

폐암 환자의 정위체부방사선치료 시 기준선 변화에 따른 3D-CBCT(Cone Beam Computed-Tomography)와 Gated-CBCT의 영상 품질 및 유용성 평가

서울아산병원 방사선종양학과

한국희 · 신충훈 · 이충환 · 유순미 · 박자람 · 김진수 · 윤인하

목 적: 본 연구는 폐암 환자의 정위체부방사선치료 시(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 기준선(Baseline) 변화에 따른 3D-CBCT(Cone Beam Computed-Tomography)와 Gated-CBCT의 영상 품질(Image quality)을 비교 분석하여 호흡에 따른 움직임의 보정에 유용한 CBCT 촬영 방법을 찾고자 한다.

대상 및 방법: QUASAR™(Modus Medical Devices Inc, Canada) 팬텀에 지름이 3 cm인 고체 종양 물질(Solid Tumor)을 삽입하여 팬텀의 속도를 주기 3 sec, 최대 진폭 20 mm 로 4DCT(4-Dimensional Computed-Tomography)를 촬영하였다. 전산화 치료계획시스템 Eclipse™을 이용하여 고체 종양 물질에 육안적 종양용적(Gross Target Volume, GTV)을 윤곽 묘사하였다. Truebeam STx™을 이용해 4DCT 촬영 시와 동일하게 설정한 후, 기준선 변화가 1 mm, 3 mm, 5 mm인 호흡 패턴을 팬텀에 입력하여 3D-CBCT(Spotlight, Full)와 Gated-CBCT(Spotlight, Full) 영상을 5회 반복하여 획득하였다. 획득된 영상을 4DCT 영상을 기준으로 신호대잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR), 대조대잡음비(Contrast-to-Noise Ratio, CNR), 종양 체적 길이(Tumor Volume Length) 및 모션 블러링 비(Motion Blurring Ratio, MBR)를 측정하여 비교하였다.

결 과: Spotlight Gated-CBCT 영상이 기준선 변화에 따른 신호대잡음비가 평균 $13.30 \pm 0.10\%$, 대조대잡음비가 평균 $7.78 \pm 0.16\%$, 종양 체적 길이가 평균 $3.55 \pm 0.17\%$, 모션 블러링 비가 평균 $1.18 \pm 0.06\%$ 로 Spotlight 3D-CBCT보다 우수한 값을 보였다. 또한, Full Gated-CBCT 영상이 기준선 변화에 따른 신호대잡음비가 평균 $12.80 \pm 0.11\%$, 대조대잡음비가 평균 $7.60 \pm 0.11\%$, 종양 체적 길이가 평균 $3.54 \pm 0.16\%$, 모션 블러링 비가 평균 $1.18 \pm 0.05\%$ 로 Full 3D-CBCT보다 우수한 값을 보였다.

결 론: 3D-CBCT 촬영 영상과 비교하여 Gated-CBCT 촬영 영상이 기준선 변화에 따른 영상 품질이 우수한 값을 보였으며, 호흡으로 인한 모션 블러링 인공물(Motion Blurring Artifacts)의 영향이 적은 것을 확인했다. 따라서 단기간에 고선량을 전달하는 폐암의 정위체부방사선치료 시 불규칙한 호흡으로 인한 기준선 변화가 발생하는 경우 Gated-CBCT를 이용해 영상유도(Image Guide)를 하는 것이 유용하다고 판단된다.

▶ **핵심용어:** 폐암, 정위체부방사선치료, 3D-CBCT, Gated-CBCT

서론

폐암 환자의 방사선치료는 초기 원발성 또는 전이성 종양이 있는 외과적 수술이 불가능한 환자를 위한 효과적인 치료법이다. 악성종양의 비수술적인 치료 방법인 정위체부방사선치료(Stereotactic Body Radiation Therapy,

책임저자: 윤인하, 서울아산병원 방사선종양학과
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88
Tel: 02) 3010-4413
E-mail: yij21th@amc.seoul.kr

