

콘빔 전산화단층촬영(CBCT) 시스템에서 기계적 오류에 관한 연구

- A Study on Mechanical Errors in Cone Beam Computed Tomography(CBCT) System -

안양 샘병원 방사선종양학과¹⁾ · 건국대학교병원 방사선종양학과²⁾ · 서울가톨릭의과대학대학원 의공학교실³⁾ · 한서대학교 방사선학과⁴⁾

이이성^{1,4)} · 유은정¹⁾ · 김승근¹⁾ · 최경식¹⁾ · 이정우²⁾ · 서태석³⁾ · 김정구⁴⁾

— 국문초록 —

본 연구는 선형가속기의 회전불균형의 영향으로 발생 되는 CBCT 영상의 setup 오차 변화를 분석하여, 회전 불균형에 대한 정도관리의 필요성을 연구 하였다.

CBCT 시스템의 3차원 체적영상모드를 이용하여 360° 회전과 180° 회전에 Catphan503 팬텀과 균질 팬텀의 3차원 영상을 획득하였고, setup 오차를 측정하기 위해 나선형 CT의 기준영상과 함께 비교 분석 하였다. 표준 정도관리의 절차를 시행하여 정상적인 상태를 확인하고, 임의적으로 갠트리의 회전균형을 조절한 후, 균형상태와 불균형상태의 각각 CBCT 영상에 대하여 X, Y, Z, Roll, Pitch, and Yaw의 6차원적 관점에서 setup 오차를 측정하고 분석하였다.

Setup 오차의 변화율은 갠트리 회전균형의 조정 전·후를 확인한 결과, 직교 좌표계는 360°의 회전에서 X축 방향으로 0.6 mm, Y축 방향으로 0.5 mm, Z축 방향으로 0.5 mm의 최대 변화율을 보였다. 180°의 회전은 X축 방향으로 0.9 mm, Y축 방향은 0.2 mm, Z축 방향은 0.3 mm의 최대 변화율을 보였다. 또한 회전 변환계는 회전 불균형이 커질수록 평균적인 값의 차이가 점점 증가하였고, 최대값은 1.1°를 나타내었다. 영상의 분해능은 균형 조정 전·후 영상분석 틀에서 2 lp/cm 차이를 나타내었다.

CBCT 시스템의 정도관리는 기준 권고안을 만족하였다. 갠트리의 회전 불균형이 클 때, setup 오차의 직교 좌표계의 변화는 크지 않았으나, 회전 변환계의 변화율은 기준 권고 값인 1°에 해당하는 값과 초과하는 1.1°를 나타내었다. 이는 갠트리의 불균형이 setup 오차에 영향을 미치는 것을 알 수 있었으며, 또한 회전 변환계의 setup 오차에 대한 6차원적인 보정이 더욱 요구됨을 알 수 있다. 그러므로 정확하고 정교한 영상유도 방사선치료를 수행하기 위해서는 갠트리의 균형을 확인해야 하며, 정도관리 항목으로 추가되어야 한다고 사료되어진다.

중심 단어: 영상유도방사선치료, 정도관리, 갠트리회전균형, 콤팩트 전산화단층촬영

* 접수일(2013년 2월 26일), 1차 심사일(2013년 5월 6일), 확정일(2013년 6월 7일)

교신저자: 김정구, (356-706) 충남 서산시 해미면 대곡리 360
한서대학교 방사선학과
Tel : 041) 660-1055, Fax : 041) 660-1055
E-mail : jkkim@hanseo.ac.kr

I. 서 론

방사선치료 목적은 종양부위에 방사선량을 충분히 조사하고 주위 정상조직에는 방사선량을 최소화하는 것이다.

방사선치료의 목적을 충족시키기 위해 최근 10년 동안 방사선치료 장비의 비약적 발전을 이루었으며, 컴퓨터의 발달에 따라 방사선치료 기술들도 복잡하고 정교하게 되었다¹⁾.

