

<원저>

3D 프린터로 제작된 CT 팬텀을 이용한 물리적 관심영역과 설정
관심영역의 크기에 따른 하운스필드의 비교- Comparison of Hounsfield Units by Changing in Size of Physical Area and Setting
Size of Region of Interest by Using the CT Phantom Made with a 3D Printer -

청주대학교 보건의료대학 방사선학과

성열훈

— 국문초록 —

본 연구에서는 3차원(dimension, D) 프린터로 자체 제작한 팬텀을 이용하여 관전압과 관전류량 변화 중심으로 균일한 조직의 물리적 영역 크기 변화에 의한 관심영역(region of interest, ROI)와 설정치 영역 크기 변화에 의한 ROI 내에서의 하운스필드(hounsfield units, HU)의 변화를 알아보고자 하였다. 본 실험에서는 단면영상과 HU를 획득하기 위해 4다중 검출기 전산화단층영상장비를 이용하였다. 팬텀 제작은 용융적층조형술(fused deposition modeling, FDM) 프린팅 방식의 3D 프린터 기기를 사용하였다. 팬텀의 구조는 160×160×50 mm의 원통형으로 33 mm, 24 mm, 19 mm, 16 mm, 9 mm 크기의 원형 구멍을 대칭되도록 두 쌍으로 설계하였다. 구멍에는 증류수를 혼합한 조영제를 충전하였다. X선의 관전압과 관전류량은 각각 90 kVp, 120 kVp, 140 kVp 그리고 50 mAs, 100 mAs, 150 mAs로 변화시켜 단면영상을 획득하였다. 획득된 영상의 ROI 내 HU 측정은 image J 프로그램을 이용하였다. 그 결과, 관전류량보다는 관전압이 HU에 영향을 주고 있음을 확인하였다. 그리고 균일한 밀도를 갖는 물질이라도 물리적 영역 크기가 작아질수록 HU는 감소하였으며 ROI 설정 영역 크기가 작아질수록 HU는 증가하여 HU가 변화한다는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 5 HU 이내의 노이즈 수준에서 ROI를 최대한 크게 설정하는 것이 물리적 영역 크기와 ROI 설정 영역 크기에 의한 변이를 최소화시킬 수 있는 방법이라고 판단된다.

중심 단어: 3차원 프린터, 관심영역, 하운스필드, 전산화단층영상

I. 서 론

전산화단층영상(computed tomography, CT)은 인체에 X선을 조사하여 산란과 흡수과정으로 감약된 X선 정보가 디지털 전기신호로 변환된 후 영상재구성 과정을 거쳐 인체의 해부학적 구조를 세밀하고 선명한 단면 영상을 제공한다¹⁾. 이때 물의 감약치를 기준으로 상대적으로 설정한 하운스필드(hounsfield units, HU) 또는 CT 값(CT number)으로 정의하여 감약 정보로 변환해준다. 이러한 HU는 X선속의 감

약 정도에 비례하여 공기를 -1000, 25°C 순수한 물을 0, 치밀골을 +1000으로 하여 영상에서 표현되는 조직의 고유한 감약치를 제공하고 있다²⁾. 제공된 감약치는 CT영상에서 픽셀(pixel) 단위로 표현이 되며 다양한 디지털 영상처리의 기본 데이터가 된다. 또한 균일한 피사체를 스캔하여 영상을 획득했다면 동일한 HU를 가져야 하며 이를 이용하여 CT 장비의 성능을 평가하기도 한다³⁾. 최근에는 CT 영상을 이용한 3차원 기법에서도 HU는 표면 렌더링(shaded surface display, SSD), 체적 렌더링(volume rendering, VR), 최

교신저자: 성열훈 (28503) 충북 청주시 청원구 대성로 298번지

청주대학교 보건의료대학 방사선학과 Tel: 043-229-7993 / E-mail: radimage@cju.ac.kr

접수일(2015년 10월 30일), 1차 심사일(2015년 11월 10일), 2차 심사일(2015년 12월 08일), 확정일(2015년 12월 16일)

대 강도 투영(maximum intensity projection, MIP), 최소 강도 투영(minimum intensity projection, MinIP), 다평면 재구성(multiplanar reconstruction, MPR) 등의 다양한 영상처리에 기본값으로 적용되고 있다⁴⁾.

