

*연세대학교 보건과학대학 방사선학과, †연세대학교 보건과학연구소

이승완*[†] · 김희중*[†] · 김태호* · 조소정* · 이창래*[†]

본 연구는 관전압(kVp), 관전류량(mAs)과 같은 물리적 인자의 변화에 따른 다양한 구성 물질의 하운스필드 단위(HU, Hounsfield Unit) 평가를 통해 전산화단층촬영(Computed Tomography) 장치에 대한 성능을 평가하고 이들의 응용가능성을 연구하고자 하였다. MDCT (Siemens SOMATOM Sensation 4, Germany)를 이용하여 밀도가 다른 다양한 물질의 물리적 인자의 변화에 따른 HU 값을 측정하였다. 실험결과 관전압이 증가함에 따라 물질의 HU 값은 대체적으로 감소하고, 특히 뼈와 조영제의 구성물질인 요오드(iodine)의 경우 관전압이 80 kVp에서 140 kVp로 증가했을 때 HU 값은 각각 32%, 42% 감소하였다. 반면, 50 mAs에서 400 mAs로 관전류량이 증가함에 따라 HU 값에는 큰 변화가 없었다. 그리고 물질의 밀도가 0.00 g/cm³에서 1.82 g/cm³로 증가함에 따라 HU 값은 선형적으로 증가하였다. 조영제의 구성물질인 요오드의 경우에는 농도가 증가함에 따라 HU 값은 선형적으로 증가하였고 관전압이 증가함에 따라 HU 값이 감소하였다. 관전압 증가에 따른 감소정도는 요오드의 농도에 따라 차이가 있으며 3%의 농도에서 가장 큰 차이를 보였다. 이러한 결과를 이용하여 single source CT 장치에서 혼합물의 물질분리 효과를 얻을 수 있었다. 본 연구를 통해 다양한 물질에 대한 물리적 인자와 HU의 상관관계를 확인하였고, single source CT 장치를 이용하여 물질분리 효과를 구현함으로써 CT 장치의 효율성을 증가시키고, 응용분야를 확장할 수 있을 것으로 기대한다.

중심단어: 물리적 인자, 전산화단층촬영장치, 하운스필드 단위, 물질분리

서 론

1970년대 이후 전 세계적으로 CT 장치의 보급수가 증가하고 있고, MDCT (Multi-Detector Computed Tomography)의 도입으로 CT 스캔 속도는 빨라졌으며, 영상의 질은 향상되었다. 또한 국내 건강보험심사평가원에 따르면 2008년 12월까지 1,788대의 CT 장치가 운영 중이며¹⁾ 보험수혜가 적용됨에 따라 CT 장치의 이용횟수가 증가하고 있는 실정이다. 따라서 환자 선량을 최소화시킴과 동시에 양질의 영상을 얻기 위해서는 장치의 성능을 최적화시키면서 영상의 질을 일정하게 유지시키기 위한 CT 장치의 성능관리가 매우 중요하다.

CT는 일반적인 X선을 이용하여 인체 각 조직의 흡수차

를 CT number라는 단위로 환산하여 인체의 단면들을 촬영하는 기법이다.

$$CT\ number = K \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1)$$

이 때, μ 와 μ_w 는 각각 물질과 물의 감쇠계수(attenuation coefficient)이고, K는 확대정수(contrast factor 또는 scaling factor)이다. 그리고 감쇠계수는 광전흡수(photoelectric absorption), 콤프턴 산란(Compton scattering), 레일리 산란(Rayleigh scattering)과 관계있으므로 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\mu = N_e \left(a \frac{Z_r^n}{E^k} + b \frac{Z_R^m}{E^l} + c(E) \right) \quad (cm^{-1}) \quad (2)$$

여기서, N_e 는 물질의 단위부피당 전자수로 정의되는 전자질량이고, E는 keV 단위의 광자에너지이다. Z_r 와 Z_R 는 각각 광전흡수와 레일리 산란에 대한 유효원자번호이고 a, b, m, n, k, l은 보정상수이다.²⁾

CT는 X선관(X-ray tube)과 반대쪽의 검출기(detector)가 인체 주위를 회전하면서 인체의 여러 방향에서 투사된 방

이 논문연구는 2009학년도 연세대학교 학술연구비의 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 논문은 2009년 8월 4일 접수하여 2009년 9월 4일 채택되었음.

