

Feasibility of Automated Detection of Inter-fractional Deviation in Patient Positioning Using Structural Similarity Index: Preliminary Results

Hanbean Youn*, Hosang Jeon*, Jayeong Lee*, Juhye Lee*, Jiho Nam*,
Dahl Park[†], Wontaek Kim[‡], Yongkan Ki[‡], Donghyun Kim[‡]

*Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan,

[†]Department of Radiation Oncology, Pusan National University Hospital, Busan,

[‡]Department of Radiation Oncology, Pusan National University School of Medicine, Busan, Korea

The modern radiotherapy technique which delivers a large amount of dose to patients asks to confirm the positions of patients or tumors more accurately by using X-ray projection images of high-definition. However, a rapid increase in patient's exposure and image information for CT image acquisition may be additional burden on the patient. In this study, by introducing structural similarity (SSIM) index that can effectively extract the structural information of the image, we analyze the differences between daily acquired x-ray images of a patient to verify the accuracy of patient positioning. First, for simulating a moving target, the spherical computational phantoms changing the sizes and positions were created to acquire projected images. Differences between the images were automatically detected and analyzed by extracting their SSIM values. In addition, as a clinical test, differences between daily acquired x-ray images of a patient for 12 days were detected in the same way. As a result, we confirmed that the SSIM index was changed in the range of 0.85~1 (0.006~1 when a region of interest (ROI) was applied) as the sizes or positions of the phantom changed. The SSIM was more sensitive to the change of the phantom when the ROI was limited to the phantom itself. In the clinical test, the daily change of patient positions was 0.799~0.853 in SSIM values, those well described differences among images. Therefore, we expect that SSIM index can provide an objective and quantitative technique to verify the patient position using simple x-ray images, instead of time and cost intensive three-dimensional x-ray images.

Key Words: Structural similarity, kV image, Inter-fractional deviation, Patient positioning

서 론

현대 방사선 치료는 종양 등에 전달되는 치료선량의 정확성(accuracy)과 정밀성(precision)을 극대화하는 방향으로 다양한 기술 개발이 이루어져 왔으며, 이에 따라 환자 및 종양의 위치의 정확성을 보장하기 위하여 기존의 Mega-voltage 영상에 비해 환자의 인체 내부를 상대적으로 선명

하게 투사할 수 있는 Kilo-voltage (kV)급 X선 영상을 이용한 영상유도 방사선치료가 활발하게 이루어지고 있다. 처방된 치료 선량은 일반적으로 여러 날에 걸쳐 분할(Fractionation) 조사되므로, 정확한 방사선치료를 위해서는 매일 치료 전에 kV 영상을 촬영하여 환자 및 종양의 정확한 위치를 확인하는 절차가 요구된다. 최근 주목 받고 있는 정위적체부 방사선치료(Stereotactic body radiation treatment, SBRT)의 경우에는 회당 치료 선량이 늘어나는 대신 분할 횟수가 크게 줄어들기 때문에 매일 시행하는 환자 위치 정확성 검증의 중요성은 훨씬 커지게 된다. 이에 따라 X선 영상 간 차이를 객관적이고 정량적으로 비교할 수 있는 기술의 필요성이 점차 커지고 있는데, 최근에는 3차원 CBCT 영상을 이용하여 매일 환자 및 종양의 위치 변화를 감시할 뿐 아니라 이를 근거로 설계된 치료 선량과 실제 전달된 치료 선량 간의 차이를 분석하는 연구들도 활발히 이루어지고 있다.¹⁻⁵⁾

This work was supported by clinical research grant in 2015 from Pusan National University Yangsan Hospital.

Received 9 December 2015, Revised 21 December 2015, Accepted 22 December 2015

Correspondence: Jiho Nam (jihonam@daum.net)

Tel: 82-55-360-3451, Fax: 82-55-360-3449

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

그러나 CBCT와 같은 3차원 X선 영상은 긴 촬영시간이 필요할 뿐 아니라 환자의 추가 피폭량이 무시할 수 없는 수준으로 증가하게 된다. 이뿐 아니라 많은 양의 영상정보를 분석하는 데에도 상당한 소요시간이 요구된다. 따라서 치료 현장에서는 특수한 경우를 제외하고는 상대적으로 간단하게 시행할 수 있는 2차원 X선 영상 촬영 및 분석을 통해 환자 및 종양의 위치를 확인하는 경우가 많다. 이 때에는 주로 육안을 통해 기존 영상과 촬영 영상의 차이 여부를 판단하게 되므로 영상 간 차이에 대한 객관적이고 정량적인 평가 및 기록이 어렵게 된다.

영상 처리 분야에서 가장 단순하면서도 많이 사용되어 온 영상 간 차이 평가 인자는 두 영상에서 각각 대응하는 픽셀(Pixel) 값의 차이를 이용하는 평균제곱오차(Mean square error)이지만, 이는 실제 육안으로 인지한 차이를 정량화하는 데 많은 한계들을 가지고 있다. 2004년에 Wang 등은 인간 시각 시스템이 영상의 구조 정보(Structural information) 추출에 특화되어 있다는 가정에 근거하여 영상 간 차이를 평가하는 structural similarity index (SSIM) 인자를 새롭게 제안하였으며,⁶⁾ 현재 영상처리 분야에서 많은 연구자들에 의해 그 효용성이 인정되어 널리 사용되고 있다.⁷⁻¹⁶⁾

본 연구에서는 부피 및 위치를 변화시킨 간단한 구형의 전산 팬텀의 모의 투사영상들을 생성한 후 SSIM 인자를 통해 영상 간 차이를 분석하였다. 이를 통해 방사선 치료 환자의 객관적이고 정량적인 위치 오차 평가를 위한 SSIM 인자의 적용 가능성을 검증하였으며, 실제 방사선 치료 환자를 매일 촬영한 kV 영상 간 차이에 대하여도 동일한 분석을 수행하였다. 이를 통해 분할 치료가 시행되는 기간 동안 환자 및 종양 위치의 항상성(Constancy)을 검증할 수 있으며 SSIM 알고리즘의 특성 상 자동화가 가능하므로, 본 연구를 통해 임상 현장에서 활용하기 적합한 자동화된 환자 위치의 항상성 검증에 관한 방법론을 제시할 수 있을 것으로 생각된다.

