

kV Cone-beam CT를 사용한 치료준비에서 재구성 영상의 품질이 표적 위치 결정에 미치는 영향

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †Department of Radiation Oncology, Mayo Clinic, Jacksonville, USA

오승종* · 김시용† · 서태석*

kV cone-beam CT (CBCT)가 결합된 선형가속기의 등장으로 더욱 정확한 영상유도 방사선치료(image-guided radiation therapy, IGRT)가 가능해졌다. IGRT는 영상장비를 이용해 표적의 이동을 보정할 수 있는 방사선치료기술로, CBCT를 이용한 IGRT의 경우 내부 장기의 정보를 바탕으로 병변의 이동을 정확히 알 수 있다. 내부 장기의 정보를 얻기 위해서는 방사선이 조사되기 바로 전에 환자의 CBCT 영상을 획득하여 치료계획 시 사용한 모의치료 CT 영상과 정합을 수행하게 된다. 본 연구에서는 CBCT 영상의 재구성 품질에 따른 정합결과를 비교해 보았다. 6명의 환자로부터 총 56개의 CBCT 투과 정보를 획득하여 분석한 결과, 평행이동벡터의 차가 1 mm를 초과하는 경우는 단 3개에 불과하였다. 회전이동의 경우, x, y, z, 세 축을 모두 고려하였으며, 그 결과 총 168 (56×3)개에서 단 3개만이 1° 이상의 차이를 나타냈다.

중심단어: IGRT, 재구성 해상도, 표적위치, Cone-beam CT

서 론

치료준비과정(treatment setup)은 방사선치료 시 분할조사 사이에 발생하는 표적의 위치 불일치에 대한 중요 원인 중 하나로서, 일반적으로 피부에 표시한 표지와 치료실에 위치한 레이저를 기준으로 하여 이루어진다. 이러한 기존의 치료준비 과정은 내부 장기에 대한 정보 없이 외부의 정보만을 가지고 표적의 위치를 예측하기 때문에 인체 내에 위치한 표적의 경우 위치를 정확히 재현하지 못하는 문제점을 가지고 있다. 이러한 부정확한 병변의 위치 재현성을 보상하기 위하여 치료계획 시에는 실제 병변에 일정 부분의 여유를 주어 치료를 계획하게 되고, 이로 인해 표적이 아닌 정상 부위에 불필요한 방사선이 조사된다.

인체 내 정상 장기를 보호하면서 병변을 효율적으로 치료하기 위해서는 표적의 위치 재현성이 뛰어난 치료준비를 수행하여야 한다. 이러한 요구에 맞춰 기존의 인체의 외부 정보를 활용한 치료준비 장비들이 아닌 여러 의학영상장비

들을 치료준비단계에서 이용하고자 많은 연구들이 진행되어졌다. 그 중 cone-beam CT (CBCT)를 이용한 연구는 많은 진전을 이루어 선형가속기에 결합된 형태로 상용화되었으며, 이를 이용한 영상유도 방사선치료가 행해지고 있다.¹⁻³⁾

kV CBCT를 이용한 영상유도 방사선치료는 치료계획 시 사용한 CT 영상을 기준영상으로 하여, 방사선 조사 직전에 획득한 CBCT 영상과 영상정합한 뒤, 치료테이블 또는 별도의 장치를 이용하여 환자를 이동시켜 치료준비과정에서 표적의 위치 변화를 보정한다. 매 분할조사 전에 갠트리를 회전시켜 CBCT 투영정보(projection data)를 획득하고 획득된 투영정보로부터 재구성 영상을 획득하는 과정이 기존의 치료과정에 더하여졌기 때문에 전체적인 치료 시간이 증가하게 되었다. CBCT 투영정보로부터 영상을 재구성 하는데 있어 재구성되는 영상의 품질을 선택할 수 있으며, 선택된 재구성 영상의 품질에 따라 재구성하는 데 필요한 시간 역시 달라진다. 본 연구에서는 동일한 CBCT 투영정보로부터 해상도를 달리하며 영상을 재구성할 때 재구성 영상의 품질에 따른 영상정합 결과를 비교하고자 한다.