현재 최신 방사선치료 기법은 체적세기변조회전방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT), 세기변조방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)이며, 이러한 기법과 디지털 영상 기술이 결합된 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy; IGRT)가 시행되고 있다. 최신 방사선치료 기법들은 갠트리(gantry)의 움직임, 다엽콜리메이터(Multi-Leaf Collimator; MLC), 선량율(dose rate) 등을 변화시키며, 종양 표적에 짧은 시간 동안 처방선량을 줄 수 있게 되었다²⁾. 이러한 최첨단 방사선치료 기법과 방사선수술(radio-surgery)은 정밀성이 요구되어지므로 제조사들은 kV(kilovoltage) 디지털영상 시스템을 부착하여 2D 영상과 3D 영상을 얻을 수 있는 콘빔 전산화단층촬영(Cone Beam Computed Tomography; CBCT) 시스템을 출시하여 상용화 하였다^{3,4)}. CBCT 시스템은 X선관과 a-Si 검출기로 구성되어 있고, 방사선치료 전 환자의 준비 자세와 종양 표적의 움직임에 대한 오차를 교정한다.

방사선치료를 시행함에 있어 갠트리의 여러 가지 무거운 구성들로 인한 정확한 궤도 회전에 미치는 영향은 선행 연구들에 의해 많이 제시되었다⁵⁾. 또한 디지털 영상 시스템인 전자포탈영상장치(Electronic Portal Image Device; EPID)와 CBCT 시스템을 갠트리에 추가적으로 부착함으로써 갠트리 회전에 기하학적 영향을 미치게 된다⁶⁾. 기하학적 영향은 주로 갠트리의 불균형과 처짐으로 나타나게 되며, 갠트리의 불균형과 처짐은 디지털 영상에서 왜곡과 흔들림을 발생시켜 CBCT 영상에서 ring artifact, noise, beam cupping artifact, pseudo-enhancement 등의 영상 인공물(image artifact)을 발생·증가 시킬 수 있다^{7,8)}. 기하학적 영향으로 발생된 영상인공물은 영상유도방사선 치료 전 환자의 자세교정 및 종양 표적 확인을 위한 CBCT 영상과 기준영상과의 비교에서 영상의 일치도를 방해하는 요인으로 작용하게 된다. 이러한 방해 요인들은 CBCT 시스템에서 기준영상과 영상 일치도의 정확도를 감소시켜 setup 오차의 변화를 발생시키게 되므로 정확한 영상유도방사선치료가 될 수 없다. 갠트리의 불균형과 처짐으로 인한 CBCT 시스템의 부정확도에 의해 발생하는 오차는 영상유도방사선치료의 결과에 영향을 미치므로 엄격한 정도관리(Quality Assurance; QA)가 시행되어야 하며, 실용적인 절차와 빠르고 정확한 교정이

요구되어 진다^{9,10)}. 또한 정도관리가 잘 이루어진 CBCT 시스템은 더 효율적이고 편리하게 능동적 표적화(dynamic targeting) 영상유도방사선치료를 시행 할 수 있게 한다.

따라서 본 연구에서는 영상유도방사선치료에서 CBCT 시스템의 정도관리에 대한 중요성을 확인하고, 선형가속기의 기하학적 회전 불균형이 CBCT 시스템에 미치는 영향을 알아보기 하여 CBCT 영상에서 setup 오차의 변화를 분석하여 회전불균형에 대한 정도관리의 필요성을 확인하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 실험 장비 및 팬텀

선형가속기(Elekta Synergy™, UK)의 CBCT 시스템(XVI, X-ray volume imaging Elekta, UK)과 3차원적 체적영상획득모드(Volume View™ 3D image acquisition)를 이용하였다. 3차원 영상 획득은 관전압 120 kV, 관전류 40 mA를 사용하여 360°의 전체회전 및 시계방향 회전(Clockwise, CW)에서는 1040 mAs, 740 frame, Field size Small(S20), F0(filter)와 180°의 반 회전 및 시계방향 회전에서는 32.5 mAs, 325 frame, S20, F0의 조건으로 2가지 체적영상을 획득하였다(Fig. 1).