재료 및 방법

1. Theory

SSIM은 서로 다른 영상 간의 차이를 발광(luminescence), 대조도(contrast), 및 구조(structure)의 관점에서 비교한다. 먼저 발광비교함수(luminescence comparison function)는 두 영상의 지역적인 밝기에 대한 비교로써, 서로 다른 두 영상 벡터 x 와 y 에 대해 아래 식 1과 같이 영상의 평균 밝기를 계산한다.

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (1)$$

여기서 N 는 ROI의 총 픽셀의 수를 의미하고 x_i 는 해당 픽셀의 값을 의미한다. 따라서 발광비교함수는 각각 다른 영상에서 동일한 위치의 ROI 내의 픽셀 평균값의 함수로 이해할 수 있다. 대조도 비교함수(contrast comparison function)은 영상신호에서 평균값을 제거한 신호의 높낮이, 즉 $x - \mu_x$ 로 이해 할 수 있다. 이를 발광함수의 경우와 마찬가지로, 관심 영역 내 픽셀의 개수로 정규화 하면 아래 식 2와 같이 계산되고, 이는 관심 영역 내 픽셀값들의 표준편차로 유도된다.

$$\sigma_x = \frac{1}{N-1} \left[\sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2 \right]^{1/2} \quad (2)$$

마지막으로 구조비교함수는 영상의 구조차이에 대한 비교를 수행하는 함수로써, 영상 신호에 대해 신호의 offset을 제거하고 영상에서 발생한 잡음(Noise)을 제거함으로써, ROI 내에 존재하는 구조적 특성만을 비교하는 함수이다. 구조비교함수에서는 영상의 잡음에 대한 의존성을 제거하기 위해 ROI 내의 픽셀값의 표준편차를 1로 정규화하므로, 구조비교함수 $s(x, y)$ 는 $(x - \mu_x) / \sigma_x$ 의 함수로 주어질 수 있다. 마지막으로 SSIM을 의미하는 $S(x, y)$ 는 전술한 세가지 함수를 모두 조합한 최종 SSIM은 Wang 등⁶⁾에 의해 아래 식 3과 같이 유도되며, 이 때 상수 C_1 과 C_2 는 동 참고문헌에서 제시한 값을 적용하였다.

$$S(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (3)$$

여기서 σ_{xy} 는 아래 식 4와 같이 정의할 수 있다.

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y) \quad (4)$$

이는 2차원 영상에 대해 2차원 SSIM 분포를 제공한다. 따라서 두 영상의 전체적인 유사도를 판단하고자 할 때에는 2차원 SSIM 분포의 평균을 취하여 하나의 척도로 도출하는 것이 합리적이다. 또한 이 경우 영상 전체가 아닌 별도의 ROI (region of interest, ROI)에 한정하여 SSIM을 계산할 경우 팬텀의 움직임에 대하여 보다 높은 민감도를 가지

는 결과를 도출할 수 있다. 본 연구에서는 ROI 설정 유무에 따른 결과의 차이를 확인하기 위해 관련 시뮬레이션을 함께 진행하였으며, 그에 대한 설명은 다음 단락에 수록하였다.

2. Phantom simulation

SSIM을 이용한 투사영상간의 유사도 계산 가능성을 검증하기 위해 전산모사 시뮬레이션을 수행할 전산 팬텀을 설계하였다. 이 팬텀은 3차원 좌표계의 원점에 위치하는 구(sphere)형의 피사체를 가정하고 구의 반지름과 중심점의 좌표를 각각 바꾸어가면서 환자 내부 종양의 변형과 움직임을 모사하였다. 효율적인 시뮬레이션 수행을 위해 가상 투사 영상 생성 시 입사하는 X선의 평행빔(parallel beam 또는 pencil beam)으로 가정하였다. 팬텀은 512×512×512개의 복셀로 정의된 3차원 공간 내부에 정의되었으며, 복셀의 크기는 0.5 mm이다. 또한 획득된 투사영상은 0.5 mm 크기의 픽셀 512×512개로 구성하여 총 FOV (field of view)는 256 mm×256 mm로 설정하였다.

SSIM을 계산하기 위해서는 기준 영상과 비교 영상이 각각 필요하므로, 우선 원점에 위치한 특정 반지름의 구형 팬텀 및 투사 영상을 먼저 생성하고, 반지름 및 중심점 위치 변화에 따라 변화된 팬텀 및 투사 영상을 생성하였다. Fig. 1은 구형 팬텀의 반지름 및 중심 위치 변화에 대해 개략적

으로 보여주고 있다. 이 때 팬텀의 반지름은 r , 반지름의 변화량은 Δr , 그리고 중심 위치의 이동 거리는 d 로 정의하였다. 본 연구에서 팬텀 반지름은 20 mm, 40 mm, 60 mm의 세 가지 값을 사용하였으며, 팬텀 중심점의 위치 변화는 최대 40 mm를 적용하였다. 이를 통해 환자 호흡 운동에 따라 흉곽 등에서 일어나는 움직임과 변화 등을 모사하였다. 추가로, SSIM을 이용한 영상 간 차이 분석 시 ROI의 영향을 검증하기 위하여 영상 전체를 대상으로 한 SSIM 값과 팬텀 영역만을 대상으로 한 SSIM 값을 각각 산출하였다.