책임저자 : 김희중, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

연세대학교 보건과학대학 방사선학과

Tel: 033)760-2475, Fax: 033)760-2815

E-mail: hjk1@yonsei.ac.kr

사선의 강도를 측정한다. 이 측정치를 컴퓨터로 계산하여 인체 각 부위의 방사선 감약계수(attenuation coefficient)를 산출하고 인체의 단면상으로 재구성하여 모니터에 표시해주는 영상 촬영방법이다. 현재 사용 중인 대부분의 장치에서 식 (1)의 K값은 1,000이며, K값이 1,000인 장치에서의 CT number 값을 HU (Hounsfield Unit)라고도 부른다. 즉, CT 장치에서 각 화소(pixel)의 방사선 감약계수를 HU라 하며 공기와 물에 대해 각각 -1,000, 0의 값을 얻게 된다. 식 (1)의 감약계수는 전자밀도, 원자번호, 그리고 X선 에너지에 의존한다.³⁾ 또한 CT 영상에서 관전압의 변화에 따라 밀도에 대한 CT number가 변한다고 보고된바 있다.^{4,5)}

최근 도입되고 있는 DSCT (Dual Source CT)는 하나의 갠트리(gantry) 내에 두 개의 X선관을 설치하여 각각 다른 에너지로 피사체를 동시에 촬영하는 장치로 X선 에너지에 따른 물질의 감약정도 차이를 이용하여 대상물질의 구성성분을 분리할 수 있다. X선관이 하나인 일반적인 CT 장치를 사용한 고식적인 혈관조영술(CT angiography)은 신경계혈관질환을 평가하는데 매우 유용한 비침습적인 검사이지만 두개저나 두개골에 접한 부위는 평가하기 어렵다. 따라서 DSCT를 이용하여 조영 후 영상으로, 혈관조영술시 조영제로 많이 사용되는 요오드와 뼈를 분리함으로써 뼈가 제거된 혈관영상을 얻을 수 있다.⁶⁾

따라서 본 논문에서는 CT 장치의 다양한 물질에 대한 HU 값을 측정하고 이를 통해 CT 장치의 응용에 대해 연구하고자 하였다. 즉, 각 물질의 물리적 인자 변화에 따른 HU 차이를 이용하여 일반 CT 장치에서 DSCT 장치와 같은 물질분리 효과를 낼 수 있는 방법을 고안하여 CT 장비의

효율성 및 응용성을 증가시키고자 하였다.

재료 및 방법

1. 장비 및 재료

본 실험에서는 X선 장치로 MDCT (SIEMENS SOMATOM Sensation 4, Germany)를 사용하였다. 또한 팬텀으로는 anthro-pomorphic phantom (CIRS, USA)과 자체 제작한 다양한 물질이 들어있는 팬텀(물, 조영제, 공기, 아크릴, 아세탈), 소동물 등뼈를 이용하였다.

2. 실험방법 및 측정조건

본 실험은 MDCT를 사용하여 anthro-pomorphic phantom, 다양한 물질이 들어있는 팬텀(물, 조영제, 공기, 아크릴, 아세탈) 및 소동물의 등뼈 등을 대상으로(Fig. 1) 200 mAs, 슬라이스 두께(Slice thickness) 2.5 mm로 일정하게 유지시킨 조건에서 관전압을 달리하여(80, 120, 140 kVp) 각 물질의 HU 값과 표준편차(SD, standard deviation)의 변화를 측정하였다. 그리고 120 kVp, 슬라이스 두께 2.5 mm로 일정하게 유지시킨 조건에서 관전량 변화(50, 100, 150, 200, 300, 400 mAs)에 따른 각 물질의 HU 값과 표준편차 변화를 측정하였으며, 120 kVp, 200 mAs, 슬라이스 두께 2.5 mm로 일정하게 유지시킨 조건에서 0.00 g/cm³에서 1.82 g/cm³까지 다양한 밀도를 갖는 물질에 대해서 HU 값을 측정하였다.^{7,8)} 또한 조영제의 구성물질인 요오드를 물과 혼합하고 농도를 달리하여 200 mAs, 슬라이스 두께 2.5 mm의 조건에서 80 kVp와 140 kVp로 스캔하여 HU 값 변화를 측정하

