

Cone-beam CT 영상 획득 시 호흡에 의한 영향 분석

전남대학교 의과대학 방사선종양학교실

송주영 · 나병식 · 정웅기 · 안성자 · 남택근 · 윤미선

영상유도 방사선치료의 대표적 방법의 하나로 선형가속기에 부착된 on-board imager (OBI) 영상장치를 사용하여 획득한 cone-beam CT (CBCT) 영상이 정밀 방사선치료 시 환자 정렬 오류를 보정하는데 활용되고 있다. 본 연구에서는 CBCT 영상 획득 시 환자 호흡에 의한 영상 품질과 정보의 변화를 분석하고자 호흡 움직임을 모사할 수 있는 팬텀과 CBCT 영상획득용 팬텀을 제작하고, 여러 움직임 조건에서 획득한 CBCT 영상들과 정지상태에서 얻은 CBCT 영상과의 비교, 분석을 수행하였다. 분석대상 움직임 조건을 구성하는 요소로서 움직임 주기는 5가지(2초, 3초, 4초, 5초, 6초)를 선정하였고, 움직임 범위 크기는 4가지(0.7 cm, 1.6 cm, 2.4 cm, 3.1 cm)를 선정하여 총 20가지의 움직임 조건에서 CBCT 영상을 획득하였다. CBCT 영상의 CT 값의 상대적 크기로 비교한 영상 화소 값 강도의 평균 변화는 정지 상태의 영상과 비교하여 범위가 0.7 cm의 경우 71.07%, 1.6 cm의 경우 48.88%, 2.4 cm의 경우 30.60%, 3.1 cm의 경우 17.38% 값을 보였고, 팬텀 움직임 방향의 영상 길이는 정지상태에서 2.1 cm, 움직임 범위가 0.7 cm의 경우 2.66 cm, 1.6 cm의 경우 3.06 cm, 2.4 cm의 경우 3.62 cm, 3.1 cm의 경우 4.04 cm 값을 보여 움직임 범위 크기가 클수록 영상 품질 저하와 형태적 정보의 왜곡정도도 증가하였다. 움직임 주기에 의한 영상품질의 변화는 움직임 범위 크기가 작은 경우를 제외하고는 특별한 영향이 없었다. 본 연구를 통해 환자 호흡에 의한 움직임 범위가 큰 부위의 CBCT 영상을 획득할 때, 영상 품질과 정보에 변화가 발생할 수 있어 이 점을 고려하여 임상에 사용해야 하며, 궁극적으로 호흡 신호와 연동된 CBCT 영상이 필요함을 확인할 수 있었다.

중심단어: Cone-beam CT, CT 값, 호흡연동

서 론

선형가속기를 사용하여 방사선치료를 수행할 때, 정확한 치료 위치에 환자를 정렬시키는 것은 세기조절방사선치료 및 정위적방사선수술에서와 같이 높은 정밀도를 요구하는 첨단 방사선치료의 정확도를 결정짓는 가장 기본적이고 중요한 과정이다. 이를 위한 여러 연구가 진행되어 왔으며, 최근에는 kV 엑스선 발생장치와 영상검출기를 부착한 on-board imager (OBI) 영상장치를 사용하여 치료 자세에서의 높은 해상도의 환자 영상을 획득한 후, 치료계획에서 설정된 환자 영상과의 비교를 통해 환자 정렬 오차를 분석, 수정하는 형태의 영상유도 방사선치료가 수행되고 있다. OBI 영상

