Development of an Offline Based Internal Organ Motion Verification System during Treatment Using Sequential Cine EPID Images

Sang Gyu Ju*, Chae-Seon Hong*, Woong Huh†, Min Kyu Kim†, Youngyih Han*, Eunhyuk Shin*, Jung Suk Shin*, Jing Sung Kim*, Hee Chul Park*, Sung-Hwan Ahn*, Do Hoon Lim*, Doo Ho Choi*

*Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, †Department of Electronics Engineering, Myongji University, Yongin, Korea

Verification of internal organ motion during treatment and its feedback is essential to accurate dose delivery to the moving target. We developed an offline based internal organ motion verification system (IMVS) using cine EPID images and evaluated its accuracy and availability through phantom study. For verification of organ motion using live cine EPID images, a pattern matching algorithm using an internal surrogate, which is very distinguishable and represents organ motion in the treatment field, like diaphragm, was employed in the self-developed analysis software. For the system performance test, we developed a linear motion phantom, which consists of a human body shaped phantom with a fake tumor in the lung, linear motion cart, and control software. The phantom was operated with a motion of 2 cm at 4 sec per cycle and cine EPID images were obtained at a rate of 3.3 and 6.6 frames per sec (2 MU/frame) with 1,024×768 pixel counts in a linear accelerator (10 MVX). Organ motion of the target was tracked using self-developed analysis software. Results were compared with planned data of the motion phantom and data from the video image based tracking system (RPM, Varian, USA) using an external surrogate in order to evaluate its accuracy. For quantitative analysis, we analyzed correlation between two data sets in terms of average cycle (peak to peak), amplitude, and pattern (RMS, root mean square) of motion. Averages for the cycle of motion from IMVS and RPM system were 3.98±0.11 (IMVS 3.3 fps), 4.005±0.001 (IMVS 6.6 fps), and 3.95±0.02 (RPM), respectively, and showed good agreement on real value (4 sec/cycle). Average of the amplitude of motion tracked by our system showed 1.85±0.02 cm (3.3 fps) and 1.94±0.02 cm (6.6 fps) as showed a slightly different value, 0.15 (7.5% error) and 0.06 (3% error) cm, respectively, compared with the actual value (2 cm), due to time resolution for image acquisition. In analysis of pattern of motion, the value of the RMS from the cine EPID image in 3.3 fps (0.1044) grew slightly compared with data from 6.6 fps (0.0480). The organ motion verification system using sequential cine EPID images with an internal surrogate showed good representation of its motion within 3% error in a preliminary phantom study. The system can be implemented for clinical purposes, which include organ motion verification during treatment, compared with 4D treatment planning data, and its feedback for accurate dose delivery to the moving target.

Key Words: Cine EPID, Organ motion tracking, Internal surrogate, 4D RT

서 론

폐나 간암과 같이 호흡에 의한 내부 장기의 움직임이 큰 경우 정확히 종양에 방사선을 조사하기 어렵다. 이러한 움직임은 종양에 예정된 선량을 조사하는데 방해가 될 뿐만 아니라 주변 정상장기에 불필요한 방사선 조사를 유발하여 부작용을 일으키는 주요 원인이 된다. 움직이는 장기를 대상으로 한 방사선치료의 성공률을 높이기 위해서는 호흡에 의한 종양의 움직임을 정확히 예측하고 이를 고려한 치료계획을 수립하는 것이 중요하며 실제 치료 시 예정된 치료계획이 정확히 구현되는지 확인하는 것이 반드시 필요하다.

