

The Dependence of CT Scanning Parameters on CT Number to Physical Density Conversion for CT Image Based Radiation Treatment Planning System

Min Gyu Baek, Jong Eon Kim*

Department of Radiological Science, Kaya University

Received: November 06, 2017. Revised: November 23, 2017. Accepted: November 30, 2017

ABSTRACT

The dependence of CT scanning parameters on the CT number to physical density conversion from the CT image of CT and CBCT electron density phantom acquired by the CT scanner using in radiotherapy were analyzed by experiment. The CT numbers were independent of the tube current product exposure time, slice thickness, filter of image reconstruction, field of view and volume of phantom. But the CT numbers were dependent on the tube voltage and cross section of phantom. As a result, for physical density range above 0, the maximum CT number difference observed at the tube voltage between 90 and 120 kVp was 27%, and the maximum CT number difference observed between CT body and head electron density phantom was 15%.

Keywords: CT scanner, CT number, Electron density phantom, Physical density, Tube voltage.

I. INTRODUCTION

근래에 CT 영상기반 방사선치료계획은 방사선치료의 실행에 표준이 되었다.^[1-4] CT 영상 정보는 환자의 인체구조 묘사 및 다양한 조직들의 물리적 밀도(또는 전자밀도)를 결정하기 위하여 방사선치료계획에 이용한다.^[5-6] CT 영상의 각 복셀의 CT수를 물리적 밀도로 변환하여 인체 내 불균질한 조직으로 수정된다.^[7,8] 이 수정된 각 복셀의 물리적 밀도는 선량계산 알고리즘에 이용된다. 따라서 인체 내 조직 불균질성을 보정하기 위해서 방사선치료계획시스템에 CT수 대 물리적 밀도 교정의 데이터 파일을 만들어서 사용하여야 한다.^[8,9]

CT수 대 물리적 밀도 교정은 전자밀도팬텀(electron density phantom)의 CT 영상을 이용하여 방사선치료 CT 스캐너를 취역(commissioning)할 때 수행한다.^[1] 방사선치료계획시스템에서 선량계산의 정확성은 CT수 대 물리적 밀도 교정의 정확성에 의존한다.^[8] 따라서 CT수 대 물리적 밀도 교정에 영향을 미칠

수 있는 CT 스캐닝 매개변수들에 관한 CT수 대 물리적 밀도 변환의 의존성을 실험을 통하여 분석하는 것이 이 연구의 목적이다.

CT영상의 각 복셀의 CT수는 하운스필드 단위(HU, hounsfield number)로 식(1)과 같이 정의된다.^[8,10]

$$HU = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right) \quad (1)$$

여기서 μ 는 물질의 선감쇠계수이고, μ_w 는 물의 선감쇠계수이다. 선감쇠계수는 물질의 원자번호(Z) 및 전자 밀도, CT 스캐너에서 사용되는 X선 빔의 품질에 의존한다. CT수와 상대적인 전자밀도(ρ_e , relative electron density) 사이의 관계는 여러 저자들에 의해 측정되어 보고되었다. 그러나 CT수 대 물리적 밀도(또는 상대적인 전자밀도) 변환 곡선은 기종이 다른 CT 스캐너뿐만 아니라 CT 스캐닝 매개변수에 의존함으로써 실험에 의해

* Corresponding Author: Jong Eon Kim

E-mail: kjepek@kaya.ac.kr

Tel:+82-55-330-1184

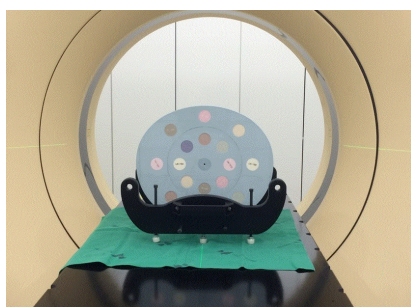
결정되어야 한다.