대상 및 방법

재구성 영상의 품질에 따른 영상정합 결과를 비교하기 위해 CBCT가 장착된 선형가속기를 이용해 IGRT를 수행한 환자의 CBCT 투영정보를 대상으로 연구를 수행하였다. CBCT 영상을 획득하기 위해 Elekta Synergy (Elekta Oncol-

본 연구는 방사선치료기기 핵심기술개발(M20513000010-06A1300-01010)과 서울시 산학연 협력사업(10550)의 지원으로 수행되었음.
이 논문은 2006년 9월 14일 접수하여 2006년 12월 13일 채택되었음.
책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)590-2420, Fax: 02)532-1779
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

ogy Systems, Norcross, GA) 선형가속기를 사용하였으며, iViewGT (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK) 포탈영상 시스템을 이용해 CBCT 투영정보를 재구성하였다. CBCT 투영정보는 iViewGT를 통해 low, medium, high의 3가지 해상도 중 하나를 선택해 재구성할 수 있다(Table 1). 영상재구성은 갠트리가 CBCT 투영정보를 획득하면서부터 동시에 시작되며, medium-quality 영상의 경우 갠트리가 투영정보를 얻기 위해 회전한 후 20초 후에, high-quality의 경우 2분 30초 후에 재구성된 영상을 이용할 수 있다. low-와 medium-quality 해상도를 가지는 영상을 재구성하는 데 별다른 시간차가 존재하지 않는데, 그 이유는 low-quality 영상의 경우 영상을 재구성하는 것보다 투영정보를 획득하는데 더 많은 시간이 걸리기 때문이다. 이런 이유로 본 연구에서는 재구성하는 데 있어서 많은 시간차가 존재하는 medium-와 high-quality로 영상을 재구성해, 치료계획 시

사용된 모의치료 CT 이미지와 영상정합 결과 얻어진 표적의 위치 변화를 비교하였다.

비교연구를 위해 kV CBCT가 결합된 Elekta Synergy 선형가속기로 치료를 받은 환자 중 척추와 전립선, 폐 부위에서 각각 2명씩 총 6명의 환자에 대해 56개의 투영정보를 사용하였다. 모든 CBCT 투영정보들은 폭 20 cm, 길이 27 cm을 가지는 medium 영상영역(field of view, FOV)에서 획득되었다. 획득된 투영정보들은 iViewGT 시스템을 사용하여 각각 high와 medium-quality로 재구성하였다(Fig. 1).

재구성된 CBCT 영상들은 치료계획 시 사용한 모의치료 CT 영상을 기준영상으로 하여 영상정합을 수행하였으며 분할조사 시의 표적의 위치 변화를 획득하였다(Fig. 2). High-quality 재구성 영상의 경우 medium FOV에서의 픽셀의 크기는 0.39 mm이며, medium-quality 재구성 영상의 경우에는 0.78 mm이다(Table 1). 영상정합은 다음과 같은 방법으로 이루어졌다.

- 1) 각 환자별로 모의치료 CT 영상 위에 영상정합을 수행할 관심영역(region of interest, ROI)을 설정한다.
- 2) 수작업을 통해 CBCT 재구성 영상과 모의치료 CT 영상의 ROI를 일차로 일치시킨다.
- 3) 포탈영상시스템에서 제공되는 bony anatomy에 의한 자동영상정합을 수행한다.
- 4) 영상정합결과 얻어진 결과는 검토되고 결과가 만족스럽지 못할 경우 위의 과정을 반복한다.

Table 1. Volume image resolution (mm/pixel).

| FOV | Resolution quality | | |
|--------|--------------------|-----------------------|-----------------------|
| | Low (250 pixel) | Medium (512 pixel) | High (1,024 pixel) |
| Small | 1.02 | 0.51 | 0.25 |
| Medium | 1.56 | 0.78 | 0.39 |
| Large | 2.34 | 1.17 | 0.559 |