사차원 전산화 단층촬영(4DCT, four-dimensional computed

이 논문은 교육과학기술부 기초연구사업 일반연구자 지원사업(연구 과제 번호: 2011-0005058)의 지원을 받았음.
이 논문은 2012년 4월 2일 접수하여 2012년 6월 15일 채택되었음.
책임저자 : 한영이, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50
성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과
Tel: 02)3410-2604, Fax: 02)3410-2619
E-mail: youngyih.han@samsung.com

tomography)의 도입은 호흡에 의한 종양의 움직임을 예측하고 이를 치료계획에 반영 하는데 크게 기여했다. 이에 반해 실제 치료 시 4DCT를 기반으로 한 치료 전략이 정확히 구현 되는지에 대한 연구는 다소 부족하다. 특히 폐나 간암 환자의 경우 불규칙적인 호흡을 하는 경우가 많으며 이러한 불규칙한 호흡은 계획된 치료 와 다른 결과를 초래한다.[1] 4DCT와 호흡연동 직각 KV 준비 영상을 이용하여 간 종양의 움직임을 분석한 연구에 의하면, 일부 환자에서 4DCT에서 얻은 내부 장기의 움직임이 실제 치료 시에 측정한 결과와 큰 차이를 보였다.[2] 이러한 문제의 근본적인 해결을 위해서는 실제 치료 시 종양의 움직임을 관찰하고 치료 계획과 비교하여 그 오차를 보정하는 시스템을 구축하는데 있다. Shirato 등은 방사선치료 중 치료실에 장착된 방사선투시 장치를 이용하여 종양에 삽입된 금속 표지자의 움직임을 실시간으로 확인 하고 종양이 예정된 방사선 중심에 위치할 경우에만 방사선을 조사하는 시스템을 고안했다.[3] 이러한 시스템은 종양에 근접한 위치에 삽입한 표지자를 직접 추적하므로 장기 움직임을 가장 정확하고 신속하게 파악할 수 있어 방사선 치료의 정확도를 높일 수 있는 장점을 가지고 있다. 그러나 금속 표지자의 사용을 위해 추가적인 시술이 필요하고 장시간 방사선 투시로 인한 불필요한 방사선 피폭을 유발하는 단점을 가지고 있다.[4] 표지자 삽입에 의한 문제점을 개선하고 불필요한 방사선 피폭을 줄이기 위해 외부 호흡 센서를 이용해 장기의 움직임을 예측하고 이를 바탕으로 호흡연동(respiratory gating) 치료를 수행하는 방법이 임상에서 광범위하게 사용되고 있다. 그러나 이러한 방법은 외부 호흡 신호와 내부 장기 움직임 간의 상과 관계 검증 및 별도의 치료 위치(treatment setup) 확인이 필요하다.[5,6] 가장 안전하고 효과적인 방법은 추가적인 방사선 조사 없이 종양의 위치를 잘 대표하고 영상에서 확인이 쉬운 체내 구조물을 이용하여 호흡에 의한 움직임을 검증하는 것이다.

방사선치료 중 치료위치 확인을 목적으로 도입된 EPID는 과거에 비해 검출기의 성능이 향상되어 화질 및 감도가 개선되었으며 저 선량으로 영상 획득이 가능해졌다. 최근 이러한 장점으로 인해 EPID를 이용해 방사선치료 중 호흡에 의한 종양의 움직임을 확인하려는 연구가 시도되고 있다.[7-9] 이러한 시도는 방사선치료 중 조사되는 빔을 이용하여 영상을 얻고 이를 이용해 호흡에 의한 내부 장기 움직임을 평가하는 방법으로, 환자에게 추가 피폭을 유발하지 않고 실제 움직임 관찰이 가능한 장점을 가지고 있다. 하지만 이런 장점에도 불구하고 제한적인 조사영역 크기(field size), 영상 처리 속도, KV 영상에 비해 낮은 화질, 응용 프로그램의 부족으로 인한 사용의 불편함과 같은 기술적 제약으로 인해 임상에 광범위하게 적용되지 못하고 있다.

따라서 본 연구는 4DCT로 수립된 4차원 방사선치료 계획의 정확성을 cine EPID 영상으로 검증하고 이를 근거로 치료계획을 수정, 보완 할 수 있는 검증 시스템을 구축하고 모형을 이용해 이의 정확도와 유용성을 평가하고자 한다.