따라서 본 연구는 방사선치료 CT 스캐너에 의해 획득된 전자밀도팬텀의 CT 영상으로부터 CT수 대 물리적 밀도 변환에 관한 CT 스캐닝 매개변수인 관전압, 관전류량, 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, 시야(FOV, field of view), 팬텀의 횡단면적 크기 그리고 팬텀의 용적 크기의 의존성에 대하여 실험으로 분석한다.

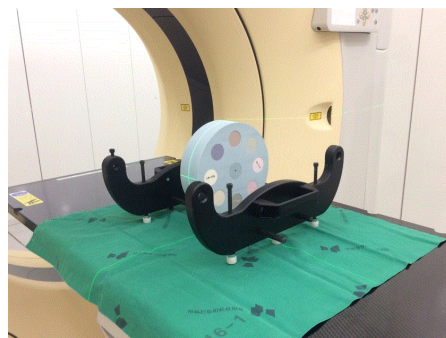
II. MATERIAL AND METHODS

실험에는 CT 스캐너(Philips Medical System, Brilliance CT Big Bore, OH, USA, 2015), CT 전자밀도팬텀^[11](Electron density phantom, CIRS Model 062M, CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, Norfolk, Virginia, USA), CBCT 전자밀도팬텀^[11](CBCT Electron density phantom, CIRS Model 062MA, CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, Norfolk, Virginia, USA) 그리고 베리안 이클립스 치료계획시스템(Varian Eclipse treatment planning system, Varian, Andover, MA)을 사용하였다.

CT 전자밀도팬텀의 물리적 특징은 Fig. 1에서 보여준다. 이 팬텀은 머리(head)와 몸통(body) 전자밀도 부분으로 구성되어 있다. 몸통 스캔을 위한 부분(Fig. 1-(a))은 너비(width) 330 mm, 높이(height) 270 mm, 두께 50 mm로 설계되어 있다. 그리고 머리 스캔을 위한 부분(Fig. 1-(b))은 반경 90 mm의 원통형으로 분리하여 사용할 있다. 또한 조직등가 전자밀도 플러그(tissue-equivalent electron density plug)들을 삽입하여 사용할 수 있는 구멍(hole)들이 반경 60 mm와 115.3 mm에서 2개의 동심링(concentric ring)으로 배열되어 있다. 각각의 동심링은 링 둘레에 등간격으로 배치된 8개의 구멍을 가지며, 팬텀의 중심에는 한 개의 구멍이 배열되어 있다. 따라서 이 팬텀은 총 17개의 구멍에 17개의 조직등가 전자밀도 플러그를 삽입할 수 있다.



(a)



(b)

Fig. 1. Physical features of CIRS Model 062M electron density phantom capable of adapting for head and body scans. (a) A body electron density phantom section and tissue-equivalent electron density plugs, (b) A head electron density phantom section and tissue-equivalent electron density plugs.

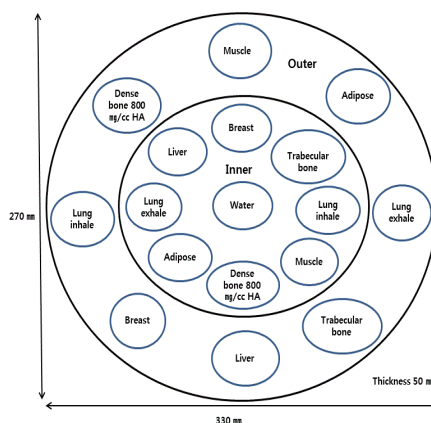


Fig. 2. Arrangement of tissue equivalent electron density plugs within the electron density phantom.

Table 1. Plug types and densities.