HU는 의학적 진단도구로 낭종과 종양을 감별하고 조직 내 석회화 물질이나 지방성분의 유무를 평가하는데 사용되고 있으며 골다공증 등과 같은 골질환을 진단하는데 매우 유용한 정보로 활용하고 있다⁵⁾. 이러한 HU를 결정하기 위해서는 관심영역(region of interest, ROI)의 크기가 매우 중요하다. Taguchi 등은 ROI 내 픽셀 값이 HU의 표준편차에 영향을 주기 때문에 ROI 크기는 골밀도 측정 시 정밀도에 영향을 미치는 주된 인자라고 하였다^{6,7)}. 그러나 HU는 피사체의 밀도에 의해서만 결정되는 것이 아니라 물질의 원자번호와 두께, 에너지 준위, 관전류량, 피사체의 위치 등에 따라 조금씩은 다르게 표현되는 한계점을 가지고 있다^{8,9)}. 이처럼 ROI 내 HU는 픽셀 값에 좌우되고 이 픽셀 값은 피사체의 물리적 크기와 ROI 크기에 영향을 받고 있지만 구체적인 비교 상관관계에 대한 연구는 미미하다.

따라서 본 연구에서는 3차원(dimension, D) 프린터로 자체 제작한 팬텀을 이용하여 관전압과 관전류량 변화 중심으로 균일한 조직의 물리적 영역 크기 변화에 의한 ROI와 설정치 영역 크기 변화에 의한 ROI 내에서의 HU의 변화를 알아보고자 하였다.

II. 방법 및 재료

1. 실험 장비

본 실험에서는 4-다중 검출기 전산화단층영상장비(MDCT,

MX-8000, PHILIPS, USA)를 이용하여 단층영상과 HU를 획득하였다. 이때 CT 장비의 재현성과 반복성을 위해 공기 보정(air calibration)을 통해 HU의 신뢰성을 확보하였으며 한국의료영상품질관리원에서 요구하는 영상품질에 대한 정도관리를 선행적으로 실시하여 정상적인 성능을 확인하였다¹⁰⁾. 팬텀 제작은 용융적층조형술(fused deposition modeling, FDM)의 프린팅 방식의 3D 프린터 기기(3Dison Multi Standard, Rokit, Korea)를 이용하였다. 최대 조형크기는 가로 270 mm, 세로 148 mm, 높이 180 mm이고 출력속도는 40~300 mm/sec이다. 노즐 크기는 0.2 mm, 0.4 mm, 0.6 mm의 를 선택할 수 있으며 적층 두께는 최소 25 μ m에서 최대 600 μ m까지의 정밀도를 가지고 있다. 원료로는 열가소성 플라스틱 계열인 분해성 플라스틱(poly lactic acid, PLA)을 이용하였다. PLA 소재의 외형은 노즐에 삽입이 용이하도록 필라멘트의 형태로 릴에 감겨져 있다. 균일한 밀도의 조직으로는 요오드 함량이 350 mgI/ml인 액상형태의 조영제를 사용하였다. 팬텀을 모델링하기 위한 모델러는 CAD (CADian 3D ver 2.5, IntelliKorea, Korea) 프로그램을 사용하여 설계하였다. 조형물 출력을 위한 G-code 변환 프로그램은 3D 프린터 제조사에서 제공한 Creator K 9.0 슬라이서(slicer) 프로그램을 사용하였다. 획득된 영상의 ROI 내 HU 측정은 미국 국립보건원(national institutes of health, NIH)에서 공인된 영상분석 프로그램인 image J를 이용하였다.

2. 3D 프린터를 이용한 CT 팬텀 제작

3D 프린터를 이용한 CT 팬텀의 제작은 총 3 단계로 이루어졌다. 1 단계는 CT 팬텀을 모델링 하는 단계이다. 팬텀의 구조는 Figure 1과 같이 지름 160 mm, 높이 50 mm의 원통형으로 33 mm, 24 mm, 19 mm, 16 mm, 9 mm 크기의 원형 구멍을 대칭되도록 두 쌍으로 설계하였다. 이때 원통의 지름

