

방사선치료용 CT simulator와 진단용 CT의 구조 차이에 의한 CT number의 비교 평가

서정민*** · 임재동** · 김찬형*
한양대학교 원자력공학과* · 대원대학교 방사선과**

Evaluation of CT Number Difference between Radiation Therapeutic CT Simulator and Conventional CT

Jeong Min Seo*** · Jae Dong Rhim** · Chan Hyeong Kim*

*Dept. of Nuclear Engineering, Hanyang University

**Dept. of Radiological Science, Daewon University College

Abstract

The purpose in this study is to investigate CT number difference between conventional CT and CT simulator. It shows good correlation in CT number on the muscle, bone, and air. However, in the liver, lungs and water, the low correlation was detected. This result can become the good index for the direction of the distribution of dose difference research between CT equipment for using the computerized radiation therapy planning system.

Keywords : Computed Tomography, CT, CT number, Radiation Therapy

1. 서론

현대의학에서 난치병으로 불리는 암에 대한 치료에는 수술과 방사선치료, 면역요법, 화학요법 및 유전자요법 등 여러 방법의 의료기술이 적용되고 있으며 그 중 방사선치료는 암 치료에 있어서 중추적인 역할을 담당하고 있다[1]. 방사선치료는 여러 단계의 준비 과정을 거친 후 시행된다. 특히 치료계획과 선량계산을 위하여 모의치료(simulation) 과정을 거치면서 환자의 치료부위표시 및 모의치료 영상획득과 선량계산에 관련된 여러 정보를 획득하게 된다.

고전적인 모의치료 방법은 투시촬영을 시행하면서 치료부위를 확인하고 단순 엑스선 영상을 촬영한 후 필름 또는 모니터의 영상에 나타난 정보를 바탕으로

조사면의 크기 및 차폐부위를 결정하고 선량계산을 시행하였다. 이러한 계산 및 계획 과정에서 더욱 정밀한 방사선 치료계획을 위하여 인체 내의 선량분포도를 얻기 위한 환자의 인체단면도가 필요했으며, 인체 단면의 모양을 모사하기 위하여 납줄 또는 가느다란 석고붕대 등으로 체표윤곽도(body contour)를 제작하여 컴퓨터에 입력하고 선량계산을 시행하였었다[2]. 이와 같은 방법은 인체 내부의 구조물과 그 밀도를 반영하지 못하는 한계가 있었다.

현재는 의료기술의 발전과 장비의 발달로 기존의 체표윤곽도 대신 CT(computed tomography) 영상을 사용하고 있으며[3] 이는 방사선치료를 위한 전산화 치료계획의 발전에 크게 기여하였다.

† Corresponding Author: Jeong min Seo

Dept. of Radiological Science, Daewon University College

E-mail: thomas8@daewon.ac.kr

Received May 12, 2015; Revision Received September 18, 2015; Accepted September 21, 2015.

1980년대부터 CT를 이용한 모의치료가 시행되고 있다[4] [5]. CT검사를 통하여 획득한 인체 단면 영상은 해부학적 정보와 인체 내부의 엑스선 감약계수에 대한 정보를 제공한다. 특히 CT number는 인체 내부의 밀도와 관련된 수치로서 인체를 투과한 엑스선의 정보로부터 획득한 감약계수를 적용하여 각 픽셀에 부여된다.

CT number는 치료를 시행하는 부위의 조직에 대한 전자밀도 정보를 제공하며[6] 이처럼 CT number를 통해 얻어진 조직의 전자밀도 정보는 방사선치료의 선량 분포 계산에 사용되고 있다[7] [8].

효과적인 방사선치료를 위하여 치료대상인 환자는 특별한 자세를 취하여야 하는 경우가 많다. 유방암의 방사선치료를 위하여 유방암 치료 전용 고정기구인 tilted breast board를 사용하며 치료를 받는 쪽의 팔 또는 양팔을 올리고 상체가 테이블의 바닥에 바로 놓지 않도록 거상하여 일정한 각도를 유지하도록 하는 특별한 자세를 취하여야 한다[9]. 흉선 및 경부 림프절의 방사선 치료의 경우에는 양손을 고관절(hip joint)에 위치하고, 양 팔꿈치가 밖으로 벌어지는 Akimbo 자세를 취하거나, 양팔을 위로 올리고 팔꿈치를 옆으로 벌린 자세를 취하게 된다[10].