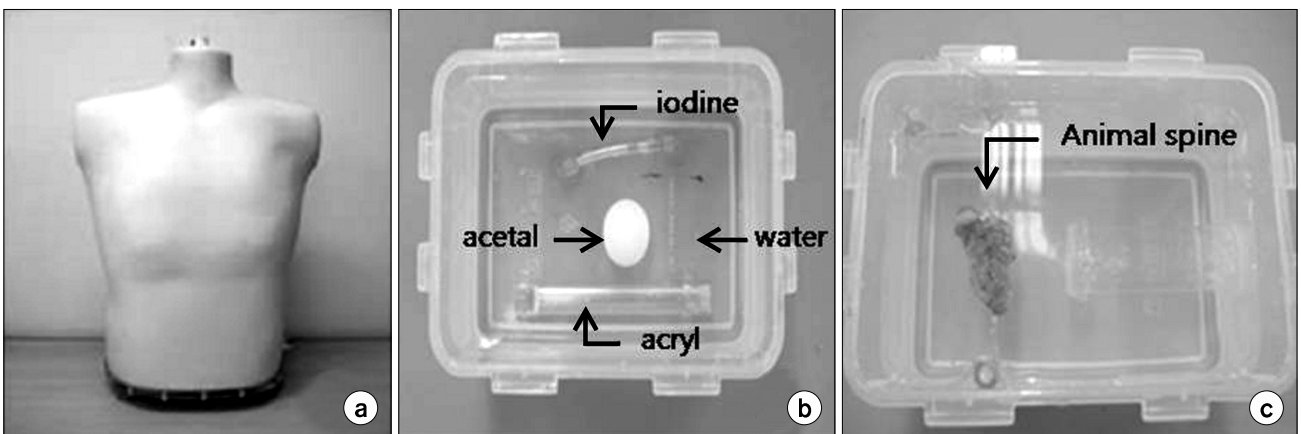


Fig. 1. (a) Anthro-pomorphic phantom, (b) various material phantom used in this study, (c) animal spine phantom used in this study.

였다.

HU 측정을 위해서, MDCT를 이용해 CT 스캔의 중심부와 팬텀의 중심부를 일치시킨 후 스캔하여 획득한 영상에서 PACS (Picture Archiving and Communication System)소프트웨어 PiViewStar(r) (INFINITT, Korea)를 이용해 ROI (Region of Interest)를 설정하였다. ROI 설정 방법은 한국의료영상품질관리원의 CT number 검사 항목⁹⁾에 따라 HU를 측정하고자 하는 물질의 중심부위에 최대한 크게 ROI 설정하였고, ROI 내 HU 평균값과 표준편차를 측정하였으며 측정된 HU 값은 ACR phantom CT number calibration 평가기준¹⁰⁾을 이용하여 표준범위에 포함되는지 평가하였다. 평가 기준은 Table 1과 같다.

설정된 ROI 내 HU 값 표준편차의 정확한 비교를 위해 변동계수(Coefficient of Variation)를 계산하였다. 변동계수란 결과 집단의 단위가 다르거나 단위는 같지만 평균의 차이가 클 때 결과집단의 산포를 비교하는데 유용하게 쓰이는 척도이다. 변동계수가 클수록 산포정도가 크며 상대적인 차이가 크다는 것을 의미한다. 변동계수는 식 (3)에 의해 구할 수 있다.

$$Coefficient\ of\ Variation = \frac{\sqrt{\sigma^2}}{\bar{x}} \quad (3)$$

이 때, $\sqrt{\sigma^2}$ 는 표준편차이고, \bar{x} 는 산술평균이다.

물질분리 효과를 구현해 내기 위하여 소동물 등뼈와 조영제가 주입된 혈관을 모사한 3% 농도의 조영제가 공존하는 상태를 만든다. 그리고 DSCT를 통한 뼈 제거 영상(bone removed image) 획득 원리와 유사하게, 조영제가 존재하는 상태에서 관전압을 달리하여(80 kVp, 140 kVp) 영상을 획득한다. 각각 조건에서 획득된 평면 영상의 뼈와 조영제의 상대적 HU 차이를 이용하여 3차원 재구성 프로그램인 Rapidia 3D (INFINITT Corporation, Korea)를 통해 뼈를 제거한 3D 영상을 획득하였다.

Table 1. Essential criteria for CT number calibration and mass attenuation coefficient for materials.

| Material | Standard range (CT number) | Mass attenuation coefficient at 150 keV (cm ² /g) |
|--------------|----------------------------|--|
| Water | -7~+7 | 1.504×10 ⁻¹ |
| Air | -1,005~-970 | 1.356×10 ⁻¹ |
| Acryl | +110~+130 | 1.456×10 ⁻¹ |
| Polyethylene | -107~-87 | 1.534×10 ⁻¹ |
| Bone | +850~+970 | 1.490×10 ⁻¹ |

결 과

1. 다양한 물질에서 관전압의 변화에 따른 HU 변화

X선 에너지에 따른 HU 값의 정량적 평가와 SD 변화를 평가하기 위해 다른 조건은 일정하게 유지시킨 상태(200 mAs, 슬라이스 두께 2.5 mm)에서 관전압을 80, 120, 140 kVp로 변화시켜 가며 CT 영상을 획득하고 이들에 대한 HU와 SD값을 측정하였다(Table 2).