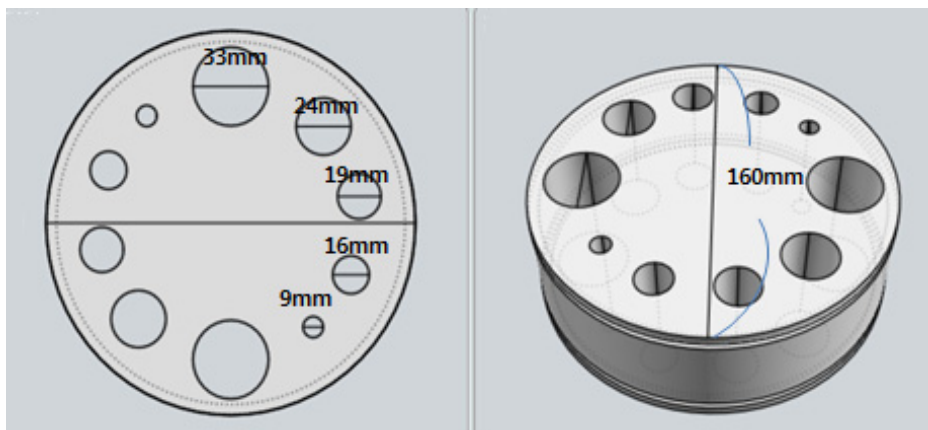


Figure 1 Proposed CT phantom modeling for changing in size of physical area and setting size of region of interest

은 머리 팬텀의 지름과 동일하게 설계하였지만 3D 프린터 기기의 최대 조형 크기에 비하여 팬텀의 지름이 커서 분할 출력이 되도록 모델링 하였다. 내부 구멍의 크기는 일반적으로 사용되는 주사기의 지름과 유사하게 설계하여 해당 크기의 주사기가 삽입될 수 있도록 모델링 하였다. 또한 팬텀이 CT 검사대에 부착할 수 있는 지지대도 모델링 하였다. 모델링된 팬텀은 3D 프린터가 인식할 수 있도록 stereolithography(STL) 파일로 변환하여 저장하였다. 이때 모델링한 STL 파일에 결함이 있다면 3D 프린터에 의한 출력 시 오류가 발생하기 때문에 netfabb Basic 프로그램을 이용하여 수정하였다.

2 단계는 출력단계이다. STL파일로 변환된 팬텀은 Creator K 9.0 슬라이서를 이용하여 G-code로 변환한 후 출력하는 단계이다. 3D 프린터 소재는 PLA 재료를 사용하여 100 mm/s의 속도와 215°C의 노즐 온도, 80°C의 베드온도로 총 11 시간에 걸쳐 출력하였다.

3 단계는 출력된 부품의 지지대를 제거하고 표면을 매끄럽게 처리하는 후가공 단계이다.

3. 균일한 밀도의 피사체 제작

균일한 HU를 구현하기 위한 조직의 피사체는 주사기 내 액상 요오드계 조영제를 증류수와 1:100으로 희석하여 제작하였다. 이때 조영제를 증류수와 희석한 이유는 조영제만을 사용할 경우 선속경화 현상으로 줄무늬 아티팩트가 발생하여 HU 값에 영향을 미치기 때문에 이를 방지하기 위해서 반복 실험적으로 도출된 1:100 비율로 희석하였다.

4. 영상획득

출력된 CT 팬텀 내 구멍에 증류수 혼합 조영제를 충전한 주사기를 장착하고 팬텀을 CT 갠트리 정중앙에 위치시켜 capping 아티팩트가 발생하지 않도록 하였다. CT장비에서의 X선 조사조건은 관전압과 관전류량을 각각 90 kVp, 120 kVp, 140 kVp 그리고 50 mAs, 100 mAs, 150 mAs로 변화시켜 단면영상을 획득하였고 단면두께는 10 mm로 축방향(axial) 스캔하였다.

5. HU 측정 및 분석

Figure 2와 같이 HU 측정은 물리적 영역 크기 변화에 따른 ROI 내 평균 픽셀 값을 측정하였다. 이때 물리적 영역 크기 변화 별로 측정된 ROI 측정 면적은 33 mm 구멍에서는 496.4 mm²(노란색), 24 mm 구멍에서는 202.5 mm²(빨간색), 19 mm 구멍에서는 108.5 mm²(파란색), 16 mm 구멍

에서는 72.2 mm²(녹색), 9 mm 구멍에서는 8.0 mm²(청색)로 측정하였으며, 가장 큰 면적은 33 mm 구멍에서 측정된 ROI 면적 별로 평균 픽셀 값을 측정하였다. 그리고 대칭적으로 배열된 두 쌍의 구멍을 측정하여 반복성과 재현성을 확보하였다. 또한 동일한 방법으로 ROI 내 픽셀의 표준편차를 측정하여 노이즈를 산출하였다.