Fig. 2는 본 연구에서 수행한 투사영상 시뮬레이션의 한 예를 보여주고 있다. Fig. 2(a)는 기준 위치에 있는 팬텀의 투사 영상을, 2(b)에는 팬텀 반지름과 위치의 이동을 함께 고려한 투사영상이다. 그리고 Fig. 2(c)는 팬텀의 중심점 위치 및 크기 변화에 의해 발생한 투사 영상 간 픽셀값 분포의 차이를 보여주는 SSIM 분포를 나타내고 있는데, y 방향으로의 이동과 지름의 변화를 쉽게 확인할 수 있다.

3. Clinical test

전산 팬텀을 이용하여 1차 검증한 SSIM 인자의 임상 영상 적용 가능성을 확인하기 위하여 실제 본 기관에서 간(Liver) 부위에 대한 방사선 치료를 받은 71세 여성 환자를 대상으로 12일의 치료 기간 동안 매일 촬영한 2차원 투사 영상들 간 차이를 SSIM을 이용하여 분석하였다.

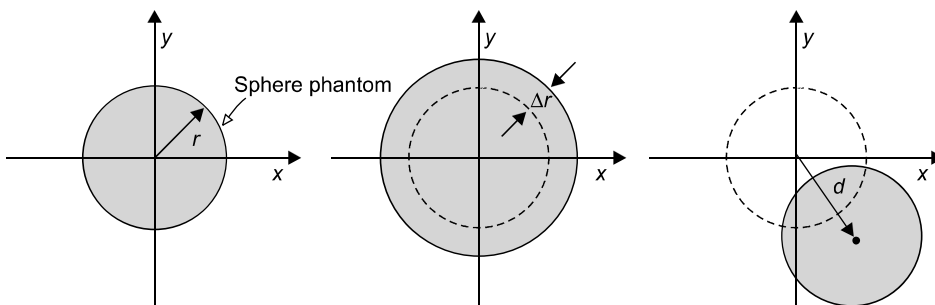


Fig. 1. 구형 팬텀의 반지름 및 중심 위치 변화에 대한 모식도. 이 때 r 은 반지름, Δr 은 반지름 변화량, 그리고 d 는 중심 위치의 이동 거리를 의미한다.

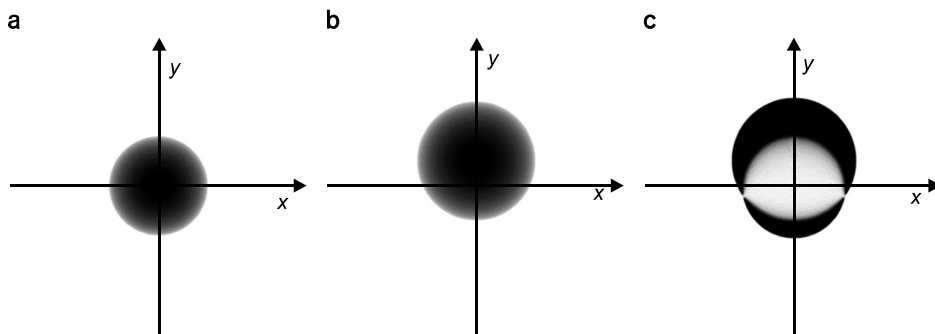


Fig. 2. (a) 기준 위치의 팬텀의 가상 투사영상, (b) 팬텀의 반지름과 중심 위치 변화가 고려된 투사 영상, (c) a와 b 영상의 차이를 나타내는 SSIM 분포.

투사영상은 방사선치료용 선형가속기(Clinac iX, Varian Medical System, CA)에 장착된 On-board imager (OBI)를 사용하였고, 영상 검출기는 2,048×1,536개의 픽셀로 구성된 비정질 실리콘기반 평판형 검출기이다. 본 실험에서는 2×2 pixel binning 모드에서 1/30초 동안 X선을 조사하여 영상을 획득하였으므로 최종 영상은 1,024×768 픽셀로 구성되었다. 영상 촬영 시 X선원에서 회전중심까지의 거리는 1,000 mm, 검출기까지의 거리는 1,500 mm이며, X선원의 관전압은 80 kVp이다. 일반적으로 환자 위치 확인을 위해 수행되는 2차원 투사영상의 촬영은 환자의 전면 방향과 측면 방향에서 함께 이뤄지지만, 측면 방향 투사영상의 경우 환자의 두께로 인해 화질 저하가 크므로, 본 연구에서는 전면 방향의 투사영상만을 사용하였다. 환자 위치 확인을 위한 절대적 기준 영상은 치료 설계용 CT 영상에서 추출한 2차원 재구성 영상(Digitally reconstructed radiograph, DRR)이지만 본 연구의 목적이 분할 치료 간 환자 위치의 항상성 확인에 있고, DRR과 OBI 영상시스템 간 물리적 차이로 인한 오차 발생 우려도 존재한다. 따라서 본 연구에서는 첫 번째 치료 시 환자 위치가 DRR에 근거하여 정확하게 설정되었다는 가정 하에 첫 번째 치료 전 촬영된 투사영상을 기준 영상으로 삼았으며, 이후 11회 치료 동안 촬영된 투사영상을 각각 기준 영상과 비교하였다.