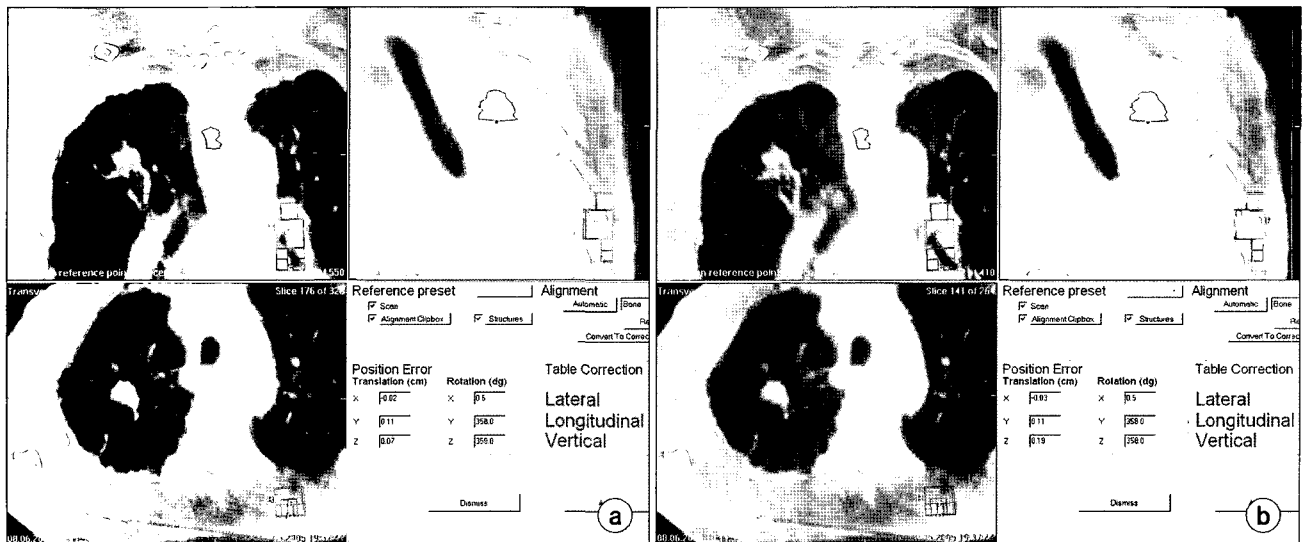


Fig. 1. (a) High and (b) medium quality reconstructed CBCT images of both lung and spine area are shown. Both images clearly show lung mass and spinal bones. In comparison, not a significant difference is easily observed between high and medium quality reconstructions in this case.

3번째 단계에서의 bony anatomy에 의한 장동영상정합 과정은 수동에 의한 회전오차 보정이 매우 어렵고 얻어진 보정결과가 만족스럽지 못하기 때문에 추가되었다. 영상정합 결과가 만족스러울 경우, 영상정합을 통해 모의치료 CT 촬

영 시와 치료준비 시에 발생한 x, y, z방향으로의 평행이동과 x, y, z축에서의 회전이동 오차들을 획득하였다. 일반적으로 CBCT를 이용한 환자 치료준비 오차 보정은 high-quality 재구성 영상을 이용해 이루어진다. 따라서 본 연구에서는 medium-quality 재구성 영상의 임상적 유용성을 medium-quality 재구성 영상을 사용해 얻어진 오차 보정 결과와 high-quality 재구성 영상을 이용해 얻어진 치료준비오차 보정 결과를 비교함으로써 평가하였다(Fig. 3).

결 과

총 56개의 CBCT 투영정보 중, 폐에 대해서는 환자별로 9개와 10개의 투영정보가, 전립선에 대해 각각 10개씩의 투영정보가, 척추 부위에 대해 한 환자에게서 10개, 또 다른 환자는 L2 부위에서 4개, S1 부위에서 3개의 투영정보가 얻어졌다. 이처럼 얻어진 투영정보에 대해 위에서 언급된 순서에 따라 영상정합을 수행한 결과 총 56개 중 medium-quality와 high-quality 영상에서의 평행이동 벡터 값이 1 mm를 초과하여 차이가 나는 경우는 동일한 환자의 폐 영역 투영정보에 대해 2건(1.27 mm, 1.32 mm), 척추 L2에서 1건(1.4 mm)으로 총 3건에 불과했으며, 세 경우 모두 1.5 mm 이하인 것을 확인할 수 있었다(Fig. 4). Fig. 4는 평행이동 벡터의 차를 3차원 공간상에 나타낸 것이며, 각 값들은

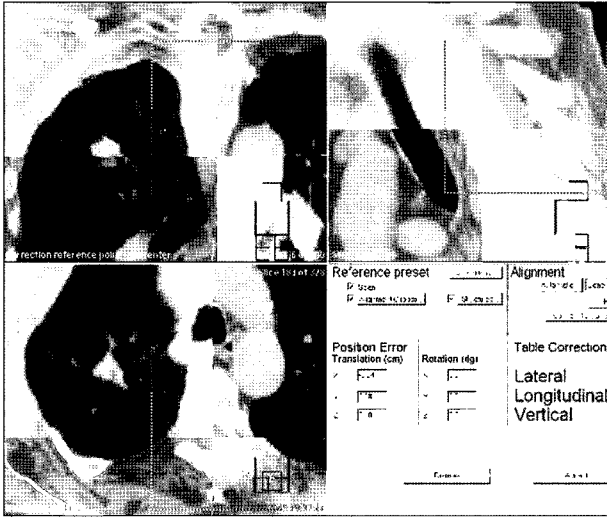


Fig. 2. High quality CBCT image registered to reference CT using a ROI of spinal bone (dotted box). Checkerboard display between CBCT and reference CT is made. Outstanding matching of spinal bone is observed and lung mass is guaranteed to be within the planning target volume.