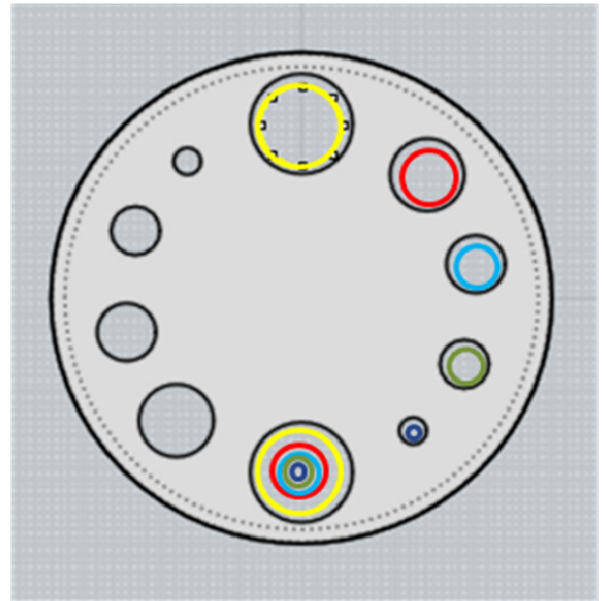


Figure 2 Measurement of the Hounsfield in proposed CT phantom, yellow ROI's 496.4 mm², red ROI's 202.5 mm², blue ROI's 108.5 mm², green ROI's 72.2 mm², navy blue ROI's 8.0 mm²

6. 통계적 분석

결과데이터는 SPSS software (SPSS 15.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL USA)로 통계학적 분석을 실행하였다. 관전압, 관전류량 변화에 따른 균일한 물리적 영역 크기와 ROI 설정 크기 변화에 따른 HU와 노이즈의 차이를 일원배치분산분석(one-way analysis of variance, ANOVA)을 시행하여 집단간의 분산검정을 하였다. 이 때, 통계적인 유의성은 *p*-값이 0.05보다 크게 나오면 그룹들 사이에 유의한 차이가 없다고 분석하였다.

III. 실험 결과

1. CT 팬텀 출력

Figure 3(a)은 최종 3D 프린터로 출력된 CT 팬텀이다.

모델링했던 모형과 동일하게 지름 160 mm, 높이 50 mm의 원통 안에 4 개의 서로 다른 크기의 원형구조의 구멍과 CT 검사대에 부착할 수 있는 지지대까지 성공적으로 출력되었음을 육안적으로 확인할 수 있었다. Figure 3(b)는 CT 검사대에 부착된 CT 팬텀 구멍에 혼합된 조영제가 들어 있는 주사기를 장착한 사진이며 Figure 3(c)는 획득된 CT 팬텀의 단면영상이다. 3D 프린터의 조형출력의 한계로 분할 출력하였기 때문에 분할된 CT 팬텀의 단면영상으로 관찰되었다.

2. 관전압과 관전류량 변화 중심으로 균일한 물리적 영역 크기와 관심영역 크기 변화에 의한 HU의 차이

Figure 4와 같이 관전압을 90 kVp로 고정하고 관전류량을 변화시켰을 때 균일한 물리적 영역 크기 변화에서의 물리적 영역이 작아질수록 HU의 p -값이 0.999로 유의한 차이가 없었다. 120 kVp와 140 kVp에서도 각각 p -값이 0.588, 0.485로 유의한 차이가 없었다. 그리고 동일한 방법으로 물리적 영역 내에서 ROI 설정 크기만을 변화시켰을 때의 HU도 90 kVp, 120 kVp, 140 kVp에서 각각 p -값이 0.999, 0.964, 0.924로 유의한 차이가 없었다. 이는 관전류량이 물리적 영역 크기 변화와 ROI 크기 변화에 따른 HU에 영향 주지 않음을 보여준다.

반면, 관전류량을 50 mAs로 고정하고 관전압을 변화시켰을 때 균일한 물리적 영역 크기 변화에서의 물리적 영역 크기가 작아질수록 HU의 p -값이 0.001로 유의한 차이로 감소하였고, 100 mAs와 150 mAs에서도 각각 p -값이 0.001, 0.001로 유의한 차이를 보이며 감소하였다. 또한 동일한 방법으로 물리적 영역 내에서 ROI 설정 크기만을 변화시켰을 때 50 mAs, 100 mAs, 150 mAs에서 각각 p -값이 0.001, 0.001, 0.001로 나타났다.