결과 및 고찰

1. Phantom simulation

팬텀의 반경과 중심점 위치 변화에 따라 계산된 SSIM의 산술평균을 Fig. 3에 도시하였다. Fig. 3(a)는 다양한 반지름(20, 40, 60, 및 80 mm)을 가지는 팬텀들의 중심점 위치 변화에 따른 SSIM 결과를 나타내고 있다. 전체적으로 0.85에서 1.00 사이의 평균 SSIM을 얻을 수 있었으며, 움직임이 전혀 없을 때($d=0$)의 SSIM은 1.0으로써 완전히 동일한 영상임을 확인하였다. 반면, 팬텀의 중심좌표가 이동할수록 SSIM은 감소하는 경향을 보이는데, 팬텀의 지름이 커질수록 SSIM도 크게 감소하는 경향이 나타났다. 이러한 경향은 2차원 SSIM 분포를 전체 평균 함으로써 발생한 효과인데, 팬텀의 크기가 작을수록 배경이 차지하는 비중이 커지면서 평균 SSIM 값이 과대평가(overestimation)되기 때문이다. Fig. 3(b)는 팬텀의 반경이 변하는 경우에 대해 계산된 SSIM 변화를 나타내었는데, 반지름이 20, 40, 및 60 mm인 팬텀에 대하여 각각 ± 10 , ± 20 , 및 ± 30 mm의 반지름 변화에 대해 SSIM 분석을 수행하였다. 그 결과, 반지름의 변화가 클수록 더 낮은 SSIM을 가지는 경향이 관찰되었으며, 특히 반지름이 커지는 경우가 작아지는 경우에 비해 더 낮은 SSIM을 갖는 것으로 확인되었다. 이는 반지름이 증가할 경우 팬텀의 부피 변화량이 더 크기 때문으로 생각된다. 이는 실제 치료의 경우에서도 마찬가지로, 치료 설계 당시에 비해 ROI의 크기가 커질 경우 부피의 변화가 더 급격해지므로

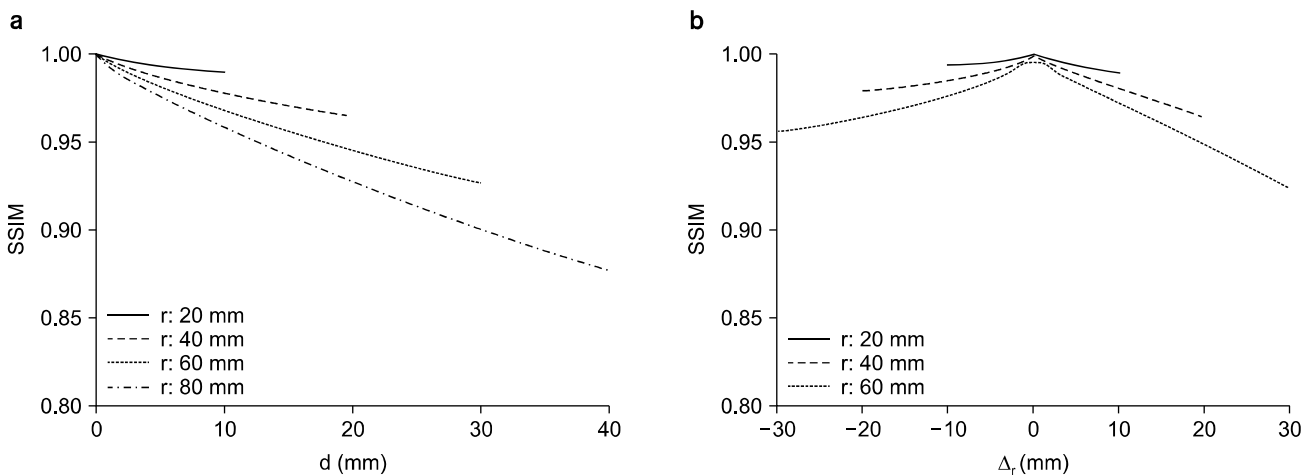


Fig. 3. 전체 산술평균을 이용한 SSIM 계산 결과: (a) 20, 40, 60, 및 80 mm 반지름을 가지는 팬텀의 중심위치 변화에 따른 SSIM 변화의 추이와 (b) 20, 40, 및 60 mm의 반지름을 가지는 팬텀에서 반지름의 변화가 발생할 때의 SSIM 경향.

결과적으로 전달되는 치료 선량과 설계된 치료 선량 간 차이는 ROI가 작아지는 경우에 비해 상대적으로 더 커질 수 있음을 의미한다.

2. ROI consideration

앞 절에서 산출한 SSIM 값은 영상 전체를 ROI로 설정하여 산출되었으며, 본 절에서는 팬텀 영역만을 별도의 ROI로 설정하여 SSIM 분석을 수행하였다. 이 때 ROI는 팬텀의 투사영상에 경험적 문턱치값(Threshold)을 적용하여 이진화를 수행하였으며, 이렇게 계산된 이진화 영상을 근거로 팬텀만을 포함하는 ROI를 추출하고 이를 근거로 SSIM를 산출하였다. 임상 영상에서 이와 같이 ROI를 설정할 때에는 치료설계시스템이나 DICOM-RT를 통해 제공되는 해당 컨투어(Contour) 정보를 OBI 영상 촬영조건에 맞게 투사하여 ROI를 획득할 수 있으며, 이때에는 널리 알려진 투사영상 변환 알고리즘인 ray-driven 알고리즘¹⁷⁾이나 distance-driven 알고리즘¹⁸⁾을 사용할 수 있다.

Fig. 4는 Fig. 3의 시뮬레이션 조건과 동일한 조건에서 획득된 2차원 SSIM 분포 중 팬텀 영역 내부의 픽셀들로부터 계산된 SSIM의 산술평균을 도시한 결과이다. 전체적으로 팬텀 중심의 위치변화나 반지름의 변화가 커질수록 SSIM의 산술평균이 감소하는 경향은 동일한 것을 확인하였다. 특히 영상 전체를 ROI로 설정했을 때에 비하여 팬텀의 변화와 SSIM 인자 간에 보다 민감하고 강력한 상관관계가 있는 것으로 확인되었다.