SBRT)는 종양 주변의 제한된 영역에 고선량 및 적은 분할 횟수를 적용하여 높은 방사선치료 효과를 나타내고 있다.⁽¹⁻³⁾ 하지만, 호흡에 따른 종양 움직임이 큰 폐암의 경우 방사선치료 중 종양의 위치가 변화할 수 있으므로, 단기간에 고선량을 부여하는 정위체부방사선치료 시 움직이는 표적의 정확한 위치 파악과 처방선량 전달을 위한 영상유도(Image Guided)의 확인이 특히 중요하다.⁽⁴⁾ 실제 방사선치료 시 환자의 긴장 상태, 폐 질환 및 외부적 요인으로 규칙적인 호흡이 어려운 경우 호흡의 기준선(Baseline) 변화로 인한 불규칙한 움직임 패턴을 유발하며, 이는 호흡이 일정할 때에 비해 모션 블러링 인공물(Motion blurring artifacts)의 증가로 Image Guided에 불확실성을 초래하여 방사선치료의 정확성을 저해한다.⁽⁵⁾ 이에 치료 간 오차(Interfraction motion error)를 줄이고 정확한 선량 전달을 위해 매 치료 시마다 영상을 획득하고 기준이 되는 영상과 정합(Registration)을 한 후 선량 전달이 이루어지는 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)와 종양이 설정 위상 또는 설정 주기에 위치하였을 때 방사선이 조사되는 호흡동조방사선치료(Respiratory Gated Radiation Therapy, RGRT)를 병행하여 진행하고 있다.⁽⁶⁾ 본원에서는 선형가속기에 부착된 온보드 영상 장치(On-Board Imager, OBI)를 사용하여 CBCT(Cone Beam Computed Tomography) 영상을 획득한 후 종양과 종양 주변 정상 조직을 시각화하고 방사선치료 전에 환자 자세를 조정하고 있으며,⁽⁷⁾ 다양한 CBCT 영상 획득 방법 중 주로 3D-CBCT와 Gated-CBCT(Gated Cone Beam Computed Tomography)를 사용하고 있다. 3D-CBCT는 폐, 연조직 및 뼈 해부학을 구별할 수 있고 과거 방법인 2D 영상 또는 메가볼트 영상(MV image)보다 우수한 해부학적 위치 정확도를 제공한다. 하지만 폐암과 같이 호흡으로 인한 변동이 심한 종양의 경우, 3D-CBCT의 획득 시간이 한 번의 호흡 주기보다 길기 때문에 획득한 영상의 선명도에 악영향을 미친다. 이는 작은 크기의 종양과 횡격막에 인접한 종양에 특히 취약하며 내부 운동 범위가 클 경우 영상 경계가 흐려지고 Image Guided의 정확도가 떨어지는 단점이 있다.^(8, 9) 이러한 3D-CBCT의 한계를 보완한 Gated-CBCT는 특정 위상에서 CBCT 영상을 획득하는 방법을 적용하여 개별 호흡 단계에 해당하는 장기 움직

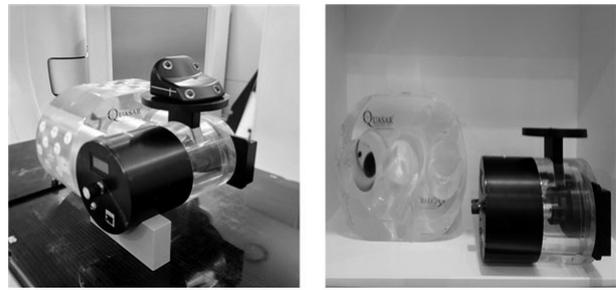


Fig. 1. Quasar™ Phantom

임을 영상화한다.^(10, 11) 이는 Motion Blurring Artifacts를 줄인 영상을 제공하여 정확한 종양 위치 파악이 가능해 폐암 환자에게 이점을 제공할 수 있다.⁽¹²⁻¹⁴⁾ CBCT 촬영 방법은 짧은 시간에 영상 획득이 가능하도록 X-ray source가 환자 주위를 200° 회전하여 영상을 획득하는 Spotlight 방법과 360° 회전하여 넓은 시야의 영상을 획득하는 Full Scan 방법으로 나눌 수 있다.⁽¹⁵⁾

따라서 본 연구에서는 여러 호흡 패턴의 구현이 가능한 QUASAR™ 팬텀을 이용하여(Fig. 1), 폐암 환자의 정위체부방사선치료 시 기준선 변화에 따른 3D-CBCT와 Gated-CBCT의 영상 품질(Image quality)을 비교 분석하여 호흡에 따른 움직임의 보정에 유용한 CBCT 촬영 방법을 찾고자 한다.

재료 및 방법

1. 실험 재료

- CT Simulator (Discovery CT 590 RT, GE, USA)
- Eclipse™ (Version 15.6, Varian, USA)
- ARIA™ (Version 15.6, Varian, USA)
- QUASAR™ Respiratory Motion Phantom (Modus Medical Devices Inc., Canada)
- QUASAR™ Respiratory Motion Phantom Materials (500-3312 Cedar Insert with Solid Tumor, Modus Medical Devices Inc., Canada)
- Real-Time Position Management System(RPM, Varian, USA)
- Truebeam STx™(Varian Medical System, USA)

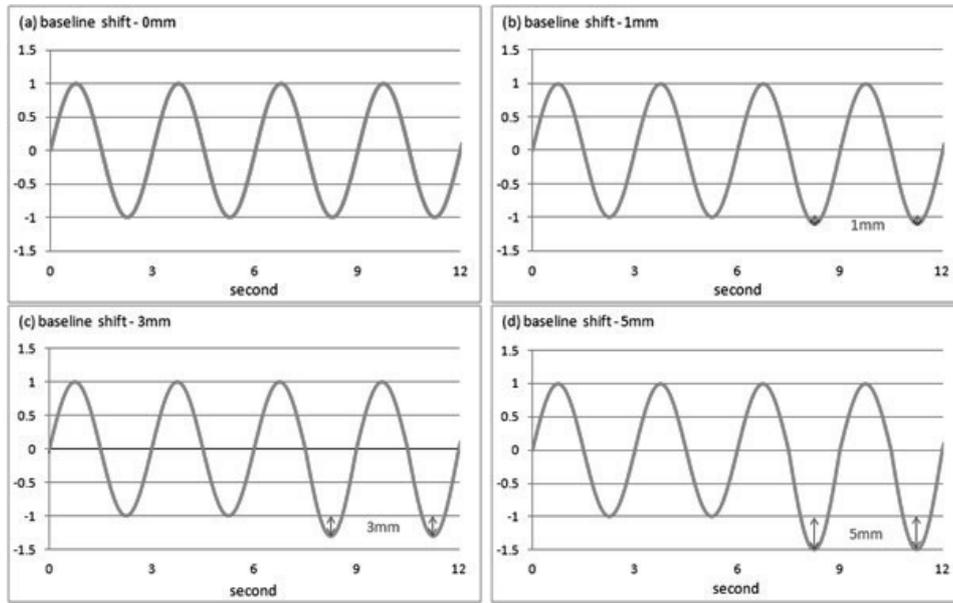


Fig. 2. Respiratory pattern with baseline shift a) 0 mm b) 1 mm, c) 3 mm, d) 5 mm