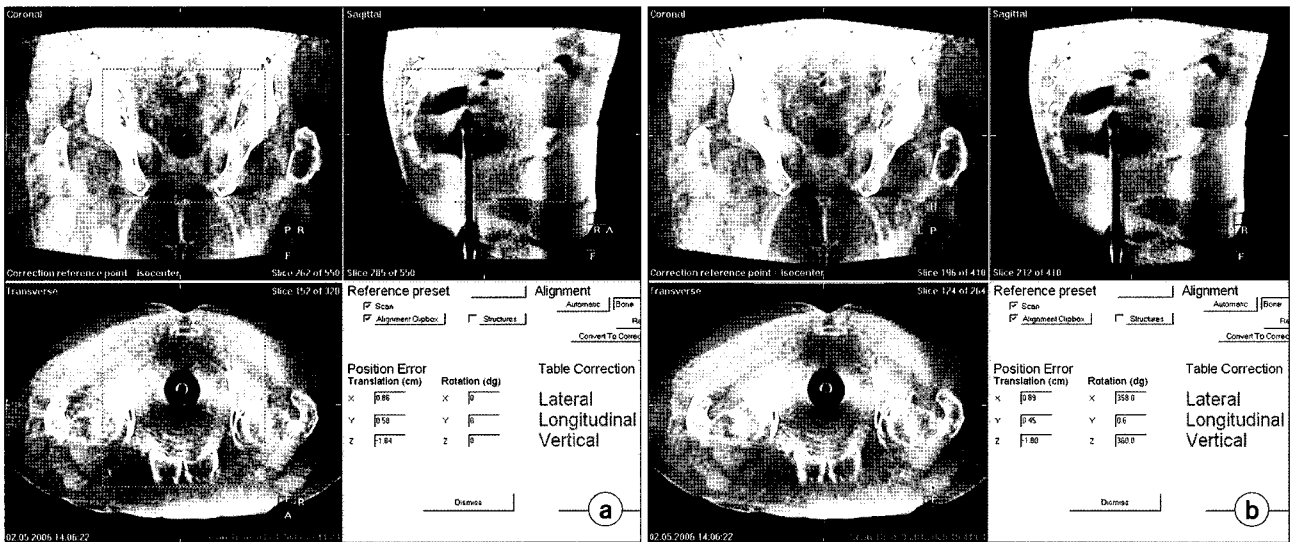


Fig. 3. The registration result between reconstructed CBCT images and reference CT image. (a) High and (b) medium quality reconstructed CBCT images of prostate area are shown. Dotted box area is a typical ROI used for image registration with reference CT. Similar to lung and spinal regions, not a significant difference of registrations is easily observed between high and medium quality reconstructions.

각기 2차원 xy, yz, zx 평면상에 투영되어졌다. 빨간색 십자선들은 3차원 공간상에서 평행이동 벡터값의 차가 1 mm를 초과하는 경우를 나타낸 것이며, 보라색 사각형과 검빨강

색 마름모, 녹색 삼각형들은 3차원 공간상에서 1 mm를 초과하는 점들을 각각 xy, yz, zx 평면상에 투영한 것이다. x축은 좌우(right-left)를, y축은 상하(anterior-posterior)를, Z축은 앞뒤(superior-inferior)를 나타낸다.