80 kVp와 140 kVp의 상대적 HU 값을 비교했을 때 공기, 아크릴, 아세탈, 폐, 간의 경우 그 변화 정도가 작았으나 물, 뼈, 3% 요오드의 경우 HU 값이 각각 47%, 32%, 42% 감소하였다. 그리고 관전압이 증가할수록 변동계수는 점차적으로 감소하는데(Fig. 2b), 이는 관전압이 증가할수록 ROI 내 HU 값의 분포가 크지 않고 균일한 것을 의미한다. 이 결과를 통해 물질의 HU 값이 관전압의 영향을 받으며 관전압이 증가할수록 측정된 HU 값이 균일하다는 것을 확인하였다.

2. 다양한 물질에서 관전류량의 변화에 따른 HU 변화

관전류량에 따른 HU 값의 정량적 평가와 SD 변화를 평가하기 위해 다른 조건은 일정하게 유지시킨 상태(120 kVp, 슬라이스 두께 2.5 mm)에서 50, 100, 150, 200, 300, 400 mAs로 변화시켜 가며 CT 영상을 획득하고 이들에 대한 HU와 SD 값을 측정하였다(Table 3).

관전류량이 변화함에 따라 각 물질의 HU 값에는 큰 변화가 없다(Fig. 3a, Table 3). 관전류량은 X-ray 에너지에 영향을 미치지 않기 때문에 관전류량의 변화는 물질의 HU 값에 영향을 미치지 않았다. 관전류량이 증가함에 따라 각 물질의 변동계수는 점차적으로 감소하는데(Fig. 3b), 이는 관전류량이 증가할수록 ROI 내 HU 분포가 크지 않고 균일

Table 2. HU±SD of materials as a function of kVp.

| Material \ kVp | 80 kVp (HU±SD) | 120 kVp (HU±SD) | 140 kVp (HU±SD) |
|----------------|----------------|-----------------|-----------------|
| Water | -6.10±4.02 | -3.71±2.52 | -3.26±2.56 |
| Air | -991.90±8.73 | -993.00±5.84 | -993.03±5.82 |
| Acryl | 94.49±10.45 | 113.41±7.11 | 118.44±6.79 |
| Acetal | 319.36±5.64 | 336.75±5.42 | 338.99±5.29 |
| Bone | 1,101.50±44.12 | 853.63±33.00 | 750.63±30.61 |
| Lung | -717.19±47.03 | -710.06±46.00 | -708.12±45.21 |
| Liver | 77.87±12.60 | 65.07±7.00 | 62.00±5.73 |
| 3% iodine | 626.00±25.06 | 412.00±14.62 | 362.00±12.12 |

이승완 외 4인 : 물리적 인자의 변화에 따른 다양한 구성물질의 하ouns필드 단위 평가 및 응용

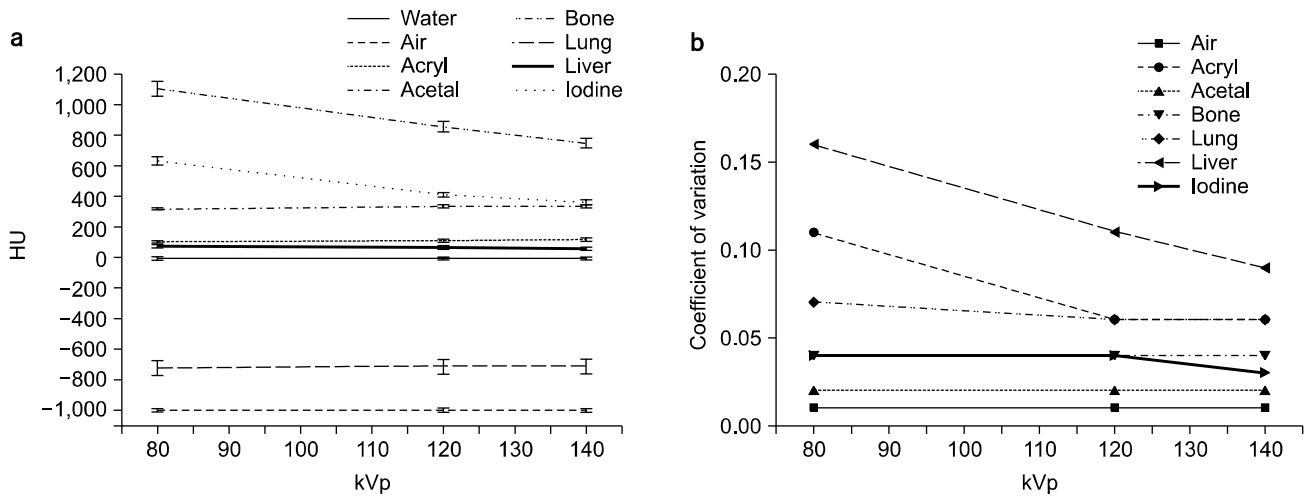


Fig. 2. (a) HU of various materials as a function of kVp with error bars of standard deviation, (b) coefficient of variation of various materials as a function of kVp.