기준 영상은 16채널 CT 시뮬레이터(Brilliance CT big Bore, Phillips, Holland)를 사용하여 120 kV, 250 mAs/Slice, thickness 3mm, 0.813 pitch, standard filter의 조건으로 영상을 획득하였으며, ball-bearing (Elekta, UK) 팬텀, Catphan503(The phantom Laboratory, USA) 팬텀, 그리고 균질 팬텀(Homogeneous phantom, CIRS, USA)을 사용하였다(Fig. 2).



Fig. 1. The figure of CBCT system of Elekta Synergy™

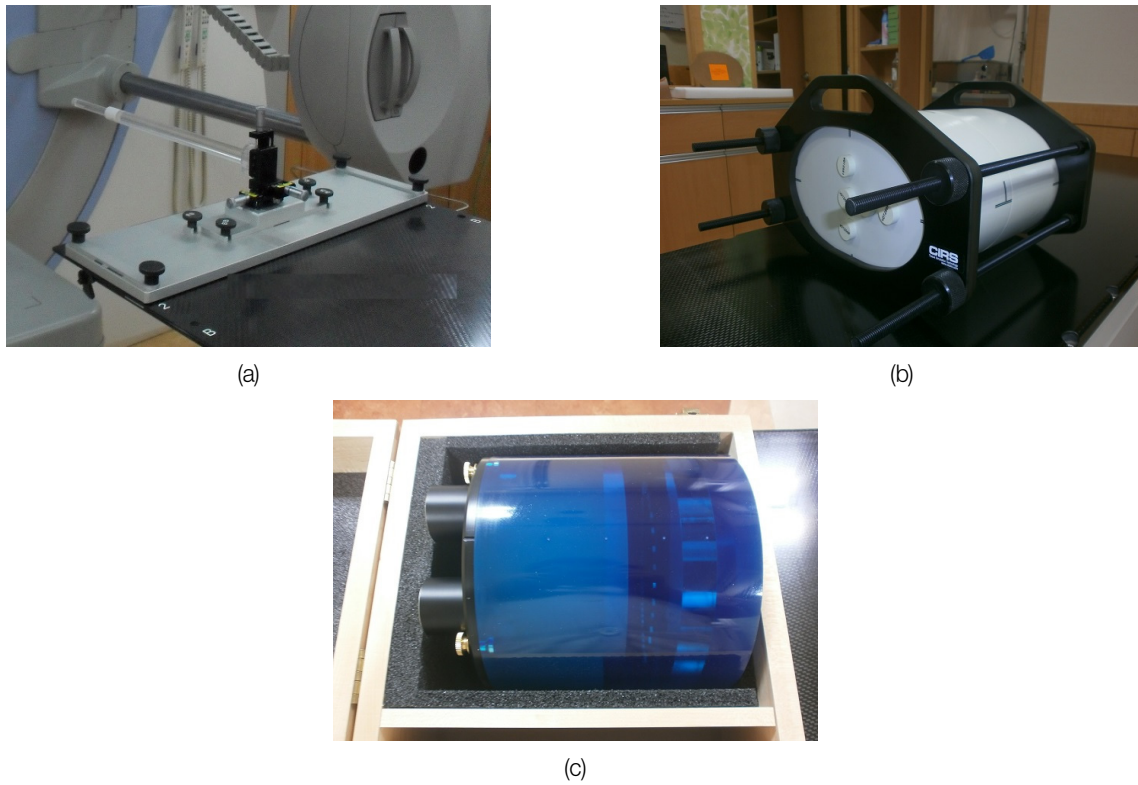


Fig. 2. The QA Phantoms for CBCT system. (a) Ball-bearing phantom, (b) Homogeneous phantom, (c) Catphan503 phantom

2. 실험방법

CBCT 시스템의 정도관리 항목은 시스템의 기계적 안정성, 기하학적 정확도, 영상의 화질, 등록과 교정의 정확도 등 4가지로 구성되어 있다

CBCT 시스템의 정도관리 항목의 기준은 제조사의 합격판정시험을 기준으로 하였으며, 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM) 보고서-179에 권고안이 마련되어 있고 참조하였다¹⁰⁾. CBCT 시스템의 표준 정도관리 절차를 시행하여 정상적인 확인 상태를 확인하였다^{11,12)}.