이와 같이 비교적 큰 공간을 필요로 하는 특별한 자세를 취하기 위해서는 넓은 구경의 bore size를 갖춘 CT 장비가 필요하게 되었다. 이에 여러 병원에서는 bore size가 일반적으로 70cm 이하인 기존에 사용되고 있는 진단용 CT보다 bore size가 80cm 이상인 방사선치료계획용 CT simulator의 사용을 선호하게 되었다[11]. 방사선 치료 분야에서는 이 두 가지 종류의 CT를 구분하기 위하여 기존에 주로 사용하던 진단용 CT는 'conventional CT', 넓은 구경의 bore size를 갖추어 방사선치료계획용으로 사용되는 CT를 'CT simulator'로 편의상 구분한다. 이러한 bore size의 차이는 엑스선 선원인 튜브와 피사체인 인체, 그리고 엑스선 검출기의 거리에 큰 차이가 발생하는 요인으로 작용한다. 따라서 이러한 거리의 차이는 거리역자승의 법칙에 의하여 엑스선의 강도에 차이가 발생하는 요인으로 작용하게 된다. 그러므로 두 종류의 CT 장비는 bore size 크기의 차이로 인한 구조적인 차이에 의해서 영상 왜곡의 발생 정도와 CT number값의 차이가 발생할 수 있다[11]. 더불어 선량분포 계산의 결과에도 영향을 미칠 수 있다[12]. 이는 구조적인 차이로 인하여 영상을 재구성하여 지정된 매트릭스에 나타낼 수 있는 범위인 RFOV(reconstruction field of view)의 크기가 다르기 때문에 발생한다[13].

이에 본 연구는 기존의 진단용 CT(conventional

CT)와 방사선치료계획용 CT simulator 간에 발생할 수 있는 CT number의 차이를 확인하여, 선량분포 계산에 미치는 영향을 연구하는 방향을 제시하고자 한다.

2. 연구대상 및 방법

2.1 장비

연구를 위한 CT장비로 진단용 CT인 Lightspeed Ultra16 (GE Healthcare, USA), 방사선치료용 CT simulator는 LightSpeedRT16 (GE Healthcare, USA)을 사용하였다.

진단용 CT인 LightSpeedUltra16은 bore size 70cm, CT simulator인 LightSpeed RT16은 bore size 80cm이며 두 장비는 동일한 16 channel multi detector를 사용한다. 인체 내 각 부위의 CT number를 측정하기 위하여 사람을 대신해 인체와 동일한 해부학적 구조와 조직밀도를 반영하는 Alderson RANDO 팬텀(RSD, USA)을 사용하였다[Figure 1].

획득된 영상으로부터 CT number를 읽기 위해서 GE사에서 제공한 GE Healthcare Media Viewer를 사용하였다.



[Figure 1] Alderson RANDO phantom

2.2 실험 조건

관전압의 변화 또는 차이에 따라 CT number의 값이 변할 수 있으므로[14] 이러한 차이의 요인이 될 수 있는 변수를 배제하기 위하여, 두 장비에 동일한 스캔 조건을 설정하였다. 팬텀의 스캔범위는 머리에서 복부까지 700mm, 슬라이스 두께는 2.5mm, pitch는 1.375:1이며 관전압은 120kVp로 설정하였다. SFOV와 DFOV는 모두 50cm로 설정하였으며 관전류는 두

장비 간에 같은 값을 설정할 수 없는 관계로 Ultra16은 251mA, RT16은 247mA로 각각 설정하였다.