장치를 사용하여 얻을 수 있는 영상형태 중 선형가속기 갠트리를 회전하여 획득하는 cone-beam CT (CBCT) 영상은 환자 정렬 위치에서의 실제 인체 내 해부학적 영상정보를 얻은 후, 치료계획 시 사용된 CT 영상의 해부학적 구조와의 비교를 통해 정렬오차를 보정할 수 있어 정확도가 높은 형태의 영상유도 방사선치료 방법으로 평가되고 있다.¹⁻⁴⁾ 이와 같은 CBCT 영상 획득 시 영상 정보를 왜곡하고 영상 품질을 저하시키는 여러 가지 요인이 발생할 수 있으며, 이는 크게 엑스선 발생장치와 영상 검출기로 구성된 장비의 문제와 영상 획득 대상 환자에 기인한 문제로 분류된다.⁵⁾ 환자에 기인한 문제점 중 큰 비중을 차지하는 원인으로 환자의 호흡에 의한 영상부위의 움직임을 들 수 있으며, 이는 특히 호흡에 의한 영향을 많이 받는 폐와 복부 부위의 CBCT 영상 획득 시 고려되어야 할 중요한 사항이다. 현재, 방사선치료 계획을 위한 CT 영상 획득 시 호흡에 의한 움직임을 분석하여 그 영향을 줄일 수 있는 호흡연동 4차원 CT영상이 획득 가능한 CT 모의치료기는 사용되고 있으나,^{6,7)} 아직 OBI 영상장치를 이용하여 CBCT 영상 획득에는 호흡에 의한 움직임과 연동하여 분석할 수 있는 장비가 상용화되어 있지 않은 실정이다. 본

이 연구는 2005년도 전남대학교병원 임상연구비 지원에 의해 수행되었음.

이 논문은 2007년 3월 27일 접수하여 2007년 6월 5일 채택되었음.

책임저자 : 송주영, (501-757) 광주광역시 동구 학동 8번지

전남대학교 의과대학 방사선종양학교실

Tel: 061)379-7225, Fax: 061)379-7249

E-mail: jysong@jnu.ac.kr

연구에서는 이와 같은 환자 호흡에 의한 치료부위의 움직임이 실제 CBCT 영상에 어떠한 영향을 끼치는지 정량적으로 평가하고자, 환자 호흡을 모사할 수 있는 팬텀을 개발하고, 다양한 환자 호흡과 관련한 움직임 조건에서 CBCT 영상을 획득한 후, 환자 호흡의 주기와 환자 호흡 시 움직임의 변위 크기가 영상의 품질과 영상정보에 준 변화를 분석하였다.

대상 및 방법

1. 환자 호흡 모사 구동 팬텀

환자 호흡에 의한 움직임을 모사하고자 Fig. 1과 같이 팬텀을 제작하였다. 환자 호흡에 의한 움직임 방향 중 일반적

으로 가장 큰 변위를 갖는 머리와 다리 방향의 움직임을 모사하도록 설계하였으며,⁸⁾ 영상획득용 팬텀을 배치시켜 일차원적 움직임을 발생시키는 moving plate, 회전속도가 조절되는 구동 모터, 환자 호흡 변위의 다양한 변화를 모사할 수 있는 회전판과 선형가속기 치료 테이블에 고정시킬 수 있도록 제작된 base plate로 구성하였다. 환자 호흡의 주기에 대한 영향을 분석하고자 moving plate를 움직이는 모터의 회전속도를 5 rpm에서 30 rpm까지 조절할 수 있도록 조절기를 설치하였으며, 환자 호흡 시 움직임 크기의 영향을 분석하고자 Fig. 2에서와 같이 회전중심점과의 거리가 서로 다른 총 8개의 연결부를 만들어 moving plate와 운송축으로 연결할 수 있도록 제작하였다.

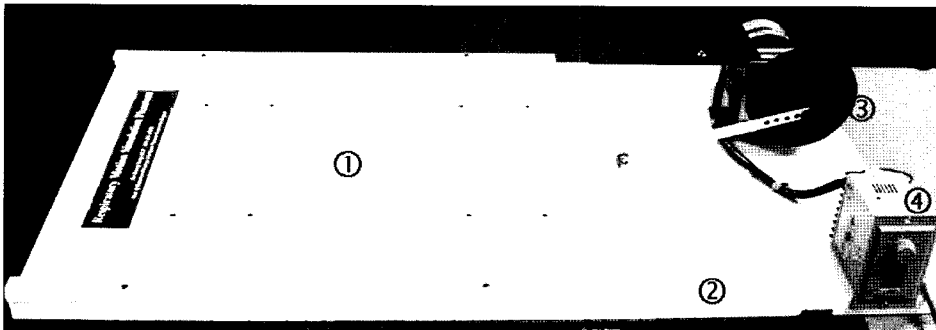


Fig. 1. Phantom for the simulation of respiratory motion. ① Moving plate. ② Base plate. ③ Rotating plate and motor. ④ Moving speed controller.