갠트리 균형상태에서 Ball-bearing 팬텀을 사용하여 기하학적 정확도를 확인하였고, Catphan503 팬텀을 테이블 상단에 레이저를 기준으로 회전 중심점에 CTP404 구간의 중심점에 설치하고 360° 회전과 180° 회전 2가지 방법으로 CBCT 영상을 획득하였다.

CBCT 영상에서 체적에 따른 환자 setup 오차 변화율의 정도를 알아보기 위해 Catphan503 팬텀보다 큰 균질도 팬텀을 사용하여 회전 중심점에 설치하고, 360° 회전과 180° 회전 2가지 방법으로 CBCT 영상을 획득 하였다 (Fig. 3).

갠트리 회전 불균형에 대한 영향을 알아보기 위하여 갠트리의 균형을 임의적으로 약(week, step1), 강(strong, step2), 2단계로 조정하였으며, 장비에 현저한 무리를 주지 않는 선에서 진행하였다. 갠트리 균형 조정 후, Ball-bearing 팬텀으로 기하학적 정확도 변화를 확인하였고, Catphan503 팬텀과 균질도 팬텀의 CBCT 영상을 획득 하였다. 실험 전 Catphan503 팬텀과 균질도 팬텀을 각각 모의전산화단층촬영 하여 CBCT 시스템에 기준영상으로 등록하였다.

영상분석 방법은 갠트리 균형 조정 전·후의 획득 영상과 기준영상을 CBCT 시스템의 체적영상모드를 통해 bone, gray value registration 2가지의 자동화모드를 사용하여 X, Y, Z, Roll, Pitch, Yaw의 6차원적 setup 오차 변화를 분석 하였다. Catphan503의 각각의 구간 중 다양한 원통형 물질들이 들어있는 CTP404 구간을 이용하여 공간분해능 분석을 하였다(Fig. 4).



Fig. 3. The setup of phantoms for 3D image acquisition (a) Catphan503 phantom, (b) Homogeneous phantom

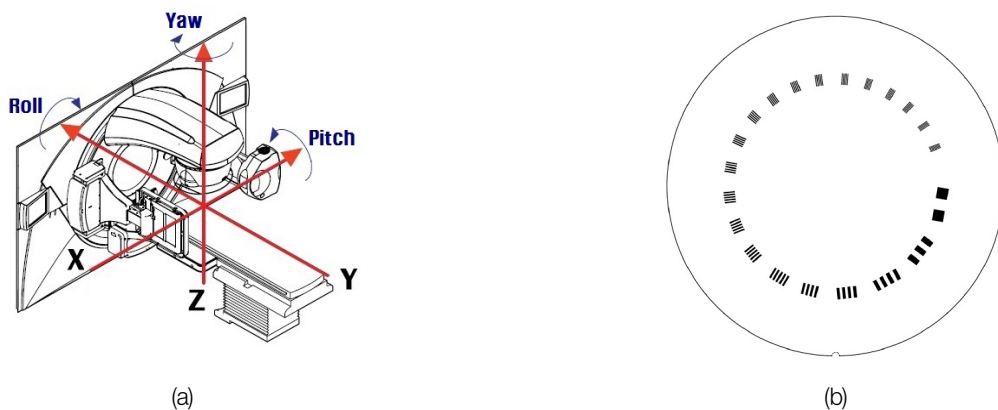


Fig. 4. Analysis of setup error and image resolution

(a) The schematic of six dimensions in CBCT, (b) The module of spatial resolution in CTP528

III. 결 과

Ball-bearing 팬텀을 이용한 MV 치료 빔 회전축과 CBCT 시스템의 갠트리 균형 조정 전, 후의 회전축 일치성 변화를 확인하였다. 갠트리 균형상태에서는 X, Y, Z는 각각 0.4, 0.6, 0.7 mm로 기준권고안 1 mm이하를 만족하는 결과를 나타냈으나, 갠트리 불균형상태에서 X, Y, Z는 각각 0.8, 0.8, 1.0 mm를 나타내었으며, Z는 기준권고안의 제한 값인 1 mm에 해당하는 결과를 나타내었다(Table 1).