그리고 실험한 3 가지의 관전압에서 물리적 영역 크기와 ROI 영역 크기 변화에 따른 HU의 차이를 비교한 결과, 물리적 영역 크기가 작아질수록 HU는 감소하였으며 물리적 영역 내에서의 ROI 설정 크기가 작아질수록 HU는 증가하여 p -값이 모두 0.001로 유의한 차이를 보였다.

3. 관전압과 관전류량 변화 중심으로 균일한 물리적 영역 크기와 관심영역 크기 변화에 의한 노이즈의 차이

Figure 5와 같이 관전압을 90 kVp로 고정하고 관전류량을 변화시켰을 때 균일한 물리적 영역 크기 변화에서의 물리적 영역이 작아질수록 노이즈의 p -값이 0.001로 유의한 차이로 감소하였고, 120 kVp와 140 kVp에서도 각각 p -값이 0.001, 0.005로 유의한 차이로 감소하였다. 그리고 동일한 방법으로 물리적 영역 내에서 ROI 설정 크기만을 변화시켰을 때의 노이즈도 90 kVp, 120 kVp, 140 kVp에서 각각 p -값이 0.001, 0.003, 0.008로 유의한 차이로 감소하였다.

반면, 관전류량을 50 mAs로 고정하고 관전압을 변화시켰을 때 균일한 물리적 영역 크기 변화에서의 물리적 영역이 작아질수록 노이즈의 p -값이 0.001로 유의한 차이로 감소하였고, 100 mAs와 150 mAs에서도 각각 p -값이 0.001, 0.001로 유의한 차이를 보이며 감소하였다. 또한 동일한 방법으로 물리적 영역 내에서 ROI 설정 영역 크기만을 변화시켰을 때의 노이즈는 50 mAs, 100 mAs, 150 mAs에서 각각 p -값이 0.001, 0.001, 0.001로 유의한 차이를 보이며 감소하였다.

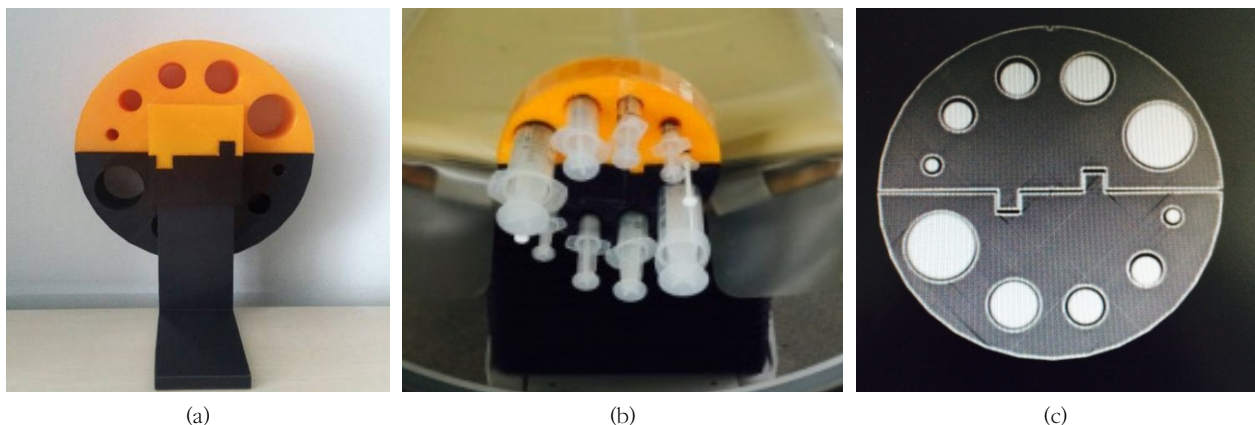


Figure 3 Results of proposed CT phantom (a) Made CT phantom by 3D printer (b) mixing iodine contrast agent within phantom attached to the CT table (c) transverse axial scanning image of CT phantom