2.3 CT number의 측정

2.3.1 관심영역의 설정

두 종류의 CT에서 획득된 영상으로부터 인체 여러 부위의 CT number를 일대일로 비교하기 위하여 부위를 구분하였다. 먼저 조직의 밀도에 따라 밀도가 가장 높은 뼈 부위, 중간정도의 밀도를 가진 연부조직, 물을 많이 함유한 부위, 공기를 많이 함유하여 밀도가 매우 낮은 부위로 구분하였다. 연부조직은 다시 흉부 근육, 복부 근육, 간, 폐 부위로 구분하여 선정하였으며 공기를 많이 함유한 부위는 부비강, 구강, 기도 부위로 선정하였다. 물을 많이 함유한 부위는 안구와 척수 부위로 선정하여 여러 개의 관심영역을 지정하였다. 이렇게 두 장비에서 얻어진 영상의 동일한 지점에서 10~15mm²의 원형 관심영역(region of interest; ROI)을 지정하여, 각각의 관심영역 내의 CT number 평균값과 관심영역 면적을 읽어서 기록하였다 [Figure 2]. 각 부위별 관심영역은 <표 1>과 같다.

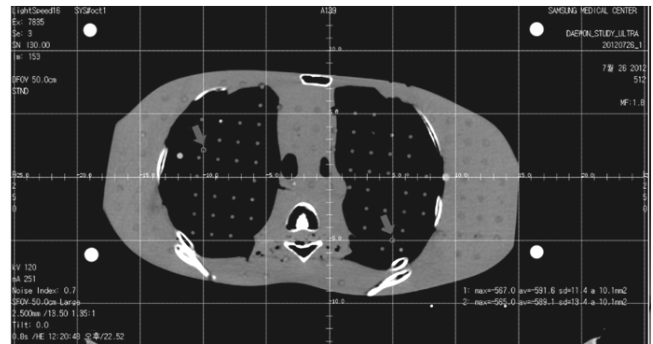
<Table 1> Region of interest for analysis

class	site
muscle	abdomen, chest
bone	head, spine, rib
liver	liver soft tissue
lung	pulmonary tissue
air	PNS, oral cavity, trachea
water	eye ball, spinal cord

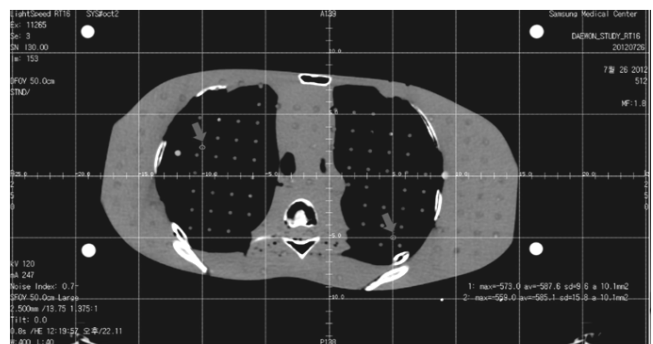
2.4 통계적 분석

2.4.1 각 관심영역의 대응 표본 검정

두 장비로부터 획득한 영상의 동일한 부분의 각 관심영역으로부터 CT number를 읽고 그 값의 유의한 차이가 있는지 알아보았다. 먼저 각 부위별로 측정값의 분포가 정규성을 만족하는지 여부를 확인하였으며, 공기가 분포한 관심영역을 제외한 모든 지점에서 정규성을 만족하였다. 이에 공기가 분포한 관심영역의 대응분석은 비모수적 통계분석인 Wilcoxon Signed Rank Test를 시행하고, 나머지 부위는 Paired T test를 시행하였다.



(a)



(b)

[Figure 2] Example of reading CT numbers for analysis, making region of interest to the same position on the both conventional CT image(a) and CT simulator image(b), arrow : circle which is region of interest

2.4.2 급내 상관관계 일치도 분석

두 장비의 영상의 동일한 관심영역별로 전체적인 상관성을 확인하기 위하여 급내 상관관계분석을 시행하였다.