재료 및 방법

1. 시스템 구축

본 연구를 위해 방사선치료 중 획득한 연속촬영(cine) 전자조사 문 영상(electronic portal image)을 이용한 내부 장기 움직임 분석 시스템(IMVS, Internal-organ Motion Verification

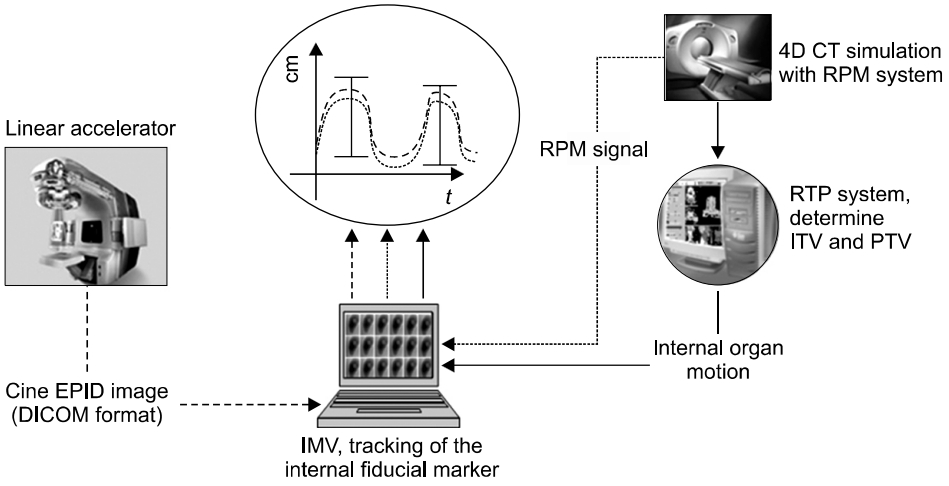

Fig. 1. Schematic of the internal organ motion verification system using cine EPID images (IMVS). cine EPID images were obtained at 3.3 and 6.6 frames per second (2 MU/frame) with 1,024×768 pixels and transferred to an in-house software. Internal organ motion was detected by pattern matching and compared with planned data in order to evaluate accuracy of IMVS.

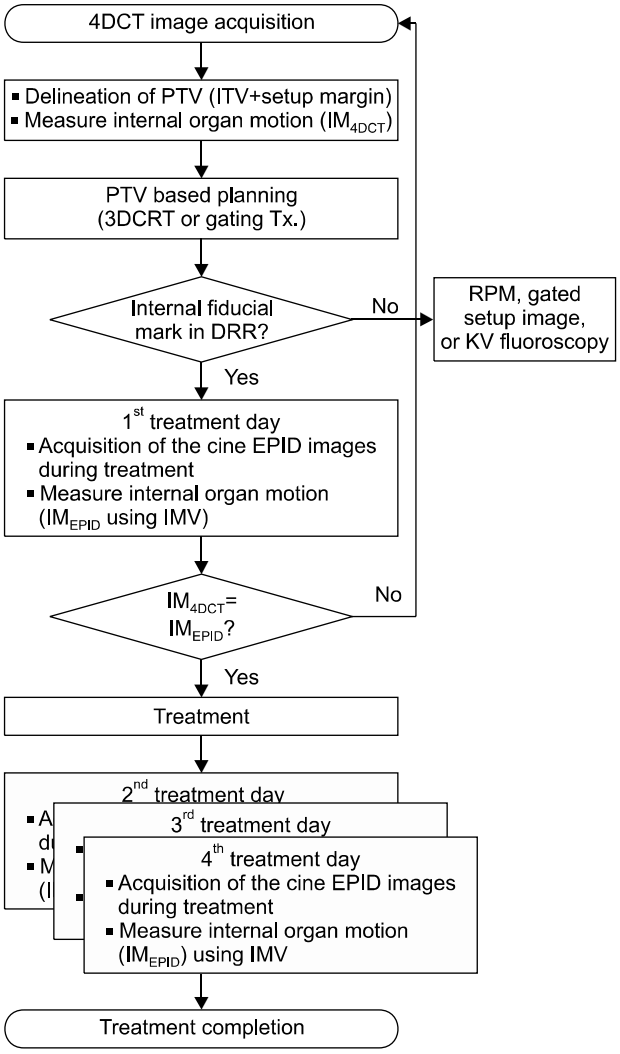

Fig. 2. Flow chart of the internal organ motion verification system using cine EPID images (IMVS).