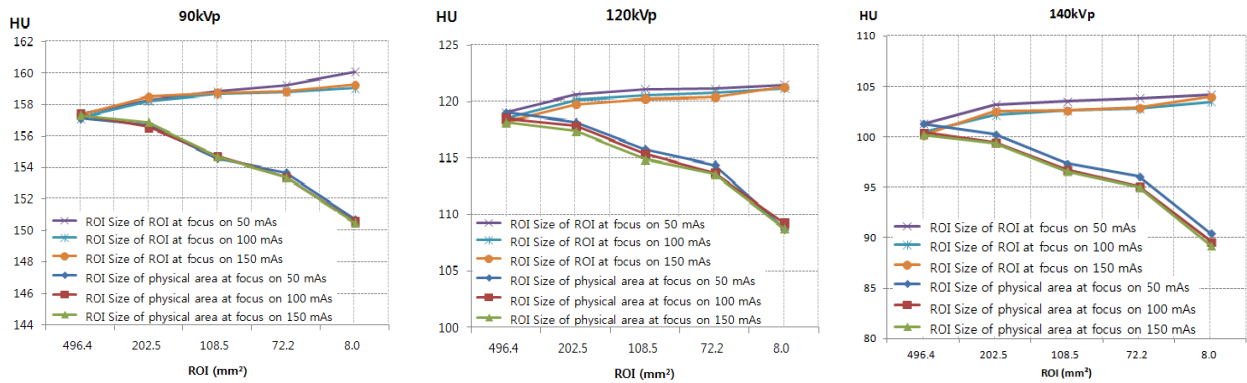


Figure 4 Results of graph for the difference of Hounsfield between size of physical area and setting size of region of interest at focus on kVp and mAs

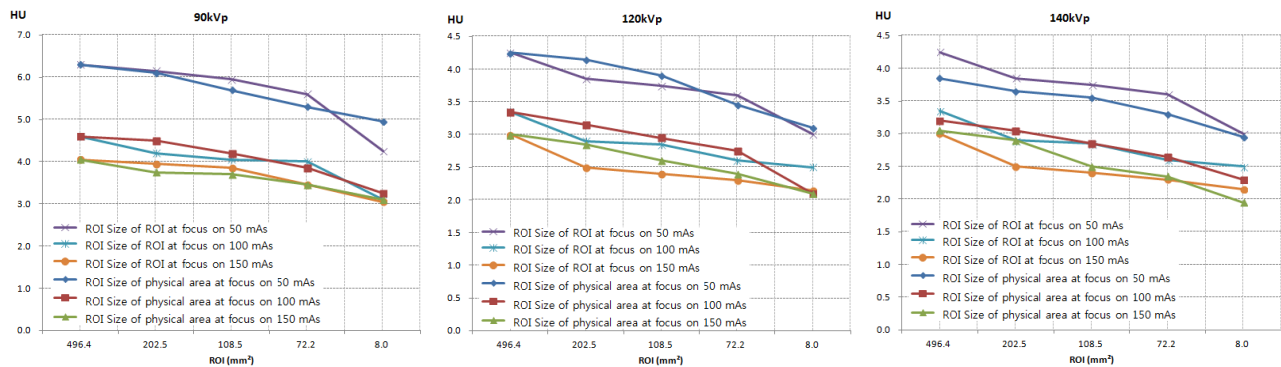


Figure 5 Results of graph for the difference of noise between size of physical area and setting size of region of interest at focus on kVp and mAs

IV. 고찰

최근 3D 프린팅 기술이 진보되고 널리 보급되고 있어 적용분야가 다양화되면서 방사선의학분야에서 많이 시도되고 있다^{11,12)}. 본 연구에서도 3D 프린팅 기술을 활용하여 ROI 설정에 대해 정밀한 실험을 처음으로 시도 했다는데 의미가 있다. ROI 설정은 bolus trigger 기법을 이용한 CT 혈관조영검사서 조영 증강의 영역을 정의하기 때문에 성공적인 검사를 위한 중요한 요소이다¹³⁾. CT 영상은 ROI 내에 들어 있는 조직의 감약치를 평균화하여 정량적인 HU를 제공하지만 물리적인 크기와 설정 범위에 따라 변할 수 있는 문제점이 있기 때문에 CT를 이용한 골밀도 검사 시에는 뼈가 가지고 있는 흡수계수와 등가인 기준 팬텀(reference phantom)을 같이 스캔하여 데이터를 분석해야 한다¹⁴⁾. 특히, 다색방사선인 X선의 광자는 균일한 밀도의 피사체일지라도 단위면적당 양자량의 통계적 변동에 의하여 양자반점이 발생할 수 있다. 양자반점은 방사선량, 피사체의 두께, 기계 자체의 성능 차이 등으로 영향을 받아 CT 영상에서 노이즈 형태로