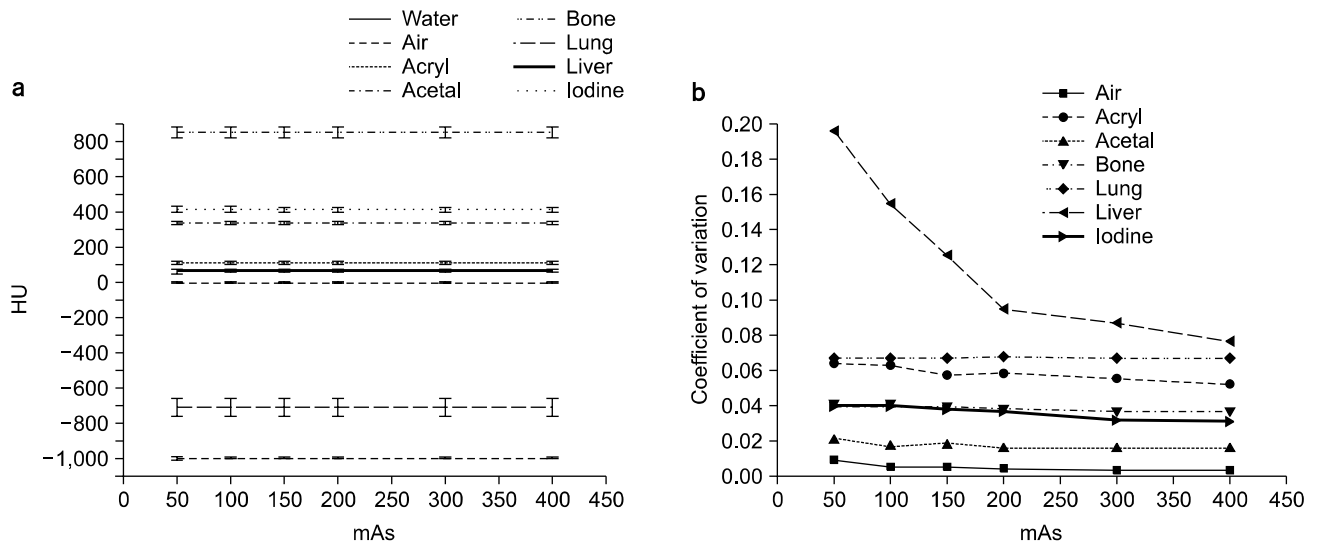


Fig. 3. (a) HU of various materials as a function of mAs with error bars of standard deviation, (b) coefficient of variation of various materials as a function of mAs.

Table 3. HU±SD of materials as a function of mAs.

| Material \ mAs | 50 mAs (HU±SD) | 100 mAs (HU±SD) | 150 mAs (HU±SD) | 200 mAs (HU±SD) | 300 mAs (HU±SD) | 400 mAs (HU±SD) |
|----------------|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Water | -3.89±4.32 | -3.51±3.51 | -3.76±3.05 | -3.91±2.51 | -3.95±2.51 | -3.54±2.43 |
| Air | -995.11±8.73 | -994.93±5.33 | -995.13±4.58 | -995.35±4.17 | -995.33±3.46 | -995.31±3.19 |
| Acryl | 113.94±7.33 | 115.19±7.28 | 116.36±6.67 | 113.41±6.56 | 114.19±6.32 | 115.00±5.98 |
| Acetal | 335.86±6.97 | 335.56±5.80 | 336.56±5.93 | 337.04±5.43 | 336.39±5.43 | 335.53±5.46 |
| Bone | 850.25±33.01 | 851.50±32.43 | 853.50±32.32 | 853.38±31.60 | 854.63±30.70 | 852.38±30.40 |
| Lung | -710.18±47.83 | -709.96±47.89 | -710.37±47.71 | -710.36±48.00 | -710.05±47.60 | -710.16±47.58 |
| Liver | 65.01±12.75 | 64.79±10.02 | 64.83±8.10 | 64.84±6.16 | 64.90±5.62 | 64.79±4.99 |
| 3% iodine | 415.03±17.13 | 413.92±16.84 | 412.43±15.52 | 412.00±15.07 | 412.37±13.35 | 413.02±12.95 |

한 것을 의미한다.