Plugs	Physical Density (g/cc)	Relative Electron Density
Lung inhale	0.2	0.19
lung Exhale	0.5	0.489
Adipose	0.96	0.949
Breast	0.99	0.976
Water	1.	1
Muscle	1.06	1.043
Liver	1.07	1.052
Trabecular Bone	1.16	1.117
Dense Bone 800 mg/cc HA	1.53	1.456

CBCT 전자밀도팬텀의 구성은 콘빔(cone beam) kV 및 MV CT 영상 시스템을 위해 특별히 설계된 CIRS Model 062M 전자밀도팬텀의 확장판(extended version)으로서 너비(width) 330 mm, 높이(height) 270 mm, 두께 250 mm로 설계되어 있으며, Fig. 3에서 보여준다.

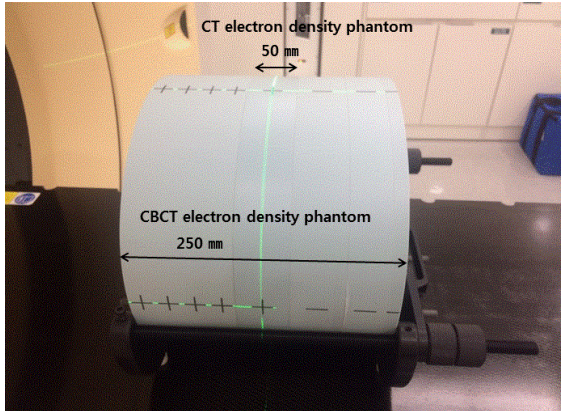


Fig. 3. A picture of CBCT electron density phantom.

CT 스캐너의 영상재구성은 여과 후 역투사법(filtered back projection)을 사용한다. CT 스캐너로부터 CT 영상을 획득하기 위한 과정은 아래와 같이 진행된다. 먼저 CT 스캔을 수행하기 전에 전자밀도팬텀은 CT 스캐너의 바깥 레이저가 팬텀의 중심을 통과하도록 설치한 후, CT 스캐너 내부 레이저가 팬텀의 중심에 일치하도록 스캐닝 테이블을 이동시켜 배치하였다. 이 때 CT 스캐너는 이 위치를 원점으로 설정한다. 이후 CT 스캔을 수행하기 위해서, CT 스캐너에 CT 스캐닝 매개변수를 입력한 후 CT 스캔을 시행함으로써 영상이 획득된다.

1. CT 스캐닝 매개변수에 대한 CT 스캔

CT 몸통 전자밀도팬텀을 사용한 CT 스캔은 CT수 대 물리적 밀도 변환이 관전압(kVp), 관전류량(mAs), 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, FOV(field of view) 등의 CT 스캐닝 매개변수에 의해 영향을 받는지 분석하기 위하여 스캔을 하였다. 그리고 CT 머리 전자밀도팬텀과 CT 몸통 전자밀도팬텀의 횡단면적(cross-sectional area) 크기의 차이에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환의 영향을 알아보기 위하여 스캔을 하였다. 또한 CBCT 몸통 전자밀도팬텀과 CT 몸통 전자밀도팬텀의 용적의 차이에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환의 영향을 알아보기 위하여 아래와 같이 스캔을 하였다.

1.1 관전압(kVp)

스캐닝 매개변수로서 250 mAs, 시야 500 mm, matrix 512×512, 슬라이스 두께 3 mm, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C)를 동일하게 입력한 후 관전압은 90, 120, 140 kVp로 각각 다르게 설정하면서 각각의 관전압에 대하여 3번을 스캔을 하였다.

1.2 관전류량(mAs)

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 시야 500 mm, matrix 512×512, 슬라이스 두께 3 mm, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C)를 동일하게 입력한 후 관전류량은 100, 250, 400 mAs로 각각 다르게 설정하면서 각각의 관전류량에 대하여 3번을 스캔을 하였다.

1.3 슬라이스 두께(mm)

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 250 mAs, 시야 500 mm, matrix 512×512, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C)를 동일하게 입력한 후 슬라이스 두께는 2, 3, 5 mm로 각각 다르게 설정하면서 각각의 슬라이스 두께에 대하여 3번을 스캔을 하였다.