2. 실험 방법

1) 호흡운동설계

본 실험을 위해 축 방향(Superior Inferior, SI)으로 고체 종양 물질(Solid tumor)을 이동시켜 다양한 호흡 패턴 구현이 가능한 QUASAR™ 팬텀을 사용하였다. QUASAR™ 팬텀은 TG-53에서 권장하는 품질 보증(Quality Assurance, QA) 절차에 따른 RPM 시스템의 QA를 위한 종양 움직임을 나타내는 팬텀이며 0 Bpm(Breath per minute)부터 60 Bpm까지 호흡 속도를 변화시킬 수 있다. 사람의 평균 호흡 속도는 분당 10~20회(0.16~0.33 Hz) 범위에 있으며,⁽¹⁶⁾ 본원에서 방사선치료를 위해 선행되는 4DCT(4-Dimensional Computed-Tomography)의 영상 획득시 분석한 환자 50명의 평균 호흡 주기를 근거로 하여 주기 3 sec, 최대진폭 20 mm의 일정한 호흡을 QUASAR™ 팬텀에 입력하였다. 또한 환자의 불규칙한 호흡을 구현하기 위해 QUASAR™ 팬텀에 기준선 변화를 유도하였다. 5 mm 이하의 기준선 변화가 있는 호흡 패턴을 실험 범위로 설정하여 최대 흡기 상태에서는 호흡 패턴이 일정할 때와 마찬가지로 유지하고 최대 호기 상태의 이동범위를 1 mm, 3 mm, 5 mm로 각각 제한하여 3개의 불규칙한 호흡 패턴을 설계하였다. 설계된 호흡 패턴은 4 cycle을 기준으로 하여 기준선 변경은 2 cycle에 적용하였다(Fig. 2).

2) 기준 4DCT 영상 획득

본 실험을 위해 RPM을 사용하였으며 기준 영상을 얻기 위해 주기 3 sec, 최대진폭 20 mm의 일정한 cycle로 진행된 호흡 패턴을 QUASAR™ 팬텀에 입력하여 4DCT 촬영을 실시하였다(Fig. 3). 각각의 CBCT에 의해 조사된 위상에서 움직임의 번짐(Blurring)을 측정하기 위해 QUASAR™ 팬텀에 지름이 3 cm인 고체 종양 물질을 원통형 팬텀에 삽입하여 4DCT를 촬영하였다(Fig. 4). 4DCT 촬영 후 최고 위상(Top phase)은 호흡의 50% 주기로 설정하였다. 영상 촬영



Fig. 3. 4DCT(4-Dimensional Computed-Tomography) Simulator



Fig. 4. Cedar Solid Tumor Inserts

조건은 QUASAR™ 팬텀의 영상 획득 시 관심 영역(Region of Interest, ROI)은 팬텀 전체이며, 관전압 120 kVp, 관전류 350 mA, 슬라이스 두께 2.5 mm 를 적용하였다.

3) 윤곽묘사(Contouring)

호흡주기 50% 위상에서 얻은 CT 영상을 최고 위상으로 설정하고 전산화 치료계획시스템 Eclipse™의 Contouring을 이용하여 윤곽 묘사하였다. 고체 종양 물질에 육안적 종양용적(Gross Target Volume, GTV)을 세분화(Segmentation)하고, 전산화 치료계획시스템의 윤곽묘사 방법중 하나인 Deformable Propagate 과정을 통해 4DCT 촬영 시 30~70%의 영상, 0~100%의 영상을 윤곽 묘사하였다.

4) 3D CBCT와 Gated CBCT 영상 획득

본 실험에서 사용한 의료용 선형가속기는 OBI가 장착된 Truebeam STx™을 사용하였으며, CBCT 영상 획득 방법으로는 3D-CBCT(Spotlight, Full)와 Gated-CBCT(Spotlight, Full) 방식을 이용하였다(Fig. 5). QUASAR™ 팬텀에 고체 종양 물질을 넣고 팬텀의 속도를 주기 3 sec, 최대진폭 20 mm로 4DCT 촬영 시와 동일하게 설정한 후, 기준선 변화가 1 mm, 3 mm, 5 mm까지 변경되는 각각의 호흡 패턴을 입력하여 CBCT 영상을 획득하였다(Fig. 6).