System using cine EPID)을 고안했다(Fig. 1). IMVS을 이용한 치료 과정은 Fig. 2와 같다. 호흡에 의한 움직임을 반영한 방사선치료 계획용 표적체적(PTV, planning target volume) 설정을 위해 환자 고정 용구 제작 후 4DCT를 수행한다. 4DCT 영상은 총 10개의 호흡 위상으로 나누어 재 분류한 후 각각의 호흡위상에서 표적체적(TV, target volume)을 그리고 이를 합산하여 내부표적체적(ITV, internal target volume)을 결정한다. 결정된 ITV에 준비여유(setup margin)를 더하여 PTV를 설정하고 이를 기반으로 치료계획을 수립한다. 치료계획은 환자의 상태, 치료부위나 호흡에 의한 표적의 움직임 정도에 따라 호흡연동 방사선치료(respiratory gating therapy)나 ITV기반 삼차원입체조형치료계획(3DCRT, three-dimensional conformal treatment planning)이 이용된다. 두 방법 모두에서 4DCT를 통해 결정된 PTV의 정확도가 치료 성공에 매우 중요한 영향을 미친다. 따라서 본 시스템은 4DCT 영상을 통해 표적 또는 내부 표지자의 호흡에 의한 움직임 진폭 및 위치 변동을 측정 하고 실제 치료 시 cine EPID 영상으로 동일한 움직임을 측정하여 그 정확도를 비교 검증 한다. 측정된 두 값의 오차가 치료계획 시 표적 설정에 반영된 여유를 초과 할 경우 치료 계획의 일부를 수정하거나 4DCT의 재 촬영을 통한 전면 수정을 검토한다. 이러한 절차는 치료 목적에 따라 매일 또는 일정 간격을 두고 치료 종료 전까지 반복된다. 본 시스템의 특징은 별도의 인위적인 표지자 삽입 없이 치료 중 cine EPID 영상을 획득하고 영상에 나타난 내부 표지자의 움직임을 추적하여 호흡에 의한 내부 장기의 움직임을 평가하는데 있다. 따라서 모든 치료 환자를 대상으로 적용할 수 없기 때문에 본 시스템의 적용 여부는 치료계획 후 치료위치 확인을 목적으로 생성한 디지털재구성 사진(DRR, digital reconstructed radiograph)을 통해 결정된다. 즉 조사 영역 내에 횡격막과 같이 EPID 영상에서 식별 가능한 내부 표지자가 포함된 경우에 한해 적용한다.

치료 중 cine EPID 영상 획득을 위해 선형가속기(iX, Varian, USA)에 장착된 EPID(aSi 1000, Varian, USA)를 제조사에서 제공한 절차에 따라 사용 전에 교정했다. 즉, 연속획득 모드(continuous acquisition mode)에서 다크 및 플러드 필드(Dark field & flood field) 교정을 수행했다. 교정은 사용 에너지와 해당 선량률(dose rate) 각각에서 독립적으로 수행해야 하며 본 연구에서는 실제 임상에서 사용하는 선량률, 400 MU/분을 대상으로 10 MV에너지에 대해 시행했다. 영상 획득은 3.3 fps (2 MU/frame@400 MU/min)과 6.6 fps (1 MU/frame@400 MU/min) 조건에서 가능하도록 설정했다. 얻어진 영상은 지정된 경로에 다이콤(digital imaging and communications in medicine) 형식으로 자동으로 저장되도록 했다. 치료를 위한 환자 준비가 완료된 후 EPID를 장착 시키고 방사선치료 중 cine EPID영상을 획득하고 이를 IMVS로 전송했다.