3. 결과

3.1 각 관심영역의 대응표본 검정

모든 관심영역의 일대일 대응 분석 결과, 두 장비의 영상 사이에서 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 두 장비의 각각의 영상에서 동일한 지점에서는 CT number의 유의한 차이가 있다고 할 수 없다는 것을 의미한다. 그러나 근육 부위는 분석 결과의 유의확률이 경계기준치에 근접하여 ($p=0.06$) 다른 부위와 비교할 때 차이가 크다는 것을 알 수 있다 [Table 2]. 동일한 관심영역에 대한 두 CT의 CT number 차이에 대한 평균과 표준편차 및 대응표본검정분석의 결과 유의확률을 <표 2>에서 보여주고 있다.

<Table 2> Result of Wilcoxon signed rank test and Paired T test to CT numbers between conventional CT and CT simulator, differences of CT numbers are represented with average and SD

class	average	SD	p
muscle	1.88	6.40	0.06
bone	31.87	142.76	0.15
liver	2.35	2.93	0.20
lung	41.17	75.37	0.16
air	-1.28	136.38	0.75
water	0.85	6.06	0.72

<Table 3> Result of intraclass correlation analysis of CT numbers between conventional CT and CT simulator

class	correlation coefficient	p
muscle	0.863	0.001>
bone	0.956	0.001>
liver	0.153	0.429
lung	0.579	0.114
air	0.595	0.001>
water	0.504	0.229

3.2 급내 상관관계 일치도 분석

두 장비의 동일한 부위의 CT number의 분포가 유의한 상관관계를 보이는 곳으로 근육부위($r=0.863$, $p<0.001$), 뼈 부위($r=0.956$, $p<0.001$), 공기가 분포한 부위($r=0.595$, $p<0.001$)로 나타났다. 그러나 간($r=0.153$, $p=0.429$), 폐($r=0.579$, $p=0.114$) 그리고 물이 많이 함유된 부위($r=0.504$, $p=0.229$)에서는 유의한 상관관계를 보이지 않는다<표 3>. 이는 두 장비로 각각 동일한 환자를 스캔하여 방사선치료계획을 위한 방사선 선량분포를 계산하였을 때 유의한 상관성을 보이는 장기 및 부위에 대한 선량분포 결과는 유사하게 나타날 것으로 예상되므로 진단용 CT(conventional CT)와 CT simulator 중 어떤 장비를 사용하는지에 대한 의존성이 적을 것으로 예상할 수 있다. 그러나 유의한 상관관계가 없는 간과 폐, 그리고 물이 많이 함유된 부위에서는 두 장비의 영상사이에 선량분포계산 결과의 차이가 나타날 수 있다. 두 종류의 CT로 각각 동일하게 넓은 부위의 인체를 scan하여 전산화 방사선 치료계획을 수행하는 경우에 전체

적으로 선량분포의 차이가 나타나는 것이 아니라 부분적으로 차이가 나타나게 될 가능성이 크며 이는 방사선치료계획의 오류 및 CT 장비 의존성이 나타날 가능성이 있음을 의미한다.

4. 고찰 및 결론

일반적으로 병원의 영상의학과에서 진단용으로 사용되는 CT장비인 conventional CT와 방사선 치료계획에 사용되는 CT simulator의 기종에 따른 CT number의 차이를 체내 여러 부위별로 분류하여 분석하였다.

두 장비의 영상에서 동일한 지점에 지정한 각 관심영역간의 유의한 CT number 차이는 나타나지 않았다.

부위별 CT number의 분포에 있어서 근육부위, 뼈부위, 공기를 많이 함유한 부위에서는 양호한 일치도를 보이고 있으나 간 부위, 폐의 실질부위, 물이 많이 함유된 부위에서는 낮은 일치도를 보이고 있다.

또한 공기를 많이 함유한 부위에서는 두 장비의 CT number의 유의한 상관성을 보이고는 있으나, $r=0.595$ 로 상관성이 낮아 선량분포계산 결과의 차이를 예상할 수 있는 충분한 이유가 된다.

이는 두 장비의 영상사이에 선량분포계산 결과의 차이를 초래하고 종양의 치료를 위하여 계획한 선량분포가 CT의 구조적 차이에 대한 의존성을 갖게 되어 종양 및 종양주변의 정상조직에 대한 선량분포에 있어서 부정확한 정보가 제공될 수 있다. 이러한 CT 장비의 구조적 차이에 대한 의존성은 치료계획의 적합성 판정에 잘못된 영향을 미칠 가능성이 있다.