3. 영상 품질 분석

CBCT의 영상 품질은 여러 요인에 의해 영향을 받을 수 있으며, 개별 호흡 단계에서 충분한 투영의 수가 부족해 발생하는 잡음(Noise)과 CBCT 촬영 중 호흡 운동으로 인한 Motion Blurring Artifacts는 CBCT 영상의 질을 저하시



Fig. 5. Truebeam STx™ with OBI(On Board Imager)

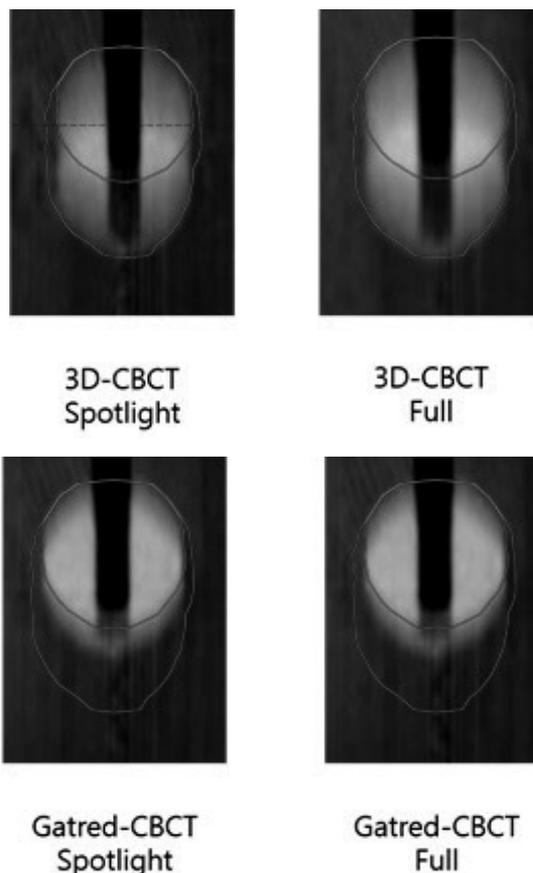


Fig. 6. Each CBCT Image(GTV, GTVACC_NG Contouring line)

키는 원인이 된다. 따라서 본 연구에서는 Image J Program을 이용해 QUASAR™ 팬텀에서 움직이는 대상에 대한 신호대잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR), 대조대잡음비

(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)를 구해 5회씩 측정된 평균값으로 영상 품질을 비교했고, 종양 체적 길이(Tumor Volume Length) 및 모션 블러링 비(Motion Blurring Ratio, MBR) 또한 ARIA™의 Area Profile 기능을 이용해 5회씩 측정된 평균값으로 영상 품질을 비교 평가하였다 (Fig. 7).

1) 신호대잡음비(SNR)

신호대잡음비는 원하는 신호의 레벨을 관심 영역 내의 배경 Noise 레벨과 비교하는 데 사용되는 측정값으로, CBCT 영상에서 낮은 신호대잡음비는 잠재적으로 더 높은 Noise 및 줄무늬 인공물(Streaking Artifacts)을 나타낸다. 신호대잡음비는 [식 1]을 이용하여 각각 계산하였다.⁽¹⁷⁾

$$SNR = \frac{\bar{x}_{target}}{s_{target}} \text{----- [식 1]}$$

(\bar{x}_{target} = 고체 종양 물질 내의 관심 영역(ROI) 픽셀 강도의 평균,

s_{target} = 고체 종양 물질 내의 관심 영역(ROI) 픽셀 강도의 표준편차)

2) 대조대잡음비(CNR)

대조대잡음비는 Noise가 있을 때 폐종양의 가시성을 측정하며, 대조대잡음비가 낮을수록 종양의 가시성이 저하된다. 대조대잡음비는 [식 2]를 이용하여 각각 계산하였다.⁽¹⁸⁾

$$CNR_{target} = \frac{(\bar{x}_{target} - \bar{x}_{lung})}{\sqrt{s^2_{target} + s^2_{lung}}} \text{----- [식 2]}$$

(\bar{x}_{target} = 고체 종양 물질 내의 관심 영역(ROI) 픽셀 강도의 평균,

\bar{x}_{lung} = 폐 관심 영역(ROI) 내의 픽셀 강도의 평균,

s_{target} = 고체 종양 물질 내의 관심 영역(ROI) 픽셀 강도의 표준편차

s_{lung} = 폐 관심 영역(ROI) 내의 픽셀 강도의 표준편차)

* 두 ROI는 동일한 수평 레벨에 존재한다.

3) 종양 체적 길이(Tumor Volume Length)

QUASAR™ 팬텀에 원통형 팬텀을 넣고 호흡이 일정

할 때와 기준선 변화가 있을 때의 촬영 영상을 ARIA™의 Area Profile 기능을 이용하여 CT 값(CT number)을 분석하였다.

원통형 팬텀을 이용하여 촬영된 영상들을 분석한 결과 원통형 팬텀 몸체의 CT값은 평균 -650 HU, 종양의 원형 모양의 고체 종양 물질의 CT 값은 평균 -50 HU로 측정되었다(Fig. 8). 따라서, CT 값 -50 HU ~ -650 HU 까지의 구간을 측정하고 측정된 구간을 고체 종양 물질이 호흡 운동 동안 움직인 것으로 판단하였다. 종양 체적 길이는 고체 종양 물질이 이등분되는 Coronal Slice에서 측정하였으며, 측정 방법은 Area Profile을 이용하여 폭은 육안적 종양 용적에 맞추고 축방향은 치료계획용적이 포함되게 넓게 설정하여 진행하였다(Fig. 9).