Fig. 5는 팬텀의 중심점 위치 변화이동을 0~50 mm, 팬

텀의 반지름 변화를 -30~30 mm로 주었을 때 SSIM의 변화를 종합적으로 나타내었으며, 이때 기준이 되는 팬텀 조건은 반지름 50 mm이며 중심점이 좌표계의 원점에 위치한 것으로 하였다. Fig. 5에 따르면 팬텀의 중심점 위치 변화 보다는 반지름의 변화가 SSIM에 더 큰 영향을 끼치는 것으로 보이며, 중심점 위치의 변화가 작을수록 반지름 변화에 따른 SSIM 감소폭이 상대적으로 증가함을 알 수 있다. 한 가지 특이한 점은 팬텀의 중심점 변화가 커지게 되면 반지름의 변화가 없는 경우보다 작아지는 경우에서 SSIM이 더 크게 계산되는데, 이러한 현상은 단순화된 시뮬레이

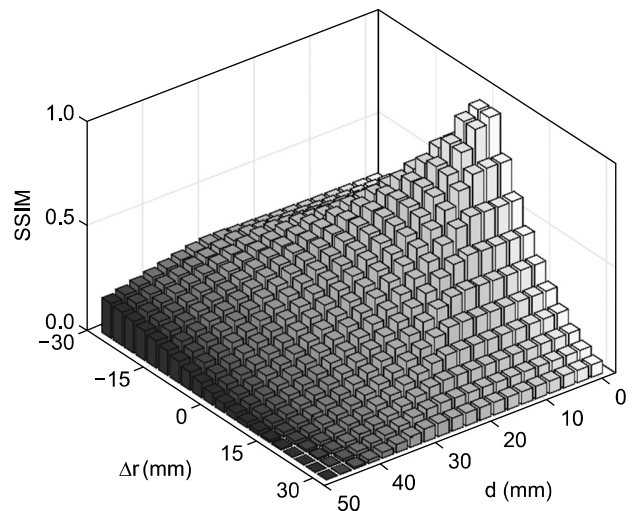


Fig. 5. Δr 을 -30~30 mm, d 를 0~50 mm까지 변화시키면서 획득된 SSIM 계산결과(ROI내의 픽셀들에 대한 산술평균을 수행).

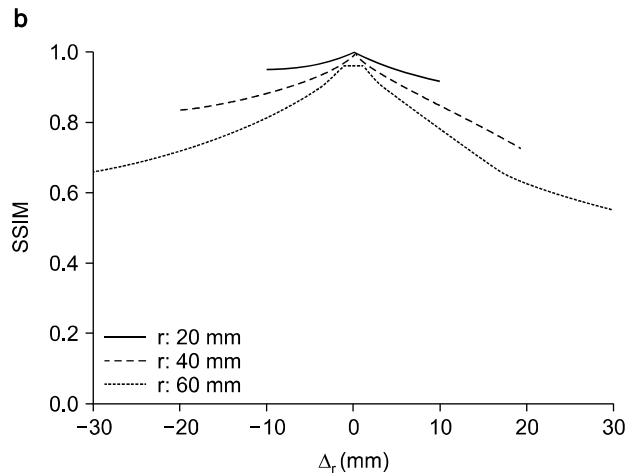
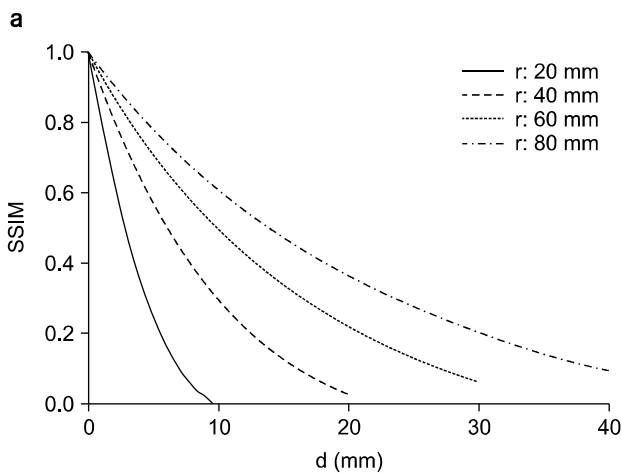


Fig. 4. ROI를 팬텀 내부로 가정하고 계산된 SSIM 변화 추이: (a) 20, 40, 60, 및 80 mm 반지름을 가지는 팬텀의 중심위치 변화에 따른 SSIM 변화의 추이와 (b) 20, 40, 및 60 mm의 반지름을 가지는 팬텀에서 반지름의 변화가 발생할 때의 SSIM 경향.

선 조건하에서 ROI 외부에 존재하는 배경장기에 의한 SSIM 감소가 무시되었기 때문으로 보인다.

3. Clinical test

실제 OBI를 이용해 얻은 영상은 다소 불균일한 히스토그램을 가지고 있어서 SSIM를 이용한 영상 분석 시 효용성이 낮아질 가능성이 있으므로, 본 연구에서는 SSIM 분석 전에 히스토그램 평활화 기법을 이용하여 영상을 전처리하여 사용하였다. 그 효과는 Fig. 6과 같으며 척추나 횡경막

과 같은 환자 체내의 기관이나 조직들이 영상 처리 전에 비해 선명하게 나타나므로 SSIM을 이용한 영상 간 차이 분석에 효과적이다. Fig. 7은 12일간 매일 촬영된 환자 영상들 간 차이를 의미하는 SSIM 분포들을 보여주고 있는데 매일 달라지는 환자 위치의 부분들을 쉽게 확인할 수 있다. 각 영상의 우측 상단에는 평균 SSIM 값들을 표기하였다. 각 투사영상에 대한 평균 SSIM은 0.799에서 0.853 사이의 값을 가졌으며, 이는 전술한 위치 및 크기 변화에 따른 SSIM 추이를 고려해볼 때 유의미한 차이를 보이는 결과라