1.4 영상재구성 필터

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 250 mAs, 시야 500 mm, matrix 512×512, 슬라이스 두께 3 mm, collimation 16×1.5를 동일하게 입력한 후 필터는 Y-Sharp(YA), Y-Detail(YB), Smooth(A), Standard(B), Sharp(C), Detail(D), Lung Enhanced(L)을 각각 다르게 설정하면서 각각의 필터에 대하여 3번을 스캔을 하였다.

1.5 시야(mm)

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 250 mAs, matrix 512×512, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C), 슬라이스 두께 3 mm를 동일하게 입력한 후 시야는 350, 500, 600 mm로 각각 다르게 설정하면서 각각의 시야에 대하여 3번을 스캔을 하였다.

1.6 CT 머리 및 몸통 전자밀도팬텀의 횡단면적

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 250 mAs, 시야 500 mm, matrix 512×512, 슬라이스 두께 3 mm, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C)를 입력한 후 각각의 팬텀에 대하여 3번 스캔을 하였다.

1.7 CT 및 CBCT 몸통 전자밀도팬텀의 용적

스캐닝 매개변수로서 120 kVp, 250 mAs, 시야 500 mm, matrix 512×512, 슬라이스 두께 3 mm, collimation 16×1.5, 필터 Sharp(C)를 동일하게 입력한 후 각각의 팬텀에 대하여 3번 스캔을 하였다.

2. CT수 측정

CT 스캔 후에 전자밀도팬텀의 CT 영상을 네트워 크로 다운로드 한 후 베리안 이클립스 치료계획시스템으로 전송하였다. 전송 받은 치료계획시스템에서 CT영상을 불러낸 후 각각의 플러그 중심부위에 1.5 cm의 관심영역을 설정하여 CT수를 측정하였다. 측정값은 각각의 스캔에서 한 번 측정 후 스캔 항목별로 평균값과 표준편차를 산출하였다.

III. RESULT

Fig. 4는 관전압별 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. 이 그래프에서 에러바(error bar)는 95% 신뢰구간을 나타내었다. CT수는 물리적 밀도 1의 변곡점(point of inflection)을 기준으로, 변곡점 아래와 위의 물리적 밀도 영역에서 기울기가 서로 다른 두 개의 선형관계를 나타내었다. 물리적 밀도 1이하의 범위에서 관전압 비의존성에 기인하여 CT수는 거의 일치하였다. 그리고 물리적 밀도 1이상의 범위에서 관전압 의존성에 기인하여 CT수는 관전압이 감소할수록 증가하였다. 120 kVp의 CT수에 대한 관전압별 CT수의 상대오차(relative error)는 90 kVp에서 최대 +27%, 140 kVp에서 최대 -12%를 얻었다.

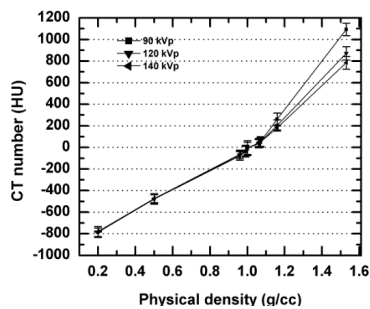


Fig. 4. The tube voltage dependence of measured CT numbers.

Fig. 5는 관전류량에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. CT수는 관전류량 비의존성에 기인하여 관전류량별 CT수는 거의 일치하였다.

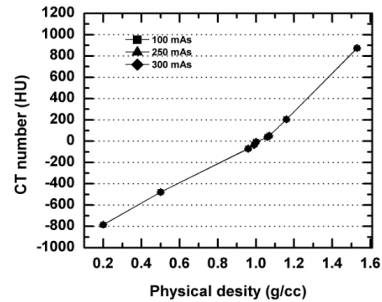


Fig. 5. Dependence of the product of tube current and exposure time on measured CT numbers.