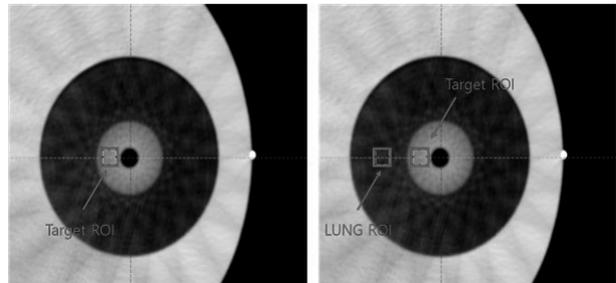
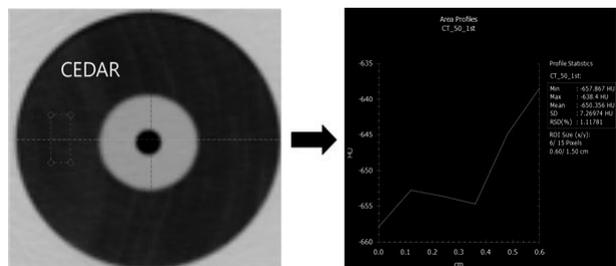
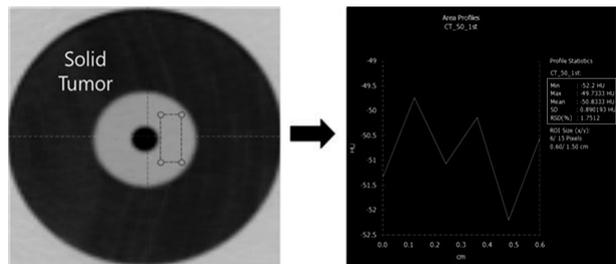


Fig. 7. SNR, CNR Measure Method



(a) CEDAR



(b) Solid Tumor

Fig. 8. Measure CT number of (a) CEDAR and (b) Solid Tumor

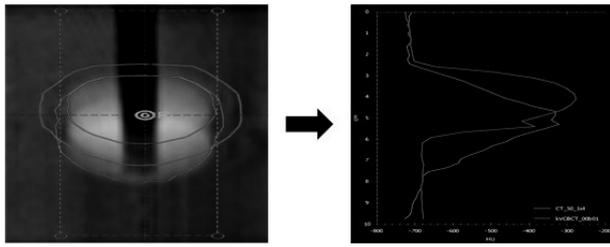


Fig. 9. Process of Measuring moving distance of solid tumor(GTV, GTVAcc_NG, PTV Contouring line)

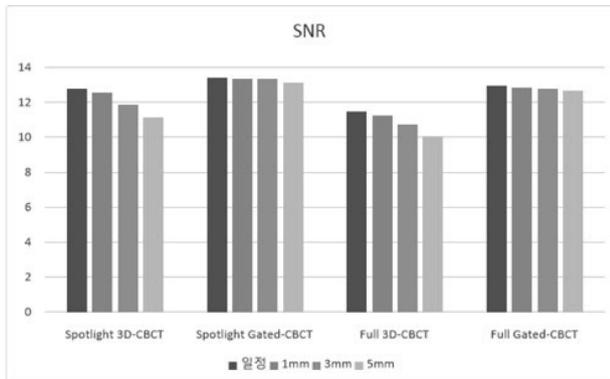


Fig. 10. Comparison of SNR(Signal to Noise Ratio)

4) 모션 블러링 비(MBR)

모션 블러링 비는 종양 체적 길이와 실제 고체 종양 물질의 지름 3 cm의 비이며, 모션 블러링 비가 낮을수록 CBCT 영상에서 실제 종양의 크기 잘 나타낸다고 판단할 수 있다. 모션 블러링 비는 [식 3]을 이용하여 각각 계산하였다.⁽¹⁹⁾

$$MBR = \frac{\bar{X}_{d^{mt}}}{\bar{X}_p} \quad \text{-----} \quad \text{[식 3]}$$

d^{mt} : Moving tumor distance, lv : Tumor length

결과

1. CBCT 영상 화질 분석

1) 신호대잡음비

① Spotlight CBCT(3D, Gated) 비교

주기 3 sec, 최대진폭 20 mm로 호흡이 일정할 때와 기

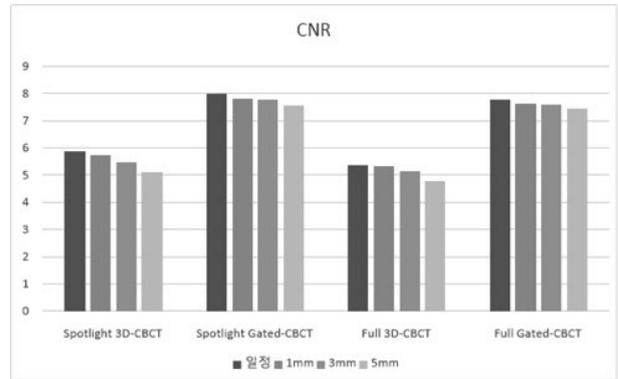


Fig. 11. Comparison of CNR(Contrast to Noise Ratio)