3. 밀도 변화에 따른 HU 변화

물질의 밀도에 따른 HU 값의 변화를 평가하기 위해 120 kVp, 200 mAs의 일정한 조건에서 0.00 g/cm³에서 1.82 g/cm³까지 다양한 밀도를 갖는 물질에 대해 CT 영상을 획득하고 이들에 대한 HU 값을 측정하였다(Table 4).

물질의 밀도는 감쇠계수에 영향을 미치기 때문에 밀도가 증가함에 따라 HU 값은 $y = 951.72 \times x - 973.49$ (선형도 R=0.99)의 관계식에 의해 거의 선형적으로 증가하였다(Fig. 4).

4. 관전압 변화에 따른 요오드 농도별 HU 변화

Table 5는 80, 140 kVp에서 iodine 농도 변화에 따른 HU 값의 변화를 나타내는 값이다.

요오드의 농도가 증가함에 따라 HU 값이 80 kVp에서는 $y = 180.42 \times x + 128.91$ (선형도 R=0.98)과 140 kVp에서는 $y = 116.00 \times x + 70.14$ (선형도 R=0.98)의 관계식에 의해 선형적으로 증가하였다. 그리고 관전압이 80 kVp에서 140

Table 4. HU±SD of various materials as a function of density.

| Material | Density (g/cm ³) | HU±SD |
|----------|------------------------------|---------------|
| Air | 0.00 | -993.00±5.84 |
| Lung | 0.31 | -710.06±46.00 |
| Water | 1.00 | -3.71±2.52 |
| Liver | 1.11 | 65.07±7.00 |
| Acryl | 1.19 | 113.41±7.11 |
| Acetal | 1.41 | 336.75±5.42 |
| Bone | 1.82 | 853.63±33.02 |

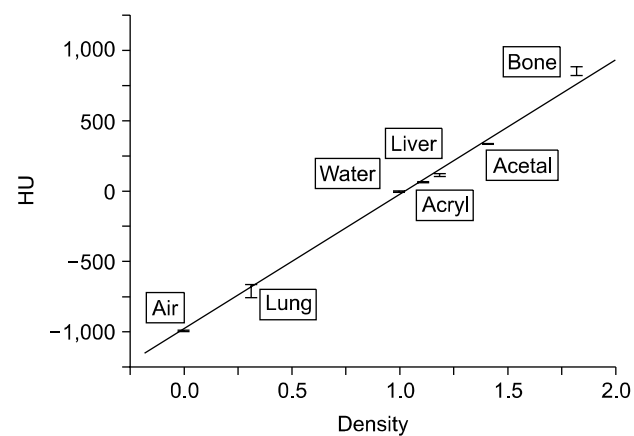


Fig. 4. HU of various materials as a function of density with error bars of standard deviation.

kVp로 증가함에 따라 iodine의 HU값은 감소하였다(Table 5, Fig. 5). 감소 정도는 농도에 따라 차이가 발생하며, 3%의 농도에서 80 kVp일 때 HU 값이 140 kVp일 때 HU 값보다 상대적으로 가장 큰 값인 1.73배의 차이를 획득하였다. 이는 이중 에너지를 이용한 CT 혈관촬영의 응용 가능성을 제시하였다.

5. 관전압에 따른 HU 변화를 이용한 bone removed 3D 영상 재구성

관전류량의 변화에는 상관없이 관전압이 증가함에 따라 HU 값은 감소한다. 이 실험 결과를 응용하여, 요오드가 주입된 상태에서 요오드와 뼈를 각각 80 kVp, 140 kVp로 두 번 촬영 한 다음 관전압 변화에 따른 HU 값 차이를 이용하여 각 CT 영상에서 뼈가 제거된 영상을 얻었다. 그런 후 Rapidia 3D 프로그램을 이용하여 bone removed 3D 영상을

Table 5. HU±SD of iodine as a function of concentration.

| Iodine concentration (%) | HU±SD at 80 kVp | HU±SD at 140 kVp | Relative difference of HU |
|--------------------------|-----------------|------------------|---------------------------|
| 1 | 301±11.80 | 200±9.31 | 1.51 |
| 2 | 514±17.31 | 327±11.23 | 1.57 |
| 3 | 626±25.06 | 362±12.12 | 1.73 |
| 4 | 845±26.72 | 520±15.36 | 1.63 |
| 6 | 1,267±40.16 | 770±19.27 | 1.65 |
| 8 | 1,672±93.72 | 1,008±50.71 | 1.66 |
| 10 | 2,598±152.14 | 1,558±79.21 | 1.67 |
| 20 | 3,061±178.53 | 2,409±91.65 | 1.27 |