Fig. 6은 슬라이스 두께에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. CT수는 슬라이스 두께의 크기에 비의존성에 기인하여 슬라이스 두께별 CT수도 거의 일치하였다.

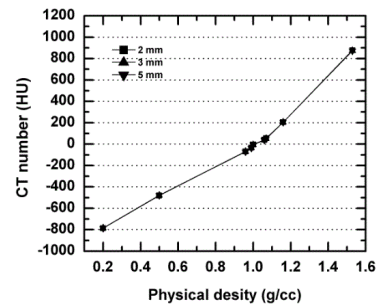


Fig. 6. The slice thickness dependence of measured CT numbers.

Fig. 7은 영상재구성 시에 사용되는 필터의 종류에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. CT수는 필터의 종류에 비의존하여 필터 종류별로 거의 같은 CT수를 나타내었다.

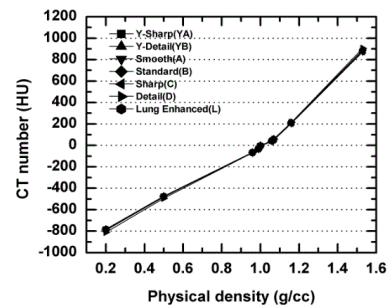


Fig. 7. The dependence of The filter of reconstruction on measured CT numbers.

Fig. 8은 시야의 크기에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. CT수는 시야의 크기에 비의존하여 거의 같은 CT수를 나타내었다.

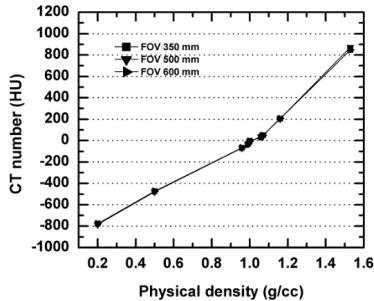


Fig. 8. The field of view dependence of measured CT numbers.

Fig. 9는 CT 머리 전자밀도팬텀 및 CT 몸통 전자밀도팬텀의 횡단면적 크기에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. 여기서 이들 두 팬텀에서 CT수의 차이는 물리적 밀도 및 원자번호의 함수로서 증가하였다. 물리적 밀도 1이하의 범위에서 팬텀의 횡단면적 크기에 비의존하여 거의 같은 CT수를 나타내었다. 그러나 물리적 밀도 1이상의 범위에서 팬텀의 횡단면적 크기에 의존하여 작은 횡단면적을 갖는 CT 머리 전자밀도팬텀에서 CT수가 증가였다. 여기서 CT 몸통 전자밀도팬텀의 CT수에 대한 CT 머리 전자밀도팬텀의 CT수에 관한 상대오차는 최대 +15%로 나타났다.

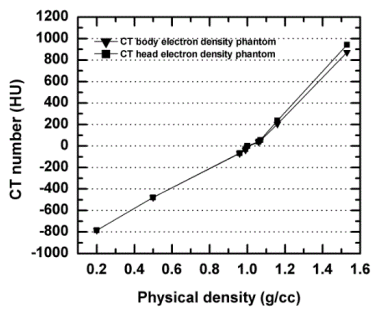


Fig. 9. The dependence of the cross sectional area of electron density phantom on measured CT numbers.

Fig. 10은 CT 몸통 전자밀도팬텀 및 CBCT 몸통 전자밀도팬텀의 용적의 크기에 따른 CT수 대 물리적 밀도 변환 곡선들을 나타낸다. CT수는 전자밀도팬텀의 용적 크기에 비의존하여 거의 같은 CT수를 나타내었다.

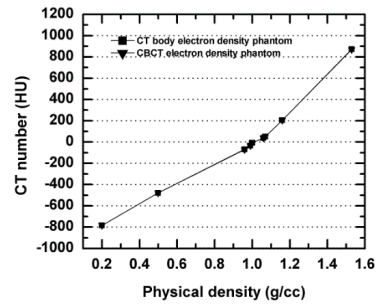


Fig. 10. The dependence of the volume of electron density phantom on measured CT numbers.