전송된 다이콤 영상 분석을 위해 Matlab과 Simulink 프로그램(Matalb and simulink, Mathworks, USA)을 이용해 유형(pattern) 추적 프로그램을 자체 제작했다. 유형 추적 프로그램은 유형 정합(pattern matching)을 이용하여 획득된 cine EPID영상으로부터 내부 표지자의 움직임을 추적할 수 있도록 고안되었다(Fig. 3). 템플릿 유형 정합은 영상 내 템플릿 전수 조사(brute force method)를 실시하여 이들 중 최소

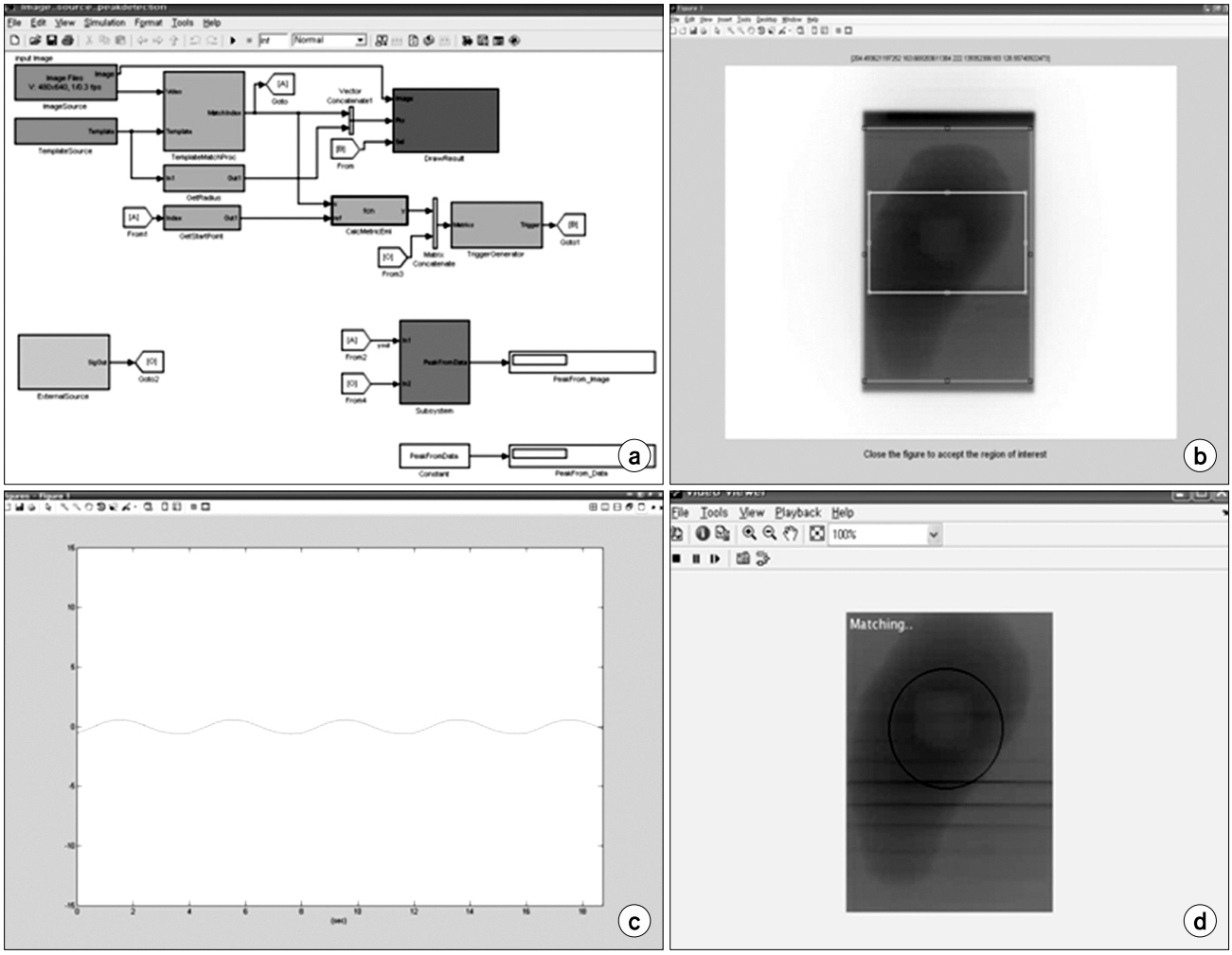

Fig. 3. IMVS has four graphical windows, including program window (a), template setup window for pattern matching (b), detected motion display window (c), and display for matching result (d). The moving phantom system and self-developed offline based internal organ motion verification system.