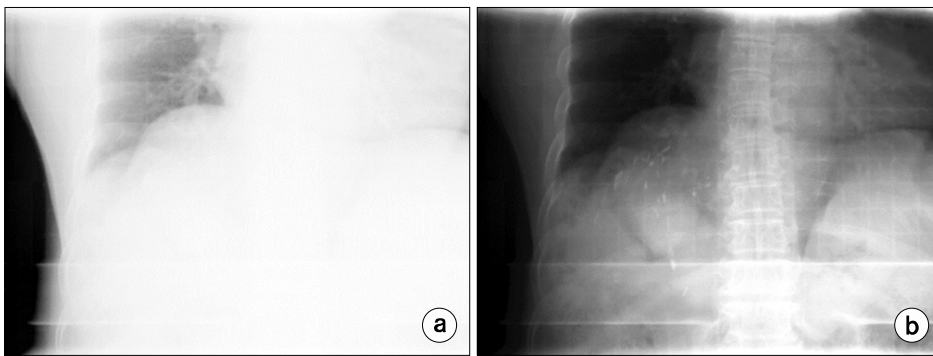


Fig. 6. OBI로 촬영된 참조 투사영상(a)과 해당영상의 히스토그램 평활화 결과(b): 본 연구에서는 OBI 투사영상으로부터 보다 많은 구조 정보를 추출하기 위해 전체 영상에 대해 히스토그램 평활화 연산 후 SSIM 계산을 수행하였다.

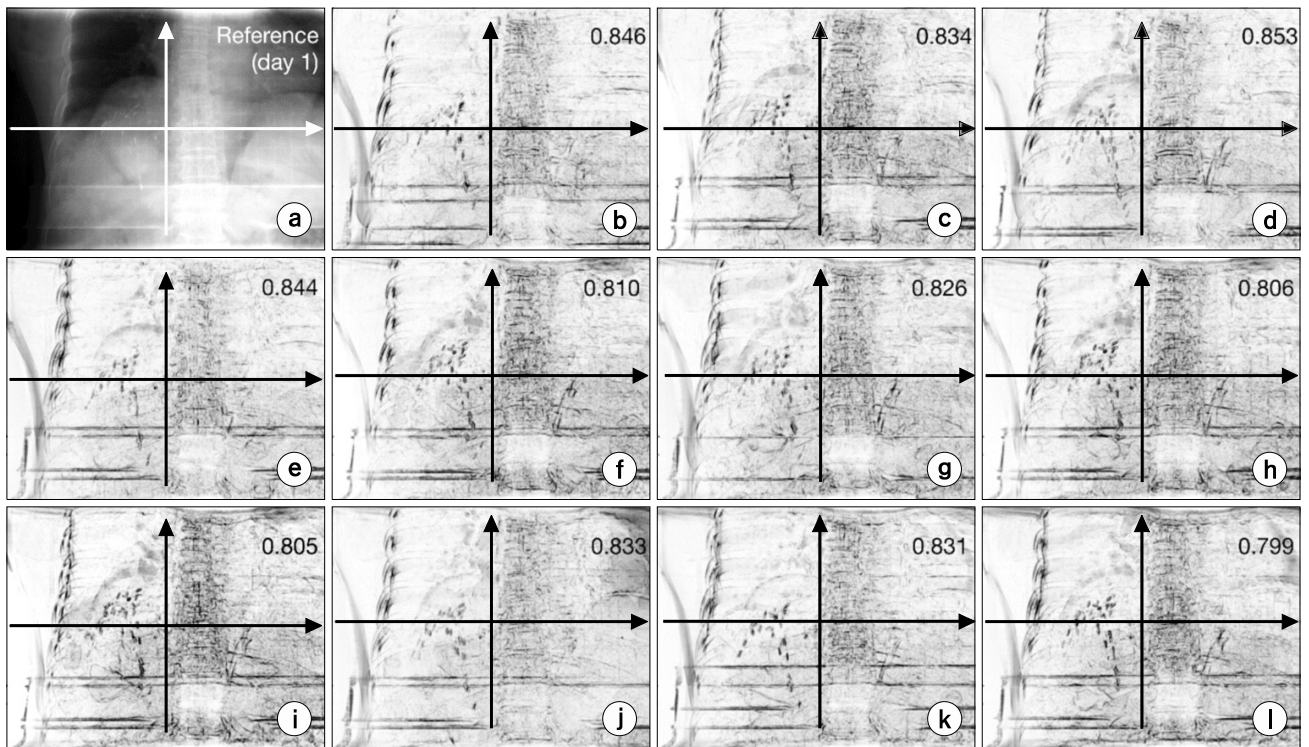


Fig. 7. 환자 위치 확인을 위해 12일간 매일 촬영하여 SSIM 분석한 결과 분포. (a)는 기준 영상인 첫 번째 촬영 영상이며, (b)~(l)은 촬영 순서대로 배열한 매일 촬영한 영상들의 SSIM 분포들임.