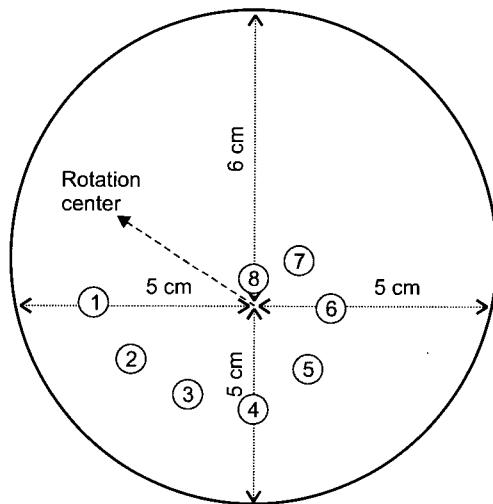


Fig. 2. Rotation plate with 8 connecting holes having different distances between a rotation center. The distance variations of moving plate are ① 5.9 cm, ② 5.2 cm, ③ 4.5 cm, ④ 3.8 cm, ⑤ 3.1 cm, ⑥ 2.4 cm, ⑦ 1.6 cm, ⑧ 0.7 cm.

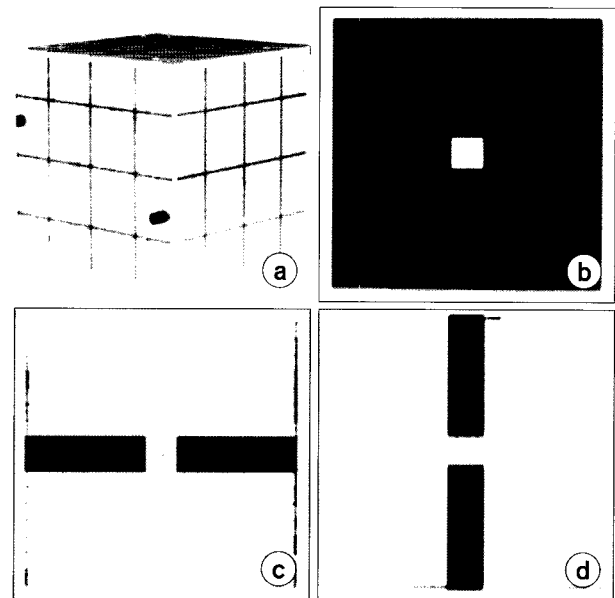


Fig. 3. Phantom for the acquisition of cone-beam CT images. (a) Overview of phantom. (b) Coronal view of the phantom. (c) Axial view of the phantom. (d) Sagittal view of the phantom.

2. CBCT 영상획득용 팬텀

환자 호흡 모사 구동팬텀을 사용하여 실제 분석에 사용될 CBCT 영상을 획득하기 위해 Fig. 3과 같이 팬텀을 구성하였다. 기본 구조는 세기조절방사선치료 정도보증을 위한 I'mRT Phantom (Scanditronix-Wellhöfer, 독일) 중 18×18×18 cm³ 크기의 Head and Neck Cube 부분을 사용하였다. 본 연

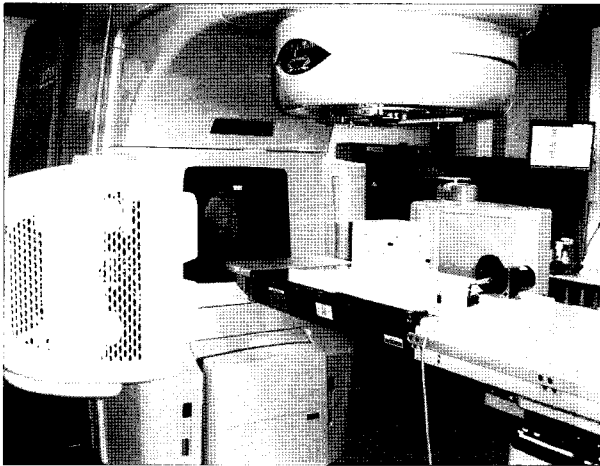


Fig. 4. On-board imager and phantom setup for the acquisition of cone-beam CT image.