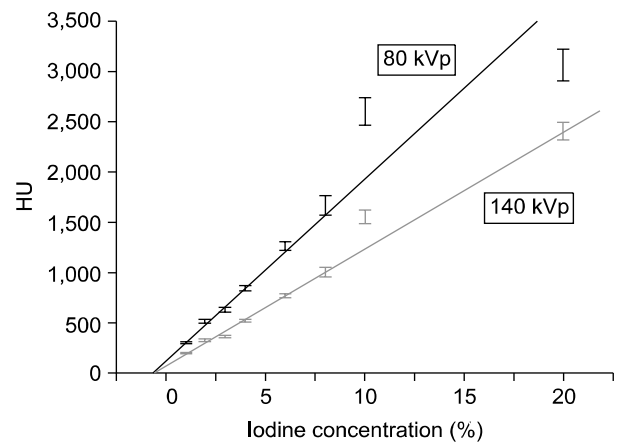


Fig. 5. HU of iodine as a function of concentration with error bars of standard deviation at 80 kVp and 140 kVp.

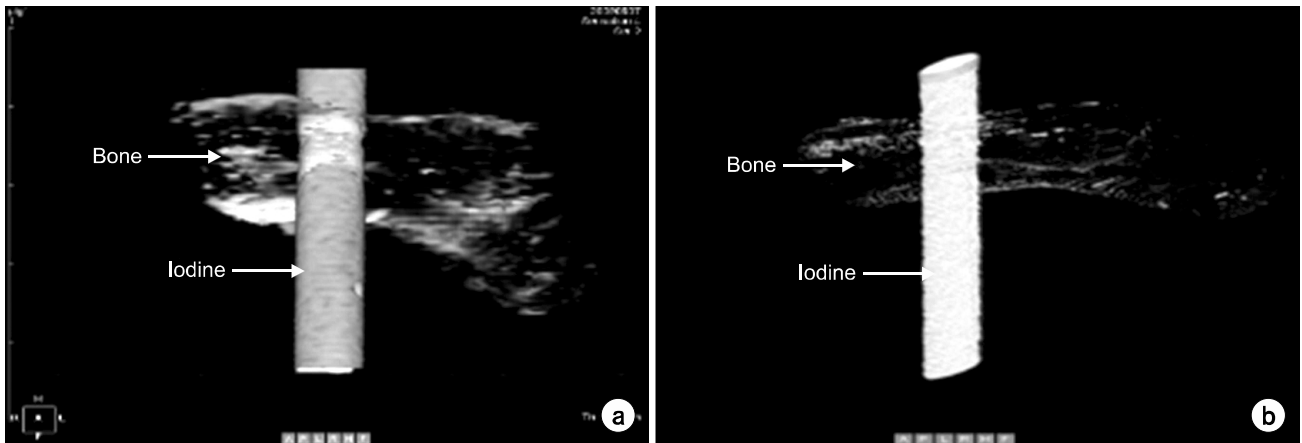


Fig. 6. (a) Conventional CTA (CT angiography), (b) CTA (CT angiography) using dual energy.

획득하였다.

위의 두 영상을 비교해 보면 고식적인 방법으로 얻어진 혈관영상의 경우(Fig. 6a) 두개골과 혈관을 분리하기 어려워 두개저나 두개골에 접한 부위는 뼈의 제거가 완벽하지 못하며, 요오드와 뼈가 인접한 부분에서 요오드의 결손상을 확인 할 수 있다. 반면 Fig. 6(b)에서 보듯이 dual energy subtraction 기법을 이용하면 고식적인 방법으로 얻어진 혈관영상에 비해 향상된 뼈 제거영상을 얻을 수 있다.

고찰 및 결론

본 연구에서 물리적 인자에 따른 다양한 물질의 HU 값을 측정하고 평가하였다. 각각의 물질은 다양한 HU 값을 가지며 HU 값은 감쇠계수와 상관관계를 갖는다. 그리고 감쇠계수는 X-ray 에너지에 의존하기 때문에 관전압이 증가할수록 각 물질의 감쇠계수는 감소한다. 이러한 이유로 관전압의 변화에 대해 HU 값은 차이를 보이며, 본 연구에서 사용한 물질 중 물, 뼈, 요오드에 대해서는 관전압이 증가함에 따라 HU 값이 상대적으로 크게 감소하였다. 그러나 관전류량은 X-ray 에너지에 영향을 미치지 않기 때문에 그 값이 변하여도 HU 값에는 영향을 주지 않았다. 그리고 변동계수 계산 결과 관전압과 관전류량이 증가할수록 각 물질의 HU 값 분포가 감소하고 균일해진다. 물질의 밀도 역시 감쇠계수에 영향을 미치기 때문에 물질의 밀도가 증가함에 따라 HU 값은 선형적으로 증가한다. 용액의 경우 농도가 증가할수록 밀도가 증가하기 때문에 물과 혼합된 요오드의 경우 농도가 증가함에 따라 HU 값이 선형적으로 증가하였고 관전압이 증가함에 따라 HU 값이 감소하였다.