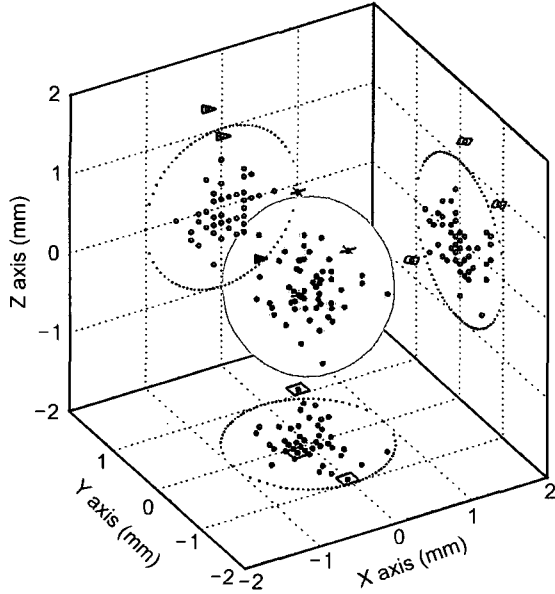


Fig. 4. Translation vector differences of determined target displacements using high- and medium-quality resolution CBCT images. The points in 3-dimensional space are projected onto each plane. The red crosses (x) indicate 3-D translation vector difference with over 1 mm. Violet squares (□), dark red diamonds (◇), and green triangles (△) represent their projection onto each plane; xy, yz, and zx planes.

회전이동의 경우 각 축을 중심으로 회전한 각도를 하나의 값으로 비교할 방법이 존재하지 않아 쉽게 단정지을 수 없으나 각 축에 대한 회전각의 차가 1°를 초과하는 경우는 총 168개(56×3축) 중 단 3개에 불과하였다. 1°를 초과한 차이를 보이는 경우는 x축에서 1건(폐, 1.7°), y축에서 1건(척추, 1.5°), z축에서 1건(폐, 1.1°)이었다. 이 중 x축과 z축에서 1°를 초과한 경우에는 평행이동 오차 또한 모두 1 mm를 초과하는 것으로 나타났다.

각각의 축에 대한 평행이동 값의 평균과 표준오차는 x축으로 0.23±0.16 mm, y축 0.3±0.27 mm, z축 0.26±0.25 mm로 나타났으며, 벡터 값의 차의 평균과 표준오차는 0.53±0.30 mm로 계산되었다. 회전이동의 각도 차는 x축 0.47±0.51°, y축 0.58±1.36°, z축 0.4±0.51°로 나타났다(Table 2).

결론

본 연구에서는 IGRT에서 널리 이용되고 있는 CBCT 영상의 재구성 해상도에 따른 치료준비오차에 대해 비교하였다. 그 결과 high-quality 재구성 영상과 medium-quality 재구성 영상을 통해 얻어진 치료준비오차의 벡터 차는 총 56개 중 3 경우를 제외하고는 모두 1 mm 이하인 것으로 확인되

Table 2. Differences in target displacements (translation & rotation) determined by high- and medium-quality CBCT image sets.

| Organ | Patient (# of data set) | Absolute translation difference (mm) | | | Absolute translation vector difference (mm) | Absolute rotation difference (°) | | |
|----------|-------------------------|--------------------------------------|--------------------|--------------------|---|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| | | t_x (max) | t_y (max) | t_z (max) | | r_x° (max) | r_y° (max) | r_z° (max) |
| Lung | A (9) | 0.32±0.17 (0.5) | 0.37±0.26 (0.8) | 0.17±0.33 (0.5) | 0.56±0.28 (0.99) | 0.33±0.33 (1) | 0.37±0.48 (1) | 0.47±0.51 (1) |
| | B (10) | 0.27±0.19 (0.7) | 0.28±0.36 (0.9) | 0.50±0.41 (1.3) | 0.76±0.36 (1.32) | 0.34±0.17 (0.6) | 0.61±0.53 (1.5) | 0.38±0.50 (1.1) |
| Prostate | C (10) | 0.13±0.12 (0.4) | 0.32±0.20 (0.7) | 0.27±0.14 (0.4) | 0.48±0.19 (0.74) | 0.44±0.53 (1) | 0.12±0.16 (0.5) | 0.11±0.14 (1) |
| | D (10) | 0.18±0.11 (0.3) | 0.32±0.28 (0.7) | 0.26±0.24 (0.7) | 0.51±0.28 (0.87) | 0.56±0.53 (1) | 0.28±0.30 (1) | 0.26±0.43 (1) |
| Spine | E (10) | 0.14±0.09 (0.6) | 0.13±0.15 (0.5) | 0.16±0.13 (0.4) | 0.30±0.13 (0.63) | 0.26±0.38 (1) | 0.39±0.47 (1) | 0.30±0.13 (0.9) |
| | F (7) | 0.26±0.14 (0.5) | 0.43±0.37 (1.1) | 0.21±0.27 (0.8) | 0.59±0.41 (1.45) | 0.61±0.65 (1.7) | 0.57±0.42 (1) | 0.51±0.46 (1) |
| Total | 56 | 0.23±0.16 | 0.30±0.27 | 0.26±0.25 | 0.53±0.30 | 0.47±0.51 | 0.58±1.36 | 0.40±0.51 |