구에서는 방사선치료 시 고려되어야 할 호흡 영향에 대한 여러 사례 중 폐 안에 존재하는 공기 공동 내 작은 종양의 움직임을 영상으로 모사하고자, 팬텀 내부에 빈 공간을 구성하고 중심부위에 2×2×2 cm³ 크기의 병소 모사 구조물을 고정, 삽입하였다. 팬텀의 모든 구조물은 물 등가(water equivalent) 재질로서 밀도가 1.045 g/cm³인 RW3 (Scanditronix-Wellhöfer, 독일)로 제작되었다.

3. 분석대상 영상획득 조건 및 분석 방법

먼저, Catphan Phantom (The Phantom Laboratory, 미국)을 사용하여 CBCT 영상의 CT 값이 허용 오차 기준 내에 있음을 확인하였으며, 모든 CBCT 영상의 화소 크기는 0.352 mm로 512×512 해상도의 영상으로 구성하여 분석에 사용하였다. 환자 호흡 주기의 변화에 대한 영향을 분석하고자 5가지(2초, 3초, 4초, 5초, 6초) 회전속도로 moving plate의 움직임 주기를 설정하였고, 각 주기별로 움직임 변위 크기에 대한 영향을 분석하고자 8개의 운송 축 연결부위에서 실제 환자의 호흡의 움직임 변위와 유사한 영역인 4개(0.7 cm, 1.6 cm, 2.4 cm, 3.1 cm) 지점만을 선택하여 총 20개의 CBCT 영상을 획득하였다. Fig. 4에서와 같이 선형가속기 Clinac iX (Varian, USA)에 부착되어 있는 OBI를 사용하여 CBCT 영상을 획득하였으며, 모든 조건에서 항상 팬텀의 움직임 중심이 치료 중심점에 위치되도록 배치시킨 후 영

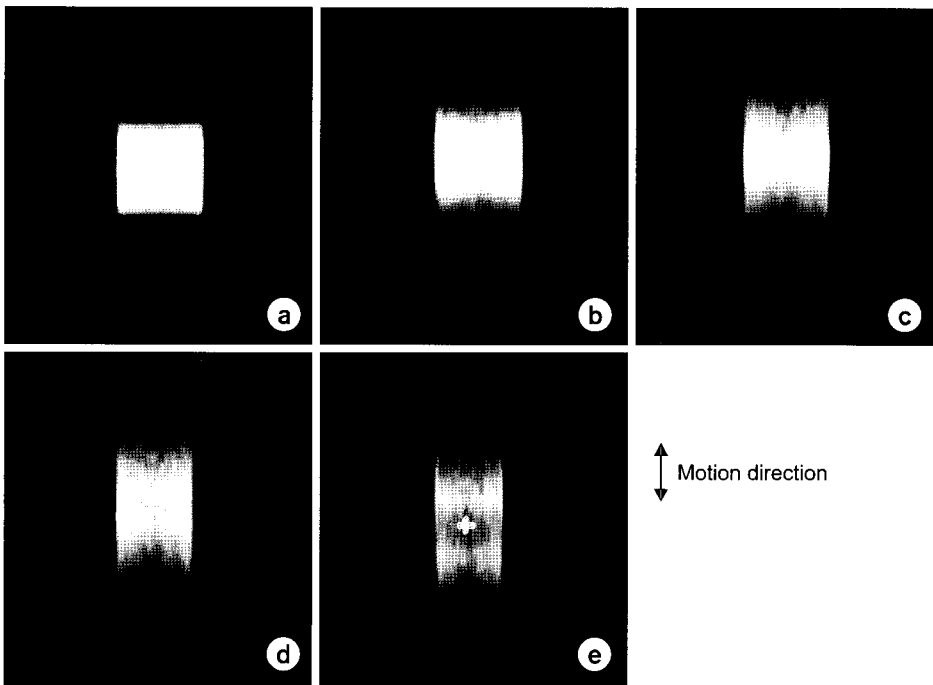


Fig. 5. Coronal images of cone-beam CT acquired in various motion ranges. (a) No motion. (b) Motion range: 0.7 cm. (c) Motion range: 1.6 cm. (d) Motion range: 2.4 cm. (e) Motion range: 3.1 cm. All the motion cycle is 4 sec.