IV. DISCUSSION

관전압의 변화로 얻은 CT영상으로부터 CT수는 조직등가물질의 물리적 밀도의 함수로서 증가하였다. 물리적 밀도 1이하의 범위에서 관전압의 변화에 의한 CT수는 거의 일치하였고, 물리적 밀도 1이상의 범위에서 관전압의 변화에 의한 CT수는 관전압이 낮을수록 증가하였다. 이 현상은 조직등가물질과 X선 빔과의 상호작용에 기인한다. CT스캐너의 X선 빔의 에너지는 저에너지이고, 물질과 상호작용에 의한 X선 빔의 흡수는 주로 광전효과와 콤프턴산란이다.^[6] 콤프턴산란은 낮은 유효원자번호 물질(폐, 지방, 유방, 물 등)과 X선 빔의 상호작용에 의해 발생되어 CT수와 물리적 밀도 변환 관계가 선형 및 관전압에 비의존성을 나타내었다. 반면에, 광전흡수는 높은 유효원자번호 물질(근육, 간, 해면뼈, 조밀뼈)과 낮은 에너지 X선 빔의 상호작용에서 많이 발생하며, 물리적 밀도가 1보다 큰 물질과 낮은 관전압에서 X선 빔의 흡수가 증가되어 더 큰 CT수를 나타내었다.

팬텀 횡단면적 크기의 증가와 함께 CT수는 조직등가물질의 물리적 밀도와 유효원자번호의 함수로서 감소하였다. 이것은 횡단면적이 작은 팬텀보다 큰 팬텀에 입사하여 투과하는 X선 빔의 강도가 세면서 유효에너지가 높기 때문에 높은 유효원자물질에서 광전흡수가 낮게 일어나 CT수가 감소한 것으로 분석되었다. 또한 CT수는 관전류량, 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, 시야 그리고 팬텀 용적의 크기에 대해서 의존성 나타내지 않았다.

치료계획시스템의 선량계산 알고리즘에 따라 CT

수 대 상대적 전자밀도 또는 CT수 대 물리적 밀도 변환으로 교정을 행할 수 있다. 본 실험에 사용된 치료계획시스템의 알고리즘은 CT수 대 물리적 밀도 변환을 사용한다. 실험으로부터 CT수는 관전압과 팬텀의 횡단면적 크기에 의존하였다. 관전압 및 팬텀 횡단면적의 크기 의존성을 최소화하기 위해서, CT수 대 물리적 밀도 교정 시에 방사선치료 CT스캐너의 몸통(복부) 및 머리 환자를 위한 스캐닝 프로토콜에서 사용하는 전형적인 관전압을 선택하여야 하고, 몸통 전자밀도팬텀과 머리 전자밀도팬텀을 각각 사용하여야 될 것으로 사료된다.

CT수 대 물리적 밀도 교정은 측정된 CT수 대 물리적 밀도의 산포 데이터 점(scattered data point)들에 대하여 쌍일차방정식(bilinear equation)을 정합(fit)하여^[10] 얻어진 쌍일차방정식의 데이터로 치료계획시스템의 변환 파일에 입력하여 교정을 수행하여야 될 것으로 생각한다.

V. CONCLUSION

방사선치료 CT 스캐너에 의해 획득된 CT 및 CBCT 전자밀도팬텀의 CT영상으로부터 CT수 대 물리적 밀도 변환에 관한 CT 스캐닝 매개변수인 관전압, 관전류량, 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, 시야, 팬텀의 횡단면적 크기 그리고 팬텀의 용적 크기의 의존성에 대하여 실험으로 분석하였다.