측정되기 때문에 ROI를 크게 하여 노이즈로 인한 표준편차를 줄여 정밀한 HU를 획득해야 한다고 보고하고 있다¹⁵⁾. 또한 피사체 조직의 밀도가 낮더라도 설정된 ROI 내 밀도가 높은 물질이 있다면 HU가 변하는 부분체적효과가 발생하기 때문에 ROI 설정 시 인접한 두 조직의 경계면을 피해서 측정해야 한다. 그러나 기존의 유사 실험을 살펴보면 원형 타입의 팬텀이 아닌 사각형 타입의 팬텀으로 실험하여 선속경화 현상을 유발할 수 있는 문제점이 있었다⁶⁾. 본 실험에서는 3D 프린팅 기술을 이용하여 원통형 팬텀을 제작함으로써 선속경화 현상을 최소화하였다. 또한 불균일한 밀도의 피사체로 인한 양자반점을 생기는 것을 방지하기 위해 증류수와 혼합된 조영제를 이용하여 균일한 밀도의 피사체를 만들었다. 이렇게 제작된 팬텀과 피사체를 이용하여 관전암을 고정하고 관전류량을 변화시켜 균일한 물리적 영역 크기 변화와 관심영역 크기 변화에 따른 노이즈를 측정된 결과는 유의한 차이가 있었지만, HU는 유의한 차이가 없었다. 이는 측정된 노이즈가 HU에 영향을 주지 않는 수준으로 피사체가 균일하다는 것을 의미한다. 실제로 90 kVp, 50 mAs에 측정

된 일부 노이즈를 제외한 나머지에서는 미국 의학물리학자 협의회 (american association of physicists in medicine, AAPM)에서 제시한 균일도의 기준인 5 HU 이내로 측정되어 균일함을 확인할 수 있었다⁷⁾. 그러나 관전류량을 고정하고 관전압을 변화시킨 균일한 조직의 물리적 영역 크기 변화와 관심영역 크기 변화에 따른 노이즈와 HU는 유의한 차이가 있었다. 이는 관전압이 HU에 영향을 미쳐 고관전압일수록 HU가 낮아지고 저대조도를 형성한다는 기존 연구 결과와 동일하여 실험의 객관성을 입증하였다^{9,18,19)}. 이러한 선행된 연구와 일치하고 있는 데이터를 근거로 물리적 영역 크기가 작아질수록 HU는 감소하였으며 동일한 물리적 영역 내에서의 ROI 설정 크기는 작아질수록 HU가 증가한다는 상반된 결과가 도출되었다. 이는 물리적 영역 크기가 작아질수록 HU가 감소하는 것으로 피사체에 의한 방사선 감약 정보가 적게 검출되기 때문이라고 판단된다. 또한 ROI 설정 크기가 작아질수록 HU는 증가하는 것은 균일한 영상 내의 픽셀수가 작아지고 노이즈가 제거되어 상대적인 평균값이 증가하기 때문이라고 판단된다. 따라서 본 연구에서는 균일한 조직의 물리적 크기와 ROI 설정 방법에서 따라 HU가 변이한다는 것을 확인할 수 있었으며 향후 ROI 설정 관련 연구에 기초자료로 활용될 수 있으리라 기대한다.

V. 결 론

본 연구에서는 관전압과 관전류량 변화 중심으로 균일한 물리적 조직 크기 변화에 의한 ROI와 설정치 크기 변화에 의한 ROI 내에서 HU의 변화를 알아보고자 하였으며 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 관전압은 물리적 조직 크기 변화와 ROI 크기 변화에 따라 평균 HU에 영향을 주었으나 관전류량은 영향을 주지 않았다.
2. 관전압과 관전류량은 물리적 조직 크기 변화와 ROI 크기 변화에 따라 노이즈에 영향을 주었다.
3. 균일한 밀도를 갖는 물질이라도 물리적 영역 크기가 작아질수록 영역 내 HU는 감소하였으며, ROI 설정 영역이 작아질수록 ROI 내 HU는 증가하였다.

따라서 5 HU 이내의 노이즈 수준에서 ROI를 최대한 크게 설정하는 것이 물리적 영역 크기와 ROI 설정 영역 크기에 의한 변이를 최소화시킬 수 있는 방법이라고 판단된다.