상을 획득하였다. 정지 상태에서 획득한 CBCT 영상과 움직임이 있는 상태에서 획득한 CBCT 영상의 coronal 영상 중심점으로부터 움직임 방향으로 앞, 뒤 2.5 cm, 총 5 cm 구간의 일차원 선상에서 영상 CT 값의 비교를 통해 영상 정보와 품질의 변화 정도를 분석하였다.

결 과

Fig. 5는 정지 상태에서 획득한 CBCT 영상과 움직임 조건별로 획득한 CBCT 영상 중 움직임 주기가 4초에서 분석 대상 움직임 범위별로 획득한 CBCT의 coronal 영상을 보여 주고 있다. 정지 상태에서의 CBCT 영상과 비교하여 움직임 범위가 커질 수록 영상 화소 값의 강도와 영상 형태의 정확도가 떨어짐을 확인할 수 있다. Fig. 6은 분석 대상 모

든 조건에서 획득한 CBCT의 coronal 영상 중심에서 팬텀의 이동방향으로 5 cm 선상에서의 CT 값 변화를 분석한 결과를 그래프로 도시한 것으로 팬텀의 움직임 주기의 영향보다는 움직임 범위의 크기가 영상 정보 변화에 더 큰 영향을 줌을 알 수 있다. CT 값의 상대적 크기로 비교한 영상 화소 강도의 평균값은 정지 상태의 영상과 비교하여 범위가 0.7 cm 경우 71.07%, 1.6 cm 경우 48.88%, 2.4 cm 경우 30.60%, 3.1 cm 경우 17.38% 값을 보여 움직임 범위 크기가 증가할수록 영상 화소 값의 변화가 큼을 확인할 수 있다. 공기와의 다른 CT값 영역을 팬텀 영상의 경계지점으로 보고 계산한 팬텀 움직임 방향의 영상 길이는 정지상태에서 2.1 cm로 실제 팬텀 길이 2 cm와 비교 0.5%의 오차를 보였으며, 움직임 범위가 0.7 cm의 경우 2.66 cm, 1.6 cm의 경우 3.06 cm, 2.4 cm의 경우 3.62 cm, 3.1 cm의 경우 4.04 cm 값