의 차분 제곱 합(minimum sum of squared difference)을 가지는 부위를 검출했다(식 1).

$$d_1(I_j, T) = \Sigma_{i=1}^{n} |I_{i,j} - T_i| \qquad \text{식. 1}$$

여기에서 I는 입력영상(Input Image), T는 템플릿 영상(Template Image), (i, j)는 영상의 인덱스(Index), d는 차이 영상(difference Image)를 나타낸다. 프로그램은 저장된 전체 다이콤 영상을 읽은 후 첫 번째 프레임 영상을 화면에 디스플레이하고 마우스 드래그를 통해 분석할 영역(흰색 박스 영역)과 추적에 사용될 유형(녹색 박스 영역)을 사용자가 직접 설정 할 수 있도록 했다. 획득된 cine EPID 영상으로부터 얻은 표지자의 움직임을 빔 중심점(isocenter)에서의 실제 거리로 환산하기 위해 다이콤 헤더로부터 얻은 빔 중심축 좌표를 기준으로 영상을 중첩하고 선원-검출기간 거리를 기반으로 확대율을 보정했다. 빔 중심점에서 실제 거리로 변환된 표지자의 움직임은 시간에 따른 움직임 위상을 그래프로 표현했다. 본 분석을 통해 내부 장기의 움직임 주기와 진폭, 빔 중심점을 기준으로 표지자의 위치 변동에 관한 정보 수집이 가능하도록 했다.

2. 모형 실험(phantom test)