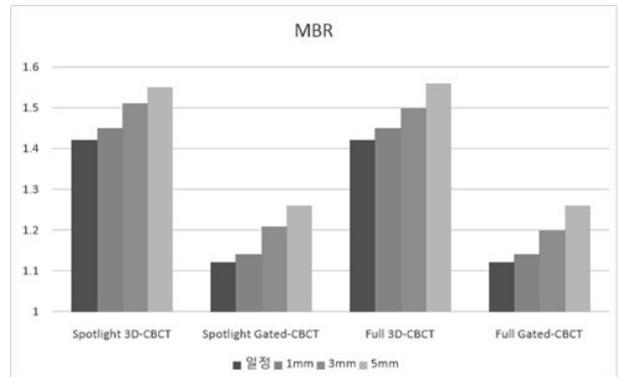


Fig. 12. Comparison of MBR(Motion Blurring Ratio)

준선 변화가 1 mm, 3 mm, 5 mm인 각각의 호흡 패턴을 팬텀에 입력하여 실험한 결과, 호흡이 일정할 때 Spotlight CBCT(3D, Gated) 각각 평균 12.77, 13.38로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 12.56, 13.35, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 11.86, 13.32, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 11.11, 13.13으로 측정되었다. 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 신호대잡음비의 평균값은 각각 12.08±0.65%, 13.30±0.10%로 나타났다.

② Full CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Full CBCT(3D, Gated) 각각 평균 11.47, 12.95로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 11.22, 12.84, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 10.73, 12.75, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 10.06, 12.65로 측정되었다(Table 1, Fig. 10). 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 신호대잡음비의 평균값은 10.87±0.54%, 12.80±0.11%로 나타났다.

Table 1. Signal to Noise Ratio (SNR)

Baseline (mm) / Method	일정	1 mm	3 mm	5 mm
Reference	13.38			
Spotlight 3D-CBCT	12.77 (95.44%)	12.56 (93.84%)	11.86 (88.65%)	11.11 (83.06%)
Spotlight Gated-CBCT	13.38 (99.99%)	13.35 (99.80%)	13.32 (99.54%)	13.13 (98.11%)
Full 3D-CBCT	11.47 (85.70%)	11.22 (83.89%)	10.73 (80.22%)	10.06 (75.21%)
Full Gated-CBCT	12.95 (96.81%)	12.84 (95.93%)	12.75 (95.29%)	12.65 (94.53%)

2) 대조대잡음비

① Spotlight CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Spotlight CBCT(3D, Gated) 각각 평균 5.88, 8.00으로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 5.72, 7.80, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 5.46, 7.78, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 5.10, 7.55로 측정되었다. 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 대조대잡음비의 평균값은 각각 $5.54 \pm 0.29\%$, $7.78 \pm 0.16\%$ 로 나타났다.

② Full CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Full CBCT(3D, Gated) 각각 평균 5.38, 7.76으로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 5.34, 7.61, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 5.16, 7.58, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 4.78, 7.46으로 측정되었다(Table 2, Fig. 11). 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 대조대잡음비의 평균값은 각각 $5.17 \pm 0.24\%$, $7.60 \pm 0.11\%$ 로 나타났다.

3. 종양 체적 길이

1) Spotlight CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Spotlight CBCT(3D, Gated) 각각 평균 4.25 cm, 3.36 cm로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 4.34 cm, 3.42 cm, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 4.52 cm, 3.62 cm, 기준선 변화가 5 mm인 경

Table 2. Contrast to Noise Ratio (CNR)

Baseline (mm) / Method	일정	1 mm	3 mm	5 mm
Reference	8.26			
Spotlight 3D-CBCT	5.88 (71.18%)	5.72 (69.24%)	5.46 (66.14%)	5.10 (61.76%)
Spotlight Gated-CBCT	8.00 (96.86%)	7.80 (94.43%)	7.78 (94.19%)	7.55 (91.37%)
Full 3D-CBCT	5.38 (65.16%)	5.34 (64.61%)	5.16 (62.50%)	4.78 (57.88%)
Full Gated-CBCT	7.76 (93.89%)	7.61 (92.10%)	7.58 (91.82%)	7.46 (90.28%)

우 평균 4.66 cm, 3.79 cm로 측정되었다. 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 종양 체적 길이의 평균값은 각각 $4.44 \pm 0.16\%$, $3.55 \pm 0.17\%$ 로 나타났다.

2) Full CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Full CBCT(3D, Gated) 각각 평균 4.25 cm, 3.36 cm로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 4.34 cm, 3.43 cm, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 4.51 cm, 3.60 cm, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 4.68 cm, 3.78 cm로 측정되었다(Table 3.). 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 종양 체적 길이의 평균값은 각각 $4.45 \pm 0.16\%$, $3.54 \pm 0.16\%$ 로 나타났다.

Table 3. Tumor Volume Length

(Unit in ratio : cm)

Baseline (mm) / Method	일정	1 mm	3 mm	5 mm
Reference	3.00			
Spotlight 3D-CBCT	4.25	4.34	4.52	4.66
Spotlight Gated-CBCT	3.36	3.42	3.62	3.79
Full 3D-CBCT	4.25	4.34	4.51	4.68
Full Gated-CBCT	3.36	3.43	3.60	3.78

4. 모션 블러링 비

1) Spotlight CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Spotlight CBCT(3D, Gated) 각각 평균 1.42, 1.12로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 1.45, 1.14, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 1.51, 1.21, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 1.55, 1.26으로 측정되었다. 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 모션 블러링 비의 평균값은 각각 $1.48 \pm 0.05\%$, $1.18 \pm 0.06\%$ 로 측정되었다.