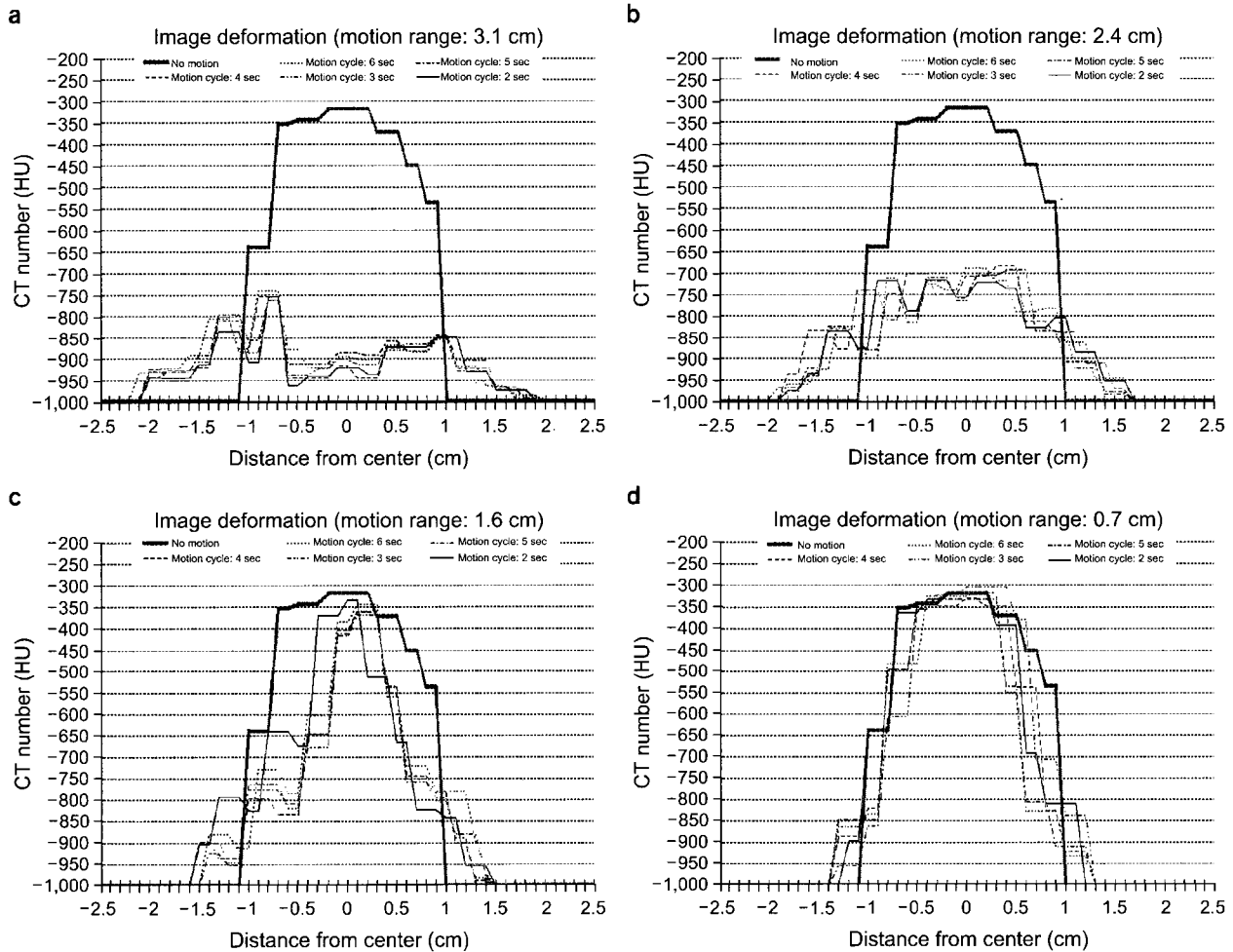


Fig. 6. Comparison of CT number along the center line in the coronal images of cone-beam CT according to the variations of motion range and motion cycle. (a) Motion range: 3.1 cm, (b) Motion range: 2.4 cm, (c) Motion range: 1.6 cm, (d) Motion range: 0.7 cm.

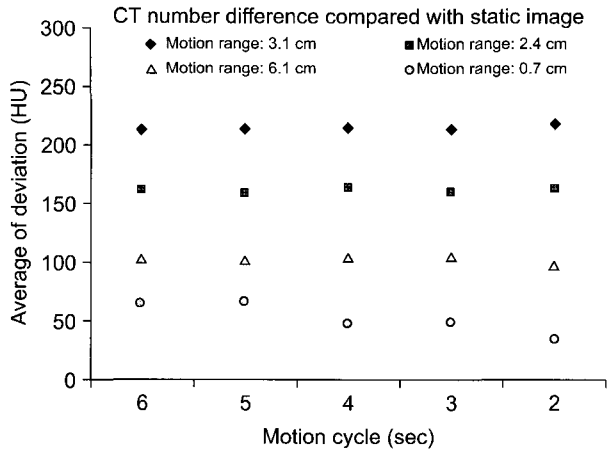


Fig. 7. Motion effect on the cone-beam CT image quality in the view point of CT number deviation.

을 보여 움직임 변위 크기가 클수록 영상의 형태적 정보의 왜곡정도도 심해짐을 확인할 수 있다. CT 값을 기준으로 계산된 CBCT 영상의 중심과 실제 영상 좌표 중심과의 평균 차이는 정지상태에서 0.05 cm, 움직임 변위가 0.7 cm인 경우 0.05 cm, 1.6 cm인 경우 0.03 cm, 2.4 cm인 경우 0.11 cm, 3.1 cm인 경우 0.10 cm 값을 보였다. 이는 팬텀 움직임 중심점에 팬텀을 정확히 정렬시켜 CBCT 영상을 획득한 결과로, 중심점을 기준으로 동일한 범위로 움직이는 대상물의 CBCT 영상 중심의 큰 변화가 없음을 알 수 있다. Fig. 7 은 이와 같은 움직임 변위의 크기와 주기에 따른 CBCT 영상의 CT 값과 정지상태 영상의 CT 값과의 차이를 평균 편차로 보여주고 있다. 움직임 변위가 클수록 기준이 되는 정지상태 영상과의 편차가 증가함을 알 수 있다. 움직임 주기의 영향은 전반적으로 크지 않았는데, 움직임 변위가 작은 0.7 cm인 경우에 움직임 주기가 빨라질 수록 편차가 감소하는 경향을 보였다.