IMVS의 정확도 평가를 위해 인체 체형을 모사한 동 모형을 제작했다(Fig. 4). 구동 장치를 포함한 동 모형 시스템

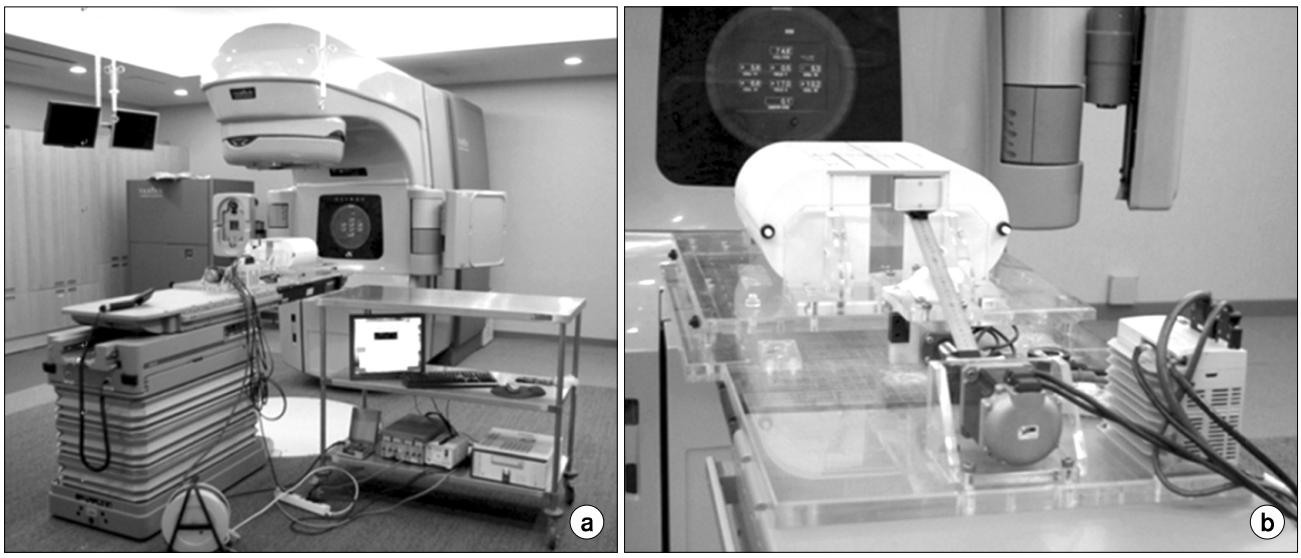

Fig. 4. Experimental setup of the motion phantom to simulate the respiratory signal (a) overall setup for performance test of the IMVS. (b) Motion phantom controlled by step motor and in-house software.

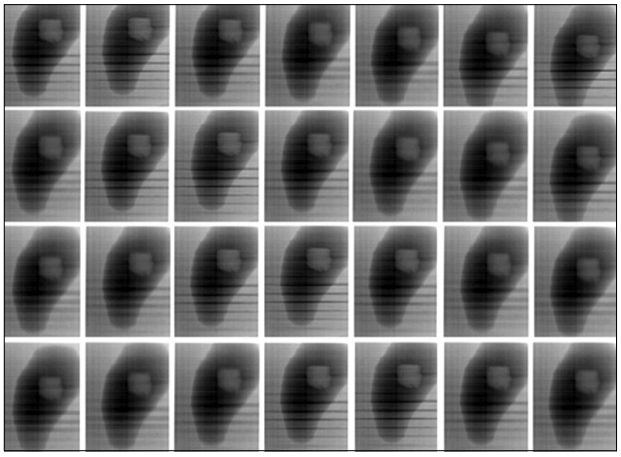

Fig. 5. The cine EPID images showed the movement of the target during treatment. The motion sequence advances from left to right (fake tumor move in cranio-caudal direction).

의 최대 하중은 120 kg이며 인체 모형 (263(가로)×315(세로)×190(높이) mm^3) 내부에는 폐와 폐 종양을 묘사했다. 서보 모터와 labview (NI, USA) 프로그램을 이용하여 호흡 주기에 따라 인체 모형을 상하(cranio-caudal) 방향으로 직선운동 시킬 수 있도록 고안했다. 동 모형을 선형가속기에 설치하고 실제 환자의 호흡 양상과 유사한, 4초 주기로 2 cm를 직선 운동하도록 제어 시스템을 작동 시켰다. EPID를 개방하고 선원-검출기간 거리를 140 cm으로 고정 시켰다. 모형의 중심을 선형가속기의 중심점에 위치 시킨 후 조사 조건을, 조사영역크기(field size) 20×10 cm, 조사 선량률 400 MU/분으로 설정했다. 실험에는 10 MV 광자선이 사용되었으며 1,024×768 픽셀 해상도에서 3.3 fps (2 MU/frame)과 6.6 fps (1 MU/frame) 속도로 cine EPID 영상을 획득하여 다이콤 포맷으로 저장했다. 얻어진 영상을 IMVS로 전송한 후 모형 내부에 삽입된 폐 종양 음영을 대상으로 템플릿 유형 정합을 이용하여 상하 방향의 움직임을 추적했다. 추적 결과의 정확도 평가를 위해 기존 비디오 영상기반 추적 시스템(RPM, Varian, USA)을 통해 얻은 결과와 비교했다. 객관적 평가를 위해 두 시스템에서 얻은 추적 신호로부터 평균 주기(peak-to-peak), 진폭(amplitude), 일치성을 분석했다. 두신호의 일치성 검사를 위해 인가된 신호를 기준으로 제곱 평균(RMS, Root mean square)을 구했다.