었으며, 회전이동의 경우에도 총 168 (56×3)개 중 3 경우를 제외하고는 모두 1° 이하의 차이를 보이고 있다. Oldham 등⁴⁾은 CBCT 영상의 정확도를 한 픽셀 크기라고 보고하였으며, 동일한 조작자에 의해 발생하는 오차는 대략 0.5 mm 라고 보고하였다. Sharpeb 등⁵⁾은 CBCT와 결합된 선형가속기에서의 CBCT 영상의 기계적 정확도는 1 mm 이내라고 보고하였다. 이러한 결과들과 비교해 볼 때 medium-quality로 영상을 재구성하여 모의치료 CT 영상과 영상정합해 얻어진 치료준비오차와 high-quality로 영상을 재구성하여 얻어진 치료준비오차의 평행이동 백터값의 차인 0.53±0.30 mm는 충분히 용납될 수 있다고 생각된다.

회전이동의 경우 실제 임상에서 회전이동 값을 보정할 수 있는 방법의 부재로 인해 회전이동 오차에 대한 별다른 연구가 수행되지 않았다. 그러나 각 축에 대해 대부분의 경우 1° 이하의 차이만을 보이는 것으로 보아 medium-quality로 영상을 재구성하여 얻어진 영상정합 결과 역시 high-quality로 영상을 재구성하여 얻어진 것과 비교해 볼 때 별다른 차이를 보이지 않는다고 보인다.

일반적으로 CBCT를 이용한 IGRT 시 환자의 치료준비 시부터 방사선 조사가 완료되는 데에는 대략 20분 내외가 소요된다. 이러한 시간 중 갠트리 회전이 끝난 후 영상을 재구성하기까지 걸리는 시간은 고해상도 영상의 경우 대략

2분 30초의 시간이, 중해상도 영상의 경우 20초 이내의 시간이 필요하다. 본 연구를 통해 재구성이 끝나기까지 2분이상이 더 소요되는 high-quality 영상이 아닌 medium-quality 영상을 사용하여도 환자치료 오차를 구하는 데에는 별다른 차이가 없다는 것을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Jaffray DA, Siewerdsen JH: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med Phys* 27:1311-1323 (2000)
2. Shiu AS, Chang EL, Ye JS, et al: Near simultaneous computed tomography image-guided stereotactic spinal radiotherapy. An emerging paradigm for achieving true stereotaxy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 57:605-613 (2003)
3. Yenice KM, Lovelock DM, Hunt MA, et al: CT image-guided intensity-modulated therapy for paraspinal tumors using stereotactic immobilization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55:583-593 (2003)
4. Oldham M, Letourneau D, Watt L, et al: Cone-beam-CT guided radiation therapy: a model for on-line application. *Radiother Oncol* 75:271-278 (2005)
5. Sharpeb MB, Moseley DJ, Purdie TG, Islam M, Siewerdsen JH, Jaffray DA: The stability of mechanical calibration for a kV cone-beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Med Phys* 33:136-144 (2006)

How Image Quality Affects Determination of Target Displacement When Using kV Cone-beam Computed Tomography (CBCT)

Seungjong Oh*, Siyong Kim[†], Tae-Suk Suh*

*Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea College of Medicine,

[†]Department of Radiation Oncology, Mayo Clinic, Jacksonville, USA

The advent of kV cone-beam computed tomography (CBCT) integrated with a linear accelerator allows for more accurate image-guided radiotherapy (IGRT). IGRT is the technique that corrects target displacement based on internal body information. To do this, the CBCT image set is acquired just before the beam is delivered and registered with the simulation CT image set. In this study, we compare the registration results according to the CBCT's reconstruction quality (either high or medium). A total of 56 CBCT projection data from 6 patients were analyzed. The translation vector differences were within 1 mm in all but 3 cases. For rotation displacement difference, components of all three axes were considered and 3 out of 168 (56×3 axes) cases showed more than 1° of rotation differences.

Key Words: IGRT, Reconstruction resolution, Target displacement, Cone-beam CT