CT수는 관전류량, 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, 시야 그리고 팬텀 용적의 크기에 대해 의존하지 않았다. 그러나 관전압에 의한 CT수는 물리적 밀도 1이상의 범위에서 관전압이 120 kVp로부터 90 kVp로 감소함으로써 최대 27%로 증가하였다. 또한 전자밀도팬텀의 횡단면적 크기에 의한 CT수는 물리적 밀도 1이상의 범위에서 횡단면적 크기가 몸통보다 머리 부위로 작아짐으로써 최대 15%로 증가하였다.

따라서 CT수 대 물리적 밀도 변환에 대한 교정은 관전압과 팬텀의 횡단면적 크기에 대한 의존성을 고려하여 교정하여야 될 것으로 사료된다.

Acknowledgement

본 연구는 가야대학교 교내연구비의 지원에 의해 수행되었다.

Reference

- [1] J. A. Purdy, "Intensity-modulated radiation therapy (Editorial)," *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics*, Vol. 35, pp. 845-846, 1996.
- [2] C. G. Orton, S. Chungbin, E. E. Klein, "Study of lung density corrections in a clinical trial (RTOG 88-08)," *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics*, Vol. 41, pp. 787-794, 1998.
- [3] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, "Intensity modulated radiotherapy: Current status and issues of interest," *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics*, Vol. 51, pp. 880-914, 2001.
- [4] G. A. Ezzell, J. M. Galvin, D. Low, "Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee," *Medical Physics*, Vol. 30, pp. 2089-2115, 2003.
- [5] E. K. Inness, V. Moutrie, "The dependence of computed tomography number to relative electron density conversion on phantom geometry and its impact on planned dose," *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, Vol. 33, pp. 385-391, 2014.
- [6] K. H. Cho, S. Lee, S. J. Cho, S. W. Lim, H. D. Huh, C. K. Min, B. C. Cho, Y. H. Kim, D. H. Choi, E. S. Kim, S. I. K, "The effect of the CT number for each CT on dose calculation," *Journal of Korean Society of Medical Physics*, Vol. 16, No. 4, pp. 161-165, 2005.
- [7] S. K. Kang, B. C. Cho, H. C. Park, H. S. Bae, "The effects of the CT voltages on the dose calculated by commercial RTP system," *Journal of Korean Society of Medical Physics*, Vol. 15, No. 1, pp. 23-29, 2004.
- [8] C. B. Saw, A. Loper, K. Komanduri, T. Combine, S. Huq, C. Scicutella, "Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems," *Medical Dosimetry*, Vol. 30, No. 3, p

p. 145-148, 2005.

- [9] W. Kilby, "Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 47, pp. 1485-1492, 2002.
- [10] S. J. Thomas, "Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning," *The British Journal of Radiology*, Vol. 72, pp. 781-786, 1999.
- [11] <http://www.cirsinc.com/>

CT 영상기반 방사선치료계획시스템을 위한 CT수 대 물리적 밀도 변환에 관한 CT 스캐닝 매개변수의 의존성

백민규,¹ 김종언,^{1*}

¹가야대학교 방사선학과

요 약

방사선치료에 사용하는 CT 스캐너에 의해 획득된 CT 및 CBCT 전자밀도팬텀의 CT영상부터 CT수 대 물리적 밀도 변환에 관한 CT 스캐닝 매개변수의 의존성은 실험으로 분석하였다. CT수는 관전류량, 슬라이스 두께, 영상재구성 필터, 시야 그리고 팬텀 용적의 크기에 대해 의존하지 않았다. 그러나 CT수는 관전압과 팬텀 횡단면적 크기에 의존하였다. 결과로서, 물리적 밀도 1이상의 범위에 대하여, 90과 120 kVp 사이의 관전압에서 관측된 최대 CT수 차이는 27%이었고, 그리고 CT 몸통과 머리 전자밀도팬텀 사이에서 관측된 최대 CT수 차이는 15%이었다.

중심단어: CT 스캐너, CT수, 전자밀도팬텀, 물리적 밀도, 관전압