고찰 및 결론

본 연구 결과는 환자 호흡에 의한 움직임으로 인해 방사선치료 시 환자 정렬 오차의 보정을 위해 획득하는 CBCT 영상 품질이 저하되는 것을 확인하여 주었으며, 영상 품질을 저하시키는 호흡 움직임 관련 요소들 중 호흡 주기의 변화보다는 호흡 움직임의 변위 크기가 더 큰 영향을 끼침을 보여주었다. 이는 팬텀 형태로 테이블이 이동하며 인체 각 부위를 순차적으로 스캔하는 일반 진단용 CT 영상과 달리 선형가속기 양 측면에 부착된 OBI가 360도 회전하며

CBCT 영상을 획득하는 과정에서 소요되는 긴 스캔 시간 동안 움직이는 영상대상 부위 전체를 cone-beam으로 조사하므로, 스캔 시간과 비교하여 짧은 호흡주기의 영향보다는 호흡에 의한 움직임의 변위 크기가 CBCT 영상 품질에 상대적으로 더 큰 영향으로 작용한 것으로 생각된다. 이와 같은 CBCT 영상 획득 시 환자 호흡에 의한 움직임 영향을 줄이고자 호흡연동 CBCT 장치 개발에 대한 여러 연구가 시행되고는 있으나,^{9,11)} 아직 상용화되어 임상에 적용되지는 않고 있다. 따라서 호흡에 의한 움직임이 심한 부위의 CBCT 영상을 획득할 때, 영상 품질 저하에 의한 영향이 있을 수 있음을 충분히 고려하여, 능동적 호흡조절 장치인 Active Breathing Control (ABC) 시스템을 사용하거나 복부 압박 장비를 사용하여 호흡에 의한 움직임 크기를 최소화하는 노력이 필요하며, 부득이 이와 같은 방법을 적용할 수 없을 경우에는 치료계획 시 설정한 계획용표적체적(PTV) 여유(margin) 내에 움직임 변위가 포함되는지를 확인하여 그 오차를 분석해야 할 것으로 생각된다.

지름 2 cm 이하의 작은 구형 형태의 폐 종양에 대해서 시행하는 방사선 수술의 경우, 방사선 조사 전 획득한 CBCT 영상과 치료계획용 CT 영상에서 종양부위의 중심점을 일치시켜 환자 배치 오류를 보정할 수 있는데, 연구에서 사용한 CBCT 영상 획득용 팬텀은 이러한 경우를 모사하기 위해 제작하였다. 즉, 폐 내의 공기 공동부위와 같이 밀도가 낮은 부위 안에 상대적으로 밀도가 높은 종양부위가 위치해 있는 형태로 정육면체의 종양모양의 팬텀을 배치시켜 CBCT 영상을 획득하였다. 이 종양 팬텀의 물질은 RW3로 전체 팬텀을 구성하고 있는 다수의 판들과 동일하며 기본적으로 평균 0인 CT 값을 갖는다. 정지상태에서 획득한 CBCT 영상에서 종양팬텀 아래, 위에 배치되어 있는 판들의 CT값은 0에 가까운 값을 보여 일반 진단용 CT와 큰 차이가 없었으나, 공기로 둘러싸인 종양팬텀의 경우에는 평균 -400의 CT값을 보여 값은 물질이면서도 상이한 CT값을 보였다. 이는 CBCT 영상획득 대상부위가 밀도 차이가 큰 서로 다른 물질로 구성되어 있다면, 비록 움직임이 없는 정지 상태라 하더라도 CBCT 영상정보에 큰 영향을 끼칠 수 있음을 보여주고 있다.