Catphan503 팬텀과 균질도 팬텀을 이용한 setup 오차 변화를 확인하였다. 갠트리 균형이 안정적인 상태와 갠트리 불균형 상태 3차원 좌표계는 최대 오차 변화는 360° 회전일 때 X축 방향으로서는 gray 자동화 모드에서 1.4 mm에서 0.8mm로 0.6 mm 변화를 나타내었고, Y축 방향으로서는 gray 자동화 모드에서 0.9 mm에서 1.4 mm로 0.5 mm 변화를 나타내었다. 그리고 Z축 방향으로서는 bone 자동화 모드에서 0.3 mm에서 0.8 mm로 0.5 mm 변화를 나타내었다.

180° 회전에서 최대 오차 변화는 X축 방향으로서는 bone 자동화 모드에서 0.5 mm에서 1.4 mm로 0.9 mm 변화 나타났고, Y축 방향으로서는 gray 자동화 모드에서 0.6 mm에서 0.8 mm로 0.2 mm 변화를 나타냈다. 그리고 Z축 방향으로서는 bone 자동화 모드에서 0.8 mm에서 0.5 mm로 0.3 mm의 변화를 나타내었다(Table 2).

v갠트리 균형상태와 갠트리 불균형상태에서 회전 변환계의 setup 오차 변화를 확인하였다. 회전 변환계에서 Pitch, Roll, Yaw 변화는 360° 회전에서 갠트리 불균형이 1단계, 2단계로 커질수록 평균적으로 0.2°, 0.6°, 0.8°로 증가하는 추세가 bone 자동화 모드에서 나타났고, 180° 회전에서는 큰 차이가 없었다. 또한 회전불균형 2단계의 360° 회전에서는 bone 자동화 모드에서 1.1°, gray 자동화 모드에서는 1°로 기준권고안 1° 이내를 벗어나는 값을 나타내었다(Table 3).

Table 1. Geometry accuracy result of gantry unbalance

(unit cm)

| Axis | Stable gantry balance | gantry unbalance |
|------|-----------------------|------------------|
| x | 0.04 | 0.08 |
| y | 0.06 | 0.08 |
| z | 0.07 | 0.10 |

Table 2. Setup variation result of axis

(unit cm)

| Axis | Stable gantry balance | | | | Gantry unbalance step 1 | | | | Gantry unbalance step 2 | | | |
|------|-----------------------|------|------|------|-------------------------|------|------|------|-------------------------|------|------|------|
| | 360° | | 180° | | 360° | | 180° | | 360° | | 180° | |
| | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray |
| X | 0.13 | 0.14 | 0.05 | 0.05 | 0.13 | 0.10 | 0.14 | 0.12 | 0.09 | 0.08 | 0.11 | 0.10 |
| Y | 0.08 | 0.09 | 0.06 | 0.06 | 0.08 | 0.10 | 0.07 | 0.06 | 0.09 | 0.14 | 0.06 | 0.08 |
| Z | 0.03 | 0.05 | 0.08 | 0.09 | 0.07 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.08 | 0.08 | 0.05 | 0.08 |

Table 3. Setup variation result of axis rotation

(unit degree)

| Axis | Stable gantry balance | | | | Gantry unbalance step 1 | | | | Gantry unbalance step 2 | | | |
|-------|-----------------------|-------|-------|-------|-------------------------|------|-------|-------|-------------------------|------|-------|-------|
| | 360° | | 180° | | 360° | | 180° | | 360° | | 180° | |
| | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray | Bone | Gray |
| Pitch | 0.0 | 0.2 | 359.3 | 359.7 | 359.3 | 0.6 | 359.7 | 359.9 | 359.2 | 0 | 359.7 | 359.6 |
| Roll | 0.4 | 0.5 | 0.7 | 0.4 | 0.8 | 0.7 | 0.9 | 0.3 | 1.1 | 1.0 | 0.9 | 0.5 |
| Yaw | 0.2 | 359.9 | 0.4 | 0.3 | 0.3 | 0 | 0.8 | 0.3 | 0.6 | 0.2 | 0.9 | 0.5 |