2) Full CBCT(3D, Gated) 비교

호흡이 일정할 때 Full CBCT(3D, Gated) 각각 평균 1.42, 1.12로 측정되었다. 기준선 변화가 1 mm인 경우 평균 1.45, 1.14, 기준선 변화가 3 mm인 경우 평균 1.50, 1.20, 기준선 변화가 5 mm인 경우 평균 1.56, 1.26으로 측정되었다(Table 4, Fig. 12). 호흡이 일정할 때와 기준선 변화가 있을 때 측정된 모든 모션 블러링 비의 평균값은 $1.48 \pm 0.05\%$, $1.18 \pm 0.05\%$ 로 측정되었다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 폐암 환자의 정위체부방사선치료 시 기준선 변화에 따른 3D-CBCT와 Gated-CBCT의 영상 품질을 비교하고 유용성을 평가하였다. 실험 결과 기준선 변화가 커질수록 3D-CBCT와 Gated-CBCT 모두 영상 품질의 저하를 확인할 수 있었다. 3D-CBCT(Spotlight, Full) 영상과 Gated-CBCT(Spotlight, Full) 영상의 차이가 기준선 변화가 5 mm로 최대일 때 신호대잡음비 최대 19.4%, 대조대잡음비가 최대 32.4%로 큰 차이를 확인할 수 있었다. 또한, 3D-CBCT(Spotlight, Full) 영상에서 기준선 변화가 5 mm로 최대일 때 종양 체적 길이가 최대 4.68 cm로 실제 고체 종양 물질 크기와 최대 1.56배 차이 나는 것에 비해 Gated-CBCT(Spotlight, Full) 촬영 영상은 종양 체적 길이가 최대 3.79 cm로 실제 고체 종양 물질 크기와 1.26배 차이를 보여 3D-CBCT(Spotlight, Full) 영상 보다 30% 더 높은 일치율을 보였다.

Table 4. Motion Blurring Ratio (MBR)

Baseline (mm) / Method	일정	1 mm	3 mm	5 mm
Reference	1			
Spotlight 3D-CBCT	1.42	1.45	1.51	1.55
Spotlight Gated-CBCT	1.12	1.14	1.21	1.26
Full 3D-CBCT	1.42	1.45	1.50	1.56
Full Gated-CBCT	1.12	1.14	1.20	1.26

결과적으로 Gated-CBCT(Spotlight, Full) 영상이 3D-CBCT(Spotlight, Full) 영상에 비해 영상 품질이 좋았으며, 호흡으로 인한 Motion Blurring Artifacts의 영향이 적은 것을 확인하였다. 따라서 단기간에 고선량을 전달하는 폐 정위체부방사선치료 Image Guided시 불규칙한 호흡으로 기준선 변화가 발생하는 경우 정확한 방사선 치료를 위해 본 논문에서 확인한 바와 같이 Gated-CBCT를 이용하여 Image Guided를 하는 것이 유용하다고 판단된다. 특히, 3D-CBCT 영상에서 기준선 변화가 3 mm 이상의 경우 모션 블러링 비가 1.5배로 증가하므로 더욱 Gated-CBCT를 이용하여 Image Guided를 하는 것이 치료의 정확성을 높일 수 있을 것이며 만약 Gated-CBCT를 지원하지 않는 선형가속기(Linac)의 경우 충분한 호흡 교육을 실시 후 진행하거나 4DCT를 재촬영하여 진행하는 것이 좋을 것이라 생각된다.