본 연구를 통하여 선형가속기에 부착되어 있는 OBI로 획득한 CBCT 영상으로 환자 정렬 오류를 보정하거나 치료계획을 새로 작성할 경우, 환자 호흡에 의한 움직임과 영상대상 부위가 불균일한 밀도의 조직들로 구성되어 있는지를 분석하여 영상 품질과 정보에 발생할 수 있는 영향을 고려해야 함을 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. Letourneau D, Wong JW, Oldham M, et al: Cone-beam CT guided radiation therapy: technical implementation. *Radiother Oncol* 75:279-286 (2005)
3. Godfrey DJ, Yin FF, Oldham M, Yoo S, Willett C: Digital tomosynthesis with an on-board kilovoltage imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 65:8-15 (2006)
4. Fox T, Huntzinger C, Johnstone P, Ogunleye T, Elder E: Performance evaluation of an automated image registration algorithm using an integrated kilovoltage imaging and guidance system. *J Appl Clin Med Phys* 7:97-104 (2006)
5. Li T, Xing L, Munro P, et al: Four-dimensional cone-beam computed tomography using an on-board imager. *Med Phys* 33:3825-3833 (2006)
6. Vedam SS, Keall PJ, Kini VR, Mostafavi H, Shukla HP, Mohan R: Acquiring a four-dimensional computed tomography dataset using an external respiratory signal. *Phys Med Biol* 48:45-62 (2003)
7. Rietzel E, Pan T, Chen GT: Four-dimensional computed tomography: image formation and clinical protocol. *Med Phys* 32:874-889 (2005)
8. Gierga DP, Brewer J, Sharp GC, Betke M, Willett CG, Chen GT: The correlation between internal markers for abdominal tumors: Implications for respiratory gating. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61:1551-1558 (2005)
9. Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, van Herk M: Respiratory correlated cone beam CT. *Med Phys* 32:1176-1186 (2005)
10. Chang J, Sillanpaa J, Ling CC, et al: Integration respiratory gating into a megavoltage cone-beam CT system. *Med Phys* 33:2354-2361 (2006)
11. Purdie TG, Moseley DJ, Bissonnette JP, et al: Respiration correlated cone-beam computed tomography and 4DCT for evaluating target motion in Stereotactic Lung Radiation Therapy. *Acta Oncol* 45:915-922 (2006)

Analysis of Respiratory Motional Effect on the Cone-beam CT Image

Ju-Young Song, Byung-Sik Nah, Woong-Ki Chung, Sung-Ja Ahn, Taek-Keun Nam, Mi-Sun Yoon

Department of Radiation Oncology, Chonnam National University Medical School

The cone-beam CT (CBCT) which is acquired using on-board imager (OBI) attached to a linear accelerator is widely used for the image guided radiation therapy. In this study, the effect of respiratory motion on the quality of CBCT image was evaluated. A phantom system was constructed in order to simulate respiratory motion. One part of the system is composed of a moving plate and a motor driving component which can control the motional cycle and motional range. The other part is solid water phantom containing a small cubic phantom ($2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$) surrounded by air which simulate a small tumor volume in the lung air cavity. CBCT images of the phantom were acquired in 20 different cases and compared with the image in the static status. The 20 different cases are constituted with 4 different motional ranges (0.7 cm, 1.6 cm, 2.4 cm, 3.1 cm) and 5 different motional cycles (2, 3, 4, 5, 6 sec). The difference of CT number in the coronal image was evaluated as a deformation degree of image quality. The relative average pixel intensity values as a compared CT number of static CBCT image were 71.07% at 0.7 cm motional range, 48.88% at 1.6 cm motional range, 30.60% at 2.4 cm motional range, 17.38% at 3.1 cm motional range. The tumor phantom sizes which were defined as the length with different CT number compared with air were increased as the increase of motional range (2.1 cm: no motion, 2.66 cm: 0.7 cm motion, 3.06 cm: 1.6 cm motion, 3.62 cm: 2.4 cm motion, 4.04 cm: 3.1 cm motion). This study shows that respiratory motion in the region of inhomogeneous structures can degrade the image quality of CBCT and it must be considered in the process of setup error correction using CBCT images.

Key Words: Cone-beam CT, CT number, Respiratory gated