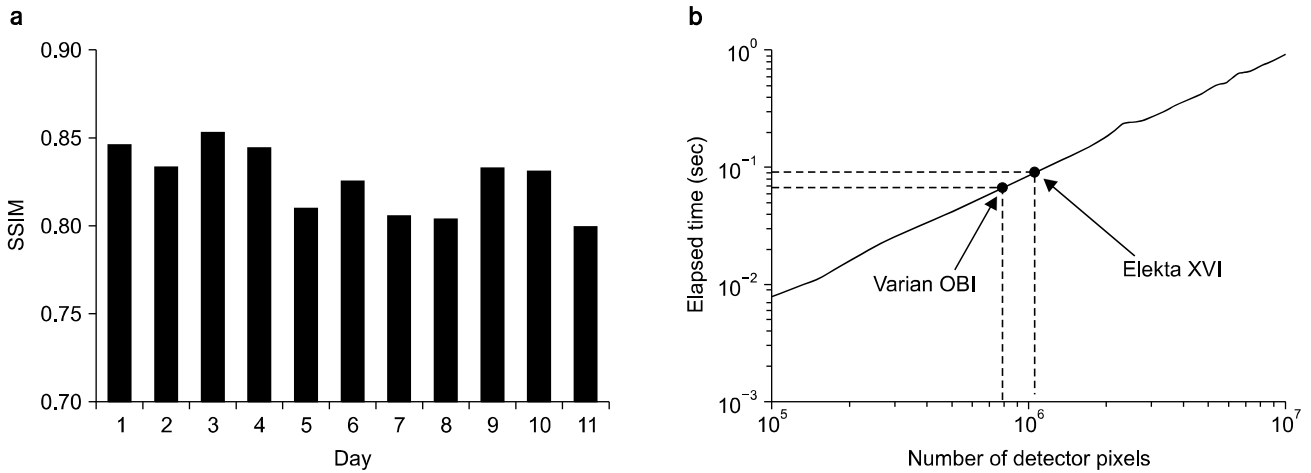


Fig. 8. 기준영상을 제외한 11장의 투사영상에 대한 SSIM 계산결과(a)와 디텍터 시스템의 픽셀 수에 따른 소요 연산시간 도시(b).

판단된다. 이 평균 SSIM 값들의 변화 추이는 Fig. 8(a)에서 도 확인할 수 있다.

마지막으로 SSIM의 임상 적용 시 소요시간을 평가하기 위하여 영상검출기의 픽셀 개수 규모에 따른 SSIM 연산시간을 측정하여 Fig. 8(b)에 도시하였다. 본 과정은 Matlab (version R2014a, Mathworks, USA) 기반으로 프로그래밍되었으며, 64비트 운영체제에서 2.4 Ghz 속도의 단일 코어 CPU를 이용하여 수행하였다. Varian 및 Elekta사의 환자 위치 확인용 영상 시스템의 픽셀 개수 규모를 적용하여 계산한 결과, 모두 0.1초 이내의 연산시간이 소요됨을 확인하였다. 따라서 향후 임상 현장에서 사용 시에도 충분한 영상 처리 속도를 확보할 수 있을 것으로 생각되며 SSIM 계산 특성 상 GPU 등을 활용한 병렬화 계산을 통한 연산 가속화에도 적합할 것으로 생각된다.

토의 및 결론

본 연구에서는 환자 치료 전 또는 치료 중 촬영하는 KV 투사영상을 기준 영상과 비교함으로써, 환자의 움직임, 위치, 및 내부 장기의 움직임을 종합적으로 평가할 수 있는 정량적 척도로써 평균 SSIM을 제시하고, 그 활용가능성을 확인하였다. 본 연구는 비록 간단한 구형 팬텀을 이용한 시뮬레이션기반 연구이지만 전체적으로 SSIM의 산술평균을 사용하여 KV 투사영상을 평가하였을 때 피사체, 즉 관심장기의 위치 변화정도 및 크기의 변화에 대해 유의미한 상관관계를 가지는 것을 확인하였으며, 임상 영상 적용 결과에서도 그 가능성을 확인하였다.

SSIM은 현재 2차원 투사영상을 이용한 육안 검사 시 주로 확인하는 환자의 x, y, z 방향 위치 오차뿐만 아니라 환자의 체형이나 내부 장기의 형태 변화를 모두 포함하는 오차 분포를 제시할 수 있다. 치료 종사자가 환자 촬영 후 영상을 직접 확인하기 전에 이 SSIM 오차 분포를 참조하면 보다 신속하고 정확한 환자 위치 확인 및 보정이 가능할 것으로 생각된다. 또한 일반적으로 사용되는 환자 위치 확인용 영상 시스템을 사용할 경우, SSIM의 산출을 위한 소요시간이 매우 짧고(0.1초 이내) 향후 연산의 가속화에 대한 가능성이 충분한 것으로 판단되며, 객관적이고 정량화된 평가 척도를 제공하므로 향후 임상 현장에서 일상적 품질관리(Routine QA) 프로토콜로 적용 가능성이 충분한 것으로 판단된다. 또한 일반적으로 fluoroscopy를 이용한 KV 영상 획득이 1/30초 정도의 주기로 수행됨을 고려한다면, 충분한 연산 가속을 가정할 경우 fluoroscopy를 이용한 실시간 영상평가 역시 고려해 볼 만하다.

Fig. 8(a)와 같이 임상 평가 결과로 획득된 SSIM의 경향을 관찰해 보면, 첫 번째 치료를 기준으로 총 12회의 치료가 시행되는 동안 SSIM 값이 서서히 감소함을 알 수 있다. 이러한 경향은 장기간 방사선 치료를 받는 동안 발생하는 환자의 체형이나 체중, 혹은 내부 장기의 변화 등에 기인하는 것으로 추측해 볼 수 있으며, 향후 연구를 통해 치료 중 환자의 조건 변화가 위치 정확성에 미치는 영향을 규명할 필요가 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 x-z 평면에서의 환자 위치 오차를 확인할 수 있는 전면 방향의 투사영상을 이용하였다. 치료 전 환자의 위치는 전면 및 측면방향의 투사영상을 이용하여 입체

적으로 확인하는 것이 일반적이나, 본 연구는 환자 위치 오차 검출을 위한 SSIM 활용에 관한 일종의 예비연구이므로 한 방향의 영상만으로도 유의미한 결과를 도출할 수 있었다. 또한 향후 연구에서 전면 및 측면 방향 영상에 대한 입체적인 SSIM 분석을 통해 보다 개선된 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 단순화된 팬텀 시뮬레이션 조건 하에서 영상 간 차이 검출을 위한 SSIM 인자의 활용이 충분히 가능함을 검증하였으며, 향후 복잡한 해부학적 구조를 가진 실제 환자나 정교한 인체모사팬텀을 이용한 후속 연구를 통해 방사선 치료 현장에서 유용한 객관적이고 정량적인 환자 위치 정확성 평가 인자로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