이러한 구조적 차이에 의한 CT number의 차이가 인체 내에서 부분적으로 발생하게 되므로 전체적인 교정을 통한 방법은 매우 어렵다고 판단되며 이러한 차이를 방지하기 위하여 전산화 방사선치료계획에 사용하는 CT 장비는 한 종류의 CT 장비만을 사용하여 구조적 차이에 의한 의존성이 발생하지 않도록 하여야 한다.

본 연구의 분석방법과 분석결과는 전산화된 방사선치료계획 시스템을 이용한 CT 장비의 구조적 차이에 의한 선량분포 차이연구의 방향을 설정하는 좋은 지표가 될 수 있으며, 더욱 정확하고 우수한 방사선 치료계획이 수립될 수 있도록 CT 장비에 의한 CT number 차이가 고려될 수 있는 치료계획을 수립하는데 도움이 될 수 있을 것으로 사료된다.

5. References

- [1] Edward C Halperin, Carlos A Perez, Luther W Brady, (2008), "Principles and Practice of Radiation Oncology", LWW, 2-20
- [2] Sue E Griffiths, Chris A Short, (1994), "Radiotherapy : Principles to Practice", Churchill Livingstone, 153-154
- [3] Faiz M Khan, John P Gibbons, (2014), "The Physics of Radiation Therapy", Wolters Kluwer, 195-199
- [4] Guiwon Lee, (1987), "The Availability of Diagnostic and Treatment Planning Computer in 700 Cancer Patients and Magnification Devices for CT", The Journal Of The Korean Society for Radiation Therapy, 2(1) : 81-85
- [5] Edward C Halperin, Carlos A Perez, Luther W Brady, (2008), "Principles and Practice of Radiation Oncology", LWW, 155
- [6] W Schlegel, T Bortfeld, A L Grosu, (2006), "New Technologies in Radiation Oncology", Springer, 67-80
- [7] Faiz M Khan, John P Gibbons, (2014), "The Physics of Radiation Therapy", Wolters Kluwer, 195-233
- [8] Jacob Van Dyk, (1999), "The Modern Technology of Radiation Oncology", Madison, 169-189
- [9] Gunilla C Bentel, (1999), "Patient Positioning and Immobilization in Radiatin Oncology", McGraw-Hill, 1-183
- [10] Gunilla C Bentel, (1999), "Patient Positioning and Immobilization in Radiation Oncology", McGraw-Hill, 93-103
- [11] 천영미, (2009), "Comparative Evaluation of Image Quality from 85cm Bore 16 Slice CT designed for Radiatin Oncology and Current Diagnostic 70cm Bore 16 Slice CT", 고려대학교 대학원, 석사학위논문
- [12] Kwang Hwan Cho, (2005), "The Effect of the CT Number for Each CT on Dose Calculation", Journal of Korean Society of Medical Physics, 16(4) : 161-165
- [13] ImPACT group, <http://www.impactscan.org/rsna2004.htm>.2004
- [14] Sei-kwon Kang, (2004), "the Effects of the CT Voltage on the Dose Calculatied by a Commercial RTP System", Journal of Korean Society of Medical Physics, 15(1) : 23-29

저자 소개

서정민



한양대학교 원자력공학과 박사 수료, 삼성서울병원 방사선종양학과에 근무했으며, 관심분야는 방사선치료 및 의학물리이고 현재 대원대학교 방사선과 교수로 재직 중이다.

임재동



연세대학교 보건학 석사, 명지대학교 산업공학과에서 공학박사 취득, 관심분야는 방사선/시스템 안전이고, 현재 대원대학교 방사선과 교수로 재직 중이다.

김찬형



한양대학교 원자력공학 석사, 미국 Texas A&M 대학에서 원자력공학 박사 취득, 관심분야는 방사선 측정 및 영상획득 그리고 의학물리 분야이며, 현재 한양대학교 원자력공학과 교수로 재직 중이다.