IV. 고찰 및 결론

CBCT 시스템을 기반으로 한 영상유도방사선치료 방법은 디지털 영상 기술의 발전과 함께 빠르게 성장하였다. 영상유도방사선치료는 환자의 치료 준비자세 오차를 줄여 방사선치료의 정확도를 높이는 것과 기하학적 정확도를 높임으로써 계획 표적 용적(Planning Target Volume; PTV) 영역을 조절하여 정상장기에 미치는 영향을 줄여주는 것 등의 목적을 가지고 시행된다. 세기변조방사선치료, 체적세기변조회전 방사선치료에서 환자 치료 준비자세 오차와 계획 표적 용적 및 정상 장기의 보호 여부가 방사선 치료 결과와 질에 중요한 영향을 미친다. 그러므로 영상유

도방사선치료를 시행함에 있어 영상유도에 이용되는 CBCT 시스템의 철저한 정도관리가 필요하다^{10,13)}.

본 연구에서는 CBCT 시스템에 대한 정도관리를 확인한 결과 기계적 안정성 검사에서는 모두 정상 동작으로 기준 권고안을 만족하였고, 기하학적 정확성 검사에서는 MV 치료 빔 회전축과 CBCT 시스템 회전축과의 일치성, 등록과 교정의 정확성, 영상의 품질에서 기준 권고안을 모두 만족하는 결과를 나타내었다.

갠트리의 회전 불균형이 커질수록 X, Y, Z 직교 좌표계 내의 변화는 기준권고안 1mm 이내를 만족하였으나, 회전 변환계에서는 회전 불균형이 커질수록 360° 회전의 bone 자동화 모드에서는 평균적으로 0.2°, 0.6°, 0.8° 로 증

가하는 추세를 나타내었으며, 180° 회전에서는 크게 차이가 없었다. 또한 360° 회전에서 bone, gray의 변화 값이 회전불균형 2단계에서 기준권고안 1° 이내를 벗어나는 1°, 1.1°를 나타내었다. 이는 세기변조방사선치료, 체적세기변조회전방사선치료, 영상유도방사선치료, 방사선수술 등의 정교한 방사선치료에는 적합하지 않으며, 회전 불균형이 커질수록 회전 변환계의 setup 오차 변화에 영향을 미치므로 회전 불균형의 영향에 대한 정도관리의 필요함을 알 수 있다. 또한 직교 좌표계보다 회전 변환계의 setup 오차 변화율에 더 큰 영향을 미치는 것으로 보아 정확한 영상유도방사선치료를 시행하기 위해서는 치료 전 환자자세 교정에서 회전변화에 X, Y, Z, pitch, roll, yaw의 6차원적 보정도 요구되어짐을 알 수 있다. 6차원 보정이 가능한 장비를 이용함으로써 더 정확하고 정교한 영상유도방사선치료가 수행될 것으로 사료된다.

갠트리의 회전 불균형이 클 경우 기하학적 정확도에서 Z는 기준권고안의 제한 값인 1 mm를 나타내어 갠트리 회전불균형은 MV 치료 빔 회전축과 CBCT 시스템의 회전축에 영향을 미치는 것을 알 수 있다..

또한 균질도 팬텀은 균질성이 높아 bone, gray 자동화 모드가 불가하여 setup 오차 변화를 분석하지 못하였고, 균질성이 높은 해부학적 구조에서의 CBCT 시스템의 사용에는 자동화 모드 보다는 수동 모드 조작이 만족스러운 영상유도방사선치료가 될 것이다.