References

1. Paquin D, Levy D, Xing D: Multiscale registration of planning CT and daily cone beam CT images for adaptive radiation therapy. *Med phys* 36:4-11 (2009)
2. Yeung AR, Li JG, Shi W, Newlin HE, et al: Tumor localization using cone-beam CT reduces setup margins in conventionally fractionated radiotherapy for lung tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 74:1100-1107 (2009)
3. Elstrom UV, Wysocka BA, Muren LP, et al: Daily kV cone-beam CT and deformable image registration as a method for studying dosimetric consequences of anatomic changes in adaptive IMRT of head and neck cancer. *Acta oncologica* 49:1101-1108 (2010)
4. Ost P, De Meerleer G, De Gerssem W, et al: Analysis of prostate bed motion using daily cone-beam computed tomography during postprostatectomy radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 79:188-194 (2011)
5. Veiga C, McClelland J, Moinuddin S, et al: Toward adaptive radiotherapy for head and neck patients: Feasibility study on using CT-to-CBCT deformable registration for "dose of the day" calculations. *Med Phys* 41:031703 (2014)
6. Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, et al: Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE Trans Imag Proc* 13:600-612 (2004)
7. Brunet D, Vrscay ER, Wang Z: On the mathematical properties of the structural similarity index. *IEEE Trans Imag Proc* 21:1488-1499 (2012)
8. Chai L, Sheng Y: Optimal design of multichannel equalizers for the structural similarity index. *IEEE Trans Imag Proc* 23:5626-5637 (2014)
9. Channappayya SS, Bovik AC, Caramanis C et al.: Design of linear equalizers optimized for the structural similarity index. *IEEE Trans Imag Proc* 17:857-872 (2008)
10. Channappayya SS, Bovik AC, Heath, RW Jr.: Rate bounds on SSIM index of quantized images. *IEEE Trans Imag Proc* 17:1624-1639 (2008)
11. Charrier C, Knoblauch K, Maloney LT: Optimizing multi-scale SSIM for compression via MLDS. *IEEE Trans Imag Proc* 21:4682-4694 (2012)
12. Kolaman A, Yadid-Pecht O: "Quaternion structural similarity: a new quality index for color images. *IEEE Trans Imag Proc* 21:1526-1536 (2012)
13. Rehman A, Zhou R: Reduced-reference image quality assessment by structural similarity estimation. *IEEE Trans Imag Proc* 21:3378-3389 (2012)
14. Sampat MP, Wang Z, Gupta S: Complex wavelet structural similarity: a new image similarity index. *IEEE Trans Imag Proc* 18:2385-2401 (2009)
15. Wang S, Rehman A, Wang Z: Perceptual video coding based on SSIM-inspired divisive normalization. *IEEE Trans Imag Proc* 22:1418-1429 (2013)
16. Zujovic J, Pappas TN, Neuhoff DL: Structural texture similarity metrics for image analysis and retrieval. *IEEE Trans Imag Proc* 22:2545-2558 (2013)
17. Siddon RL: Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med Phys* 12:252-255 (1985)
18. De Man B, Basu S: Distance-driven projection and back-projection in three dimensions. *Physics in medicine and biology* 49:2463-2475 (2004)

Structural Similarity Index 인자를 이용한 방사선 분할 조사간 환자 체위 변화의 자동화 검출능 평가: 초기 보고

*양산부산대학교병원 방사선종양학과, †부산대학교병원 방사선종양학과,
‡부산대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실

윤한빈* · 전호상* · 이자영* · 이주혜* · 남지호* · 박 달† · 김원택‡ · 기용간‡ · 김동현†

현대 방사선치료는 고선명 X선 투사영상을 이용하여 환자 및 종양의 위치를 확인하는 기술이 요구되지만, 3차원 영상 촬영을 위한 피폭량 및 영상정보의 급격한 증가는 환자에게 추가적인 부담이 될 수 있다. 본 연구에서는 영상의 구조 정보를 효과적으로 추출할 수 있는 Structural similarity (SSIM) 인자를 도입하여 매일 촬영하는 환자의 2차원 X선 영상간 차이를 자동 분석하여 환자의 위치 정확성의 검증 가능성을 제시하였다. 먼저 종양을 모사하기 위하여 구형 전산 팬텀의 크기와 위치를 변화시키면서 각각의 투사 영상을 시뮬레이션하고, SSIM 인자를 통해 영상 간 차이를 검출하여 분석하였다. 또한 12일간 매일 촬영한 방사선 치료 환자의 2차원 X선 영상들 간 차이를 동일한 방법으로 검출하였다. 그 결과 산출된 팬텀 변화에 따른 SSIM 값은 0.85~1 범위로, 관심영역(ROI)을 영상 전체가 아닌 팬텀으로 한정하였을 때는 0.006~1 범위로 나타나서 ROI 적용 시 민감도가 크게 상승하는 것을 확인하였다. 또한 임상 영상의 SSIM은 0.799~0.853 범위의 값을 나타냈으며 영상 간 차이가 SSIM 분포 상에 검출되는 것을 확인하였다. 본 연구결과는 소요 시간 및 피폭 등의 우려로 매일 사용하기 어려운 3차원 영상기법 대신 간단한 2차원 영상만을 이용하여 객관적이고 정량적인 환자 위치 정확성의 자동 평가 기법을 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 구조 유사도, KV 영상, 분할조사간 편차, 환자 치료자세