80 kVp와 140 kVp의 조건에서 요오드 농도가 3%까지는 상대적인 HU 값의 차이가 증가하였으나 그 이상의 농도에서는 점차 감소하는 경향을 보였다. 그 이유는 식 (2)에서 찾아 볼 수 있듯이 일정 이상 농도(3%)의 요오드 감쇠계수는 물의 감쇠계수 보다 점차 커지기 때문에 상대적인 HU 값의 차이는 감소함을 확인 할 수 있었다.

이 결과를 통해 물리적 인자와 HU 값의 상관관계를 확인하였고, 이는 CT number와 관련한 CT 영상의 정량화 및 성능관리에의 응용 가능성을 제시하였다.

또한 dual energy 기법을 이용하여 조영 후 영상만으로 조영제와 뼈를 분리함으로써 두개골과 혈관을 분리하는 고식적인 CTA (CT angiography) 영상과 비슷하거나 더 우수한 뼈가 제거된 3D 혈관영상을 얻을 수 있었다. 따라서 single source CT에서 조영제와 뼈에 대한 관전압에 따른 HU 차이를 이용하여 물질분리 효과를 구현해 냄으로써 현재 사용되고 있는 CT 장비의 효율성을 증가시키고 응용분야를 확장할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. **종별 의료장비 현황:** 건강보험심사평가원, <http://www.hira.or.kr/intro.html> (2008.12)
2. **Yoichi W:** Derivation of linear attenuation coefficient from CT numbers for low-energy photons. *Phys Med Biol* 44:2201-2211 (1999)
3. **Thomas SJ:** Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 72:781-786 (1999)
4. **강세권, 조병철, 박희철 등:** CT 관전압이 상용 전산화치료 계획 장치의 선량계산에 미치는 영향. *의학물리* 15:23-29 (2004)

5. Guan H, Yin F, Kim JH: Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. *Phys Med Biol* 47:N223-N231 (2002)
6. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al: Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 17(6): 1510-1517 (2007)
7. Xin Liu, Lifeng Yu, Andrew NP, et al: Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: three-material decomposition. *Med Phys* 36:1602-1609 (2009)
8. 조광환, 이석, 조삼주 등: CT 기종에 따른 CT 수의 변화가 선량 계산에 미치는 영향. *의학물리* 16:161-165 (2005)
9. 전산화단층촬영장치의 품질관리검사 안내서: 한국의료영상품질관리원, <http://www.kiami.or.kr/> (2007)
10. Cynthia H McCollough, Michael R Bruesewitz, Michael F McNitt-Gray, et al: The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med Phys* 31:2423-2442 (2004)

Estimation and Application of HU Values for Various Materials as a Function of Physical Factor

Seung-Wan Lee*[†], Hee-Joung Kim*[†], Tae-Ho Kim*, So-Jeong Jo*, Chang-Lae Lee*[†]

*Department of Radiological Science, College of Health Science, Yonsei University,

[†]Research Institute of Health Science, Yonsei University, Seoul, Korea

This study aims to evaluate CT (Computed Tomography) characteristics through the estimation of HU (Hounsfield Unit) and the corresponding variations using coefficient of variation values for various materials as a function of physical factor. HU values for various materials with varying densities as a function of physical factor were measured using MDCT (Siemens SOMATOM Sensation 4, Germany). The results showed that the HU values were decreased and increased as a function of kVp and material density, respectively. Especially, the HU values for bone and iodine at 140 kVp were 32% and 42% smaller than those at 80 kVp, respectively. In case of iodine, the HU values also decreased and increased as a function of kVp and concentration, respectively. While the HU values were fixed as a function of mAs. The decreased ratio of HU values between 80 keV and 140 keV was different at various concentration and maximum difference was shown as 1.73 at 3% concentration. These results indicated that it may be possible to separate composition of materials, e.g. iodine and bone, using single source CT. The results showed that dual energy techniques using single source CT can be applied to material separation and expand CT imaging techniques to other practical applications.

Key Words: Physical factor, CT, HU, Material decomposition