참고문헌

1. Hounsfield G : Computerized transverse axial scanning(tomography) Part I, Description of system, Br J Radiol, 46, 1016-1022, 1973
2. Hounsfield G : A method of and apparatus for examination of a body by radiation such as X-ray and gamma radiation, British patent no. 1283915, London, 1972
3. AAPM Report 1, Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, American Association of Physicists in Medicine, Chicago, IL, USA, 1997
4. Perandini S, Faccioli N, Zaccarella A, Re TJ, Pozzi Mucelli R : The diagnostic contribution of CT volumetric rendering techniques in routine practice, Indian J Radiol Imaging, 20(2), 92-97, 2010
5. 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. COMP MED IM, 24(2), 53-58, 2000
6. Taguchi A, Tanimoto K, Ogawa M, Sunayashiki T, Wada T : Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography. Dentomaxillofac Radiol, 20, 25-29, 1991
7. Jeong-Nam Tak : Study on measurement of the mandible BMD according to the ROI variation, Journal of Radiological Science and Technology, 32(3), 271-276, 2009
8. Thomas SJ : Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning, Br J Radiol, 72(860), 781-786, 1999
9. Youl-Hun Seoung : Development of Self-Diagnosis Linearity Quality Assurance Technique in Computed Tomography by Using Iodic Contrast Agent, J Korean Conten Soc, 15(5), 436-443, 2015
10. Youl-Hun Seoung : A Study on Evaluation of Performance in Educational Multi-Detector Computed Tomography. J. Ind. Sci., Cheongju Univ., 29(2), 401-408, 2012
11. Wang-Kyun Oh : Evaluation of Usefulness and

- Availability for Orthopedic Surgery using Clavicle Fracture Model Manufactured by Desktop 3D Printer, *Journal of Radiological Science and Technology*, 37(3), 203–209, 2013
12. Youl-Hun Seoung : 3-Dimension Printing for Mesh Types of Short Arm Cast by Using Computed Tomography, *J Korean Conten Soc*, 15(1), 308–315, 2015
 13. Kyong-Tae Bae : Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing in CT: Considerations and Approaches State-of-the-Art, *Radiology*, 256, 32–61, 2010
 14. Smith BM, Barr RG : Establishing normal reference values in quantitative computed tomography of emphysema, *J Thorac Imaging*, 28(5), 280–283, 2013
 15. Ji-Youn Lee, Kee-Deog Kim, Chang-Seo Park : Effect of the slice thickness and the size of region of interest on CT number, *Imaging Science in Dentistry*, 31(2), 85–91, 2001
 16. Gha-Jung Kim : Evaluation of corrected dose with inhomogeneous tissue by using CT image, *Korean society for radiation therapy*, 18(2), 75–80, 2006
 17. AAPM Report 1, Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, American Association of Physicists in Medicine, Chicago, IL, USA, 1997
 18. Seung-Wan. Lee, Hee-Joung Kim, Tae-Ho Kim, So-Jeong Jo, Chang-Lae Lee : Estimation and Application of HU Values for Various Materials as a Function of Physical Factor, *Korean J Med Phys*, 20(3), 145–151, 2009
 19. Hairil RAR, Said MSSR, Wan MMS : Effects of different tube potentials and iodine concentrations on image enhancement, contrast-to-noise ratio and noise in micro-CT images: a phantom study. *Quant Imaging Med Surg*, 3(5): 256–261, 2013

•Abstract

Comparison of Hounsfield Units by Changing in Size of Physical Area and Setting Size of Region of Interest by Using the CT Phantom Made with a 3D Printer

Youl-Hun Seoung

Department of Radiological Science, Cheongju University

In this study, we have observed the change of the Hounsfield (HU) in the alteration of by changing in size of physical area and setting size of region of interest (ROI) at focus on kVp and mAs. Four-channel multi-detector computed tomography was used to get transverse axial scanning images and HU. Three dimensional printer which is type of fused deposition modeling (FDM) was used to produce the Phantom. The structure of the phantom was designed to be a type of cylinder that contains 33 mm, 24 mm, 19 mm, 16 mm, 9 mm size of circle holes that are symmetrically located. It was charged with mixing iodine contrast agent and distilled water in the holes. The images were gained with changing by 90 kVp, 120 kVp, 140 kVp and 50 mAs, 100 mAs, 150 mAs, respectively. The 'image J' was used to get the HU measurement of gained images of ROI. As a result, it was confirmed that kVp affects to HU more than mAs. And it is suggested that the smaller size of physical area, the more decreasing HU even in material of a uniform density and the smaller setting size of ROI, the more increasing HU. Therefore, it is reason that to set maximum ROI within 5 HU is the best way to minimize in the alteration of by changing in size of physical area and setting size of region of interest.

Key Words : 3D printer, Region of interest, Hounsfield, Multi-detector computed tomography