본 연구는 실제 환자 호흡의 벡터(Vector) 움직임이 아닌 팬텀을 이용한 연구(Phantom Study)로 국한되기 때문에 측 방향 움직임만을 반영하였다는 제한점이 있다. 또한 호흡 패턴은 기준선만 변경한 인위적인 호흡을 사용하였기 때문에 추후 다양한 호흡 패턴과 진폭의 변화를 반영한 임상적으로 현실적인 움직임 패턴으로 추가적인 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- 1) Yali Shen, Hong Zhang, Jin Wang et al: Hypofractionated radiotherapy for lung tumors with online cone beam CT guidance and active breathing control. *Radiation Oncology* volume 5, Article number: 19(2010)
- 2) Winnie Li, Thomas G Purdie, Mojgan Taremi et al; Effect of immobilization and performance status on intrafraction motion for stereotactic lung radiotherapy: analysis of 133 patients. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 81, No. 5(2011)
- 3) Chirag Shah, Inga S Grills, Larry L Kestin et al.: Intrafraction variation of mean tumor position during image-guided hypofractionated stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol 82, No. 5(2012)
- 4) Matthias Guckenberger, Katrin Heilmana, Joern Wulf et. al. :Pulmonary Injury and Tumor Response after Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT): Results of a Serial Follow-up CT Study. *Radiotherapy and Oncology*, 85, 435-442, 2007
- 5) T Li, E Schreiber, Y Yang et al. :Motion correction for improved target localization with on-board cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol*, Vol. 51 2006;51(2):253-67.
- 6) Yu Wang, Tao Liu, Huiqin Chen et al :Comparison of internal target volumes defined by three-dimensional, four-dimensional, and cone-beam computed tomography images of a motion phantom. *Ann Transl Med*, 2020 Nov; 8(22) : 1488.
- 7) Russell E, Kincaid Jr, Ellen D, Yorke et al :Investigation of gated cone-beam CT to reduce respiratory motion blurring. *Medical Physics*, Vol 40, Issue 4(2013)
- 8) Sweeney RA, Seubert B, Stark S et al. :Accuracy and inter-observer variability of 3D versus 4D cone-beam CT based image-guidance in SBRT for lung tumors. *Radiat Oncol* 2012;7:81.
- 9) Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K et al.. :Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 2002;53:822-34.
- 10) Dietrich L, Jetter S, Tucking T et al. :Linac-integrated 4D cone beam CT: first experimental results., *Phys Med Biol*, 2006;51(11):2939-52.
- 11) Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P et al. :Respiratory correlated cone beam CT. *Med Phys*, 2005;32(4):1176-86.
- 12) Bissonnette JP, Franks KN, Purdie TG, et al. :Quantifying interfraction and intrafraction tumor motion in lung stereotactic body radiotherapy using respiration-correlated cone beam computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2009;75(3):688-95.
- 13) Sonke JJ, Rossi M, Herk MV et al :Frameless stereotactic body radiotherapy for lung cancer using four-dimensional cone beam CT guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2009;74(2):567-74.
- 14) Li T, Xing L. :Optimizing 4D cone-beam CT acquisition protocol for external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2007;67(4):1211-19
- 15) Pascal Hauri, Roger A. Hälg, Uwe Schneider. :No increase in effective dose from half compared to full rotation pelvis cone beam CT. *Med Phys*, 02 August 2017
- 16) Marc A. Russo, Danielle M. Santarelli, Dean O'Rourke. :The physiological effects of slow breathing in the healthy human. *Breathe(Sheff)*, 2017;13(4):298-309.

- 17) Sara M Elkhateeb, Gerald R Torgersen, Eman A Arnout. :Image quality assessment of clinically-applied CBCT protocols using a QAT phantom. Dentomaxillofacial Radiology Vol. 45, No. 5 4 May 2016
- 18) Kim Ki-Won, Min Jung-Whan, Lyu, Kwang-Yeul et al. :Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography. Journal of radiological science and technology Volume 36 Issue 4°31 December 2013
- 19) Lee Soyoung, Yan Guanghua, Bo Lu et al :Impact of scanning parameters and breathing patternson image quality and accuracy of tumor motionreconstruction in 4D CBCT: a phantom study. Med Phys. Vol16, 6, 2015

Image quality and usefulness evaluation of 3D-CBCT and Gated-CBCT according to baseline changes for SBRT of Lung Cancer

Department of Radiation Oncology, ASAN Medical Center, Seoul, Korea

**Han Kuk Hee, Shin Chung Hun, Lee Chung Hwan,
Yoo Soon Mi, Park Ja Ram, Kim Jin Su, Yun In Ha**

Purpose: This study compares and analyzes the image quality of 3D-CBCT(Cone Beam Computed-Tomography) and Gated CBCT according to baseline changes during SBRT(Stereotactic Body RadioTherapy) in lung cancer patients to find a useful CBCT method for correcting movement due to breathing

Materials and methods: Insert a solid tumor material with a diameter of 3 cm into the QUASAR™ phantom. 4-Dimensional Computed-Tomography(4DCT) images were taken with a speed of the phantom at period 3 sec and a maximum amplitude of 20 mm. Using the contouring menu of the computerized treatment planning system Eclipse™ Gross Tumor Volume was outlined on solid tumor material. Set-up the same as when acquiring a 4DCT image using Truebeam STx™, breathing patterns with baseline changes of 1 mm, 3 mm, and 5 mm were input into the phantom to obtain 3D-CBCT (Spotlight, Full) and Gated-CBCT (Spotlight, Full) images five times repeatedly. The acquired images were compared with the Signal-to-Noise Ratio(SNR), Contrast-to-Noise Ratio(CNR), Tumor Volume Length, and Motion Blurring Ratio(MBR) based on the 4DCT image.

Results: The average Signal-to-Noise Ratio, Contrast-to-Noise Ratio, Tumor Volume Length and Motion Blurring Ratio of Spotlight Gated CBCT images were $13.30 \pm 0.10\%$, $7.78 \pm 0.16\%$, $3.55 \pm 0.17\%$, $1.18 \pm 0.06\%$. As a result, Spotlight Gated-CBCT images according to baseline change showed better values than Spotlight 3D-CBCT images. Also, the average Signal-to-Noise Ratio, Contrast-to-Noise Ratio, Tumor Volume Length and Motion Blurring Ratio of Full Gated CBCT images were $12.80 \pm 0.11\%$, $7.60 \pm 0.11\%$, $3.54 \pm 0.16\%$, $1.18 \pm 0.05\%$. As a result Full Gated-CBCT images according to baseline change showed better values than Full 3D-CBCT images.

Conclusion: Compared to 3D-CBCT images, Gated-CBCT images had better image quality according to the baseline change, and the effect of Motion Blurring Artifacts caused by breathing was small. Therefore, it is considered useful to image guided using Gated-CBCT when a baseline change occurs due to difficulty in regular breathing during SBRT that exposes high doses in a short period of time

▶ **Keyword:** Lung Cancer, SBRT, 3D-CBCT, Gated-CBCT