Setup 오차의 변화율에 대한 신뢰도를 더 높이기 위하여 연구를 진행할 것이며, 본 연구의 결과가 CBCT 시스템의 정도관리와 영상유도방사선치료에 관한 연구 자료로서의 활용될 것으로 사료되며, CBCT 기반의 정확한 영상유도방사선치료를 수행하기 위해서는 갠트리의 균형을 확인해야 하는 정도관리의 항목으로 추가되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. C. A. McBain, A. M. Henry, J. Sykes, et al.: X-ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: The new standard in on-treatment imaging, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 64(4), 625-634, 2006
2. J. Bedford and A. Warrington,: Commissioning of volumetric modulated arc therapy VMAT, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 73(2), 537-545, 2009
3. Jean-Pierre Bissonnette,: A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 35(5), 1807-1815, 2008
4. Letourneau D, Wong JW, Oldham M, et al.: Cone-beam CT guided radiation therapy: technical implementation., *Radiation Oncology*, 75(3), 279-286, 2005
5. W. Du and S. Gao,: Measuring the wobble of radiation field centers during gantry rotation and collimator movement on a linear accelerator, *Medical Physics*, 38(8), 4575-4578, 2011
6. Pejman Rowshanfarzad,: Detection and correction for EPID and gantry sag during arc delivery using cine EPID imaging, *Medical Physics*, 39(2), 623-634, 2012
7. I. Ali and S. Ahmad,: Evaluation of the effects of sagging shifts on isocenter accuracy and image quality of cone-beam CT from kV on-board imager, *Journal Applied Clinical Medical Physics*, 10(3), 180-194, 2009
8. F Edward Boas, Dominik Fleischmann,: CT artifacts : Causes and reduction techniques, *Imaging Medicine*, 4(2), 229-240, 2012
9. Weihua Mao, Michael Speiser, Paul Medin et. al.: Initial application of a geometric QA tool for integrated MV and kV imaging systems on three image guided radiotherapy systems, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 38(5), 2335-2341, 2011
10. Jean-Pierre Bissonnette, Peter A. Balter and Lei Dong, et al.; Task Group 179; Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 39(4), 1946-1963, 2012
11. Jeorg Lehmann, Julian Perks, Shedon Semon, et al.; Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy, *Journal Applied Clinical Medical Phys*, 8(3), 21-36, 2007

12. K. R. Muralidhar, P. Narayana, Rajneesh Kumar et al.; Commissioning and quality assurance of the X-ray volume Imaging system of an image-guided radiotherapy capable linear accelerator, Medical. Physics, 33(2), 72-77, 2008
13. E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.F. et al.; Task Group 142 report; Quality assurance of medical accelerators, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 36(9), 4197-4212, 2009

• Abstract

A Study on Mechanical Errors in Cone Beam Computed Tomography(CBCT) System

Yi-Seong Lee^{1,4)} · Eun-Jeong Yoo¹⁾ · Seung-Keun Kim¹⁾ · Kyoung-Sik Choi¹⁾ · Jeong-Woo Lee²⁾ · Tae-Suk Suh³⁾ · Joeng-Koo Kim⁴⁾

¹⁾Department of Radiation Oncology, Anyang SAM Hospital,

²⁾Department of Radiation Oncology, Konkuk University Medical Center,

³⁾Department of Biomedical Engineering and Research Institute of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea,

⁴⁾Department of Radiological Science, Hanseo University

This study investigated the rate of setup variance by the rotating unbalance of gantry in image-guided radiation therapy. The equipments used linear accelerator(Elektta Synergy TM, UK) and a three-dimensional volume imaging mode(3D Volume View) in cone beam computed tomography(CBCT) system. 2D images obtained by rotating 360° and 180° were reconstructed to 3D image. Catphan503 phantom and homogeneous phantom were used to measure the setup errors. Ball-bearing phantom was used to check the rotation axis of the CBCT. The volume image from CBCT using Catphan503 phantom and homogeneous phantom were analyzed and compared to images from conventional CT in the six dimensional view(X, Y, Z, Roll, Pitch, and Yaw).

The variance ratio of setup error were difference in X 0.6 mm, Y 0.5 mm Z 0.5 mm when the gantry rotated 360° in orthogonal coordinate. whereas rotated 180°, the error measured 0.9 mm, 0.2 mm, 0.3 mm in X, Y, Z respectively. In the rotating coordinates, the more increased the rotating unbalance, the more raised average ratio of setup errors. The resolution of CBCT images showed 2 level of difference in the table recommended.

CBCT had a good agreement compared to each recommended values which is the mechanical safety, geometry accuracy and image quality. The rotating unbalance of gantry vary hardly in orthogonal coordinate. However, in rotating coordinate of gantry exceeded the $\pm 1^\circ$ of recommended value. Therefore, when we do sophisticated radiation therapy six dimensional correction is needed.

Key Words : IGRT, QA, gantry rotation balance, CBCT