결 과

Fig. 5는 IMVS의 성능 평가를 위해 획득한 선형 운동 모형의 cine EPID 영상으로, 모형 내부에 묘사한 폐와 폐 종양 음영의 관찰과 정량적인 분석이 가능했다. IMVS를 이용해 cine EPID에 나타난 폐 종양 음영을 추적하여 획득한 움직임 신호와 기존 RPM 장치를 통해 획득한 신호의 객관적 평가를 위해 두신호를 중첩하여 비교했다(Fig. 6). RPM은 체표에 부착한 외부 표지자의 움직임을 분석하는 시스템으로 측정된 신호의 진폭은 내부 표지자의 움직임 진폭과 정확히 일치하지 않는다. 따라서 RPM으로부터 획득한

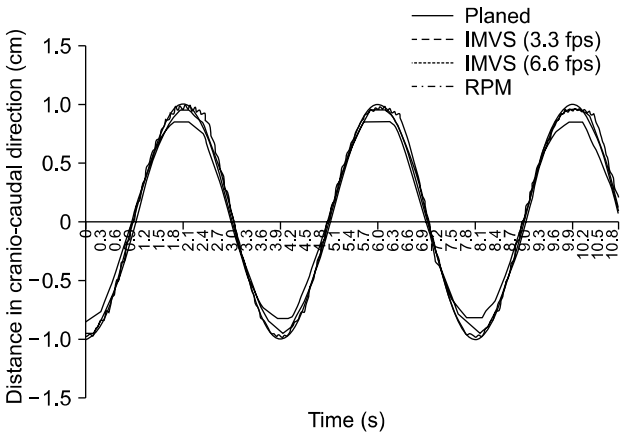

Fig. 6. This graph shows the movement of the phantom from cine EPID and RPM system as a function of time.

Table 1. Comparison of average cycle, amplitude, and RMS resulting from IMVS and RPM.

	IMVS (3.3 fps)	IMVS (6.6 fps)	RPM
Average cycle (sec.)	3.98±0.11	4.005±0.001	3.95±0.02
Average amplitude (cm)	1.85±0.02	1.94±0.02	-
RMS	0.1044	0.0480	-

신호는 비교의 용이성을 위하여 모형에 인가된 움직임 진폭(2 cm)를 기준으로 진폭을 정규화했으며 진폭의 정확도 분석에서는 배제 시켰다. IMVS와 RPM으로부터 획득한 움직인 신호의 평균 주기는 각각 3.98±0.11 (IMVS 3.3 fps), 4.005±0.001 (IMVS 6.6 fps), 3.95±0.02 (RPM)초로 계획된 신호(4초)와 근소한 차이를 보이며 잘 일치했다(Table 1). IMVS 시스템을 통해 획득한 신호의 진폭은 평균 1.85±0.02 cm (3.3 fps), 1.94±0.02 cm (6.6 fps)으로 실제 진폭(2 cm)에 비해 각각 0.15 cm (오차 7.5%) 및 0.06cm (오차 3%)의 차를 보였다. 이러한 결과는 cine EPID의 영상 획득 속도와 밀접한 관계를 가지는 것으로 생각된다. IMVS로부터 측정한 신호와 모형이 움직이는 신호간의 일치성 평가를 위해 인가된 신호를 기준으로 계산한 RMS 값은 각각 0.1044 (IMVS 3.3 fps), 0.0480 (IMVS 6.6 fps)로 영상 획득 해상도가 높을수록 계획한 신호에 잘 일치했다.

고 찰

IMVS는 실제 치료 시 방사선 조사 중에 획득한 cine EPID 영상을 사용하여 내부 장기의 움직임을 추적하고 이를 치료계획 중 4DCT를 통해 획득한 정보와 비교하여 호흡에 의한 종양의 위치 변동과 설정된 치료 여유의 적정성을 평가하기 위해 고안되었다. 따라서 별도의 추가적인 환자 피폭 없이 내부 장기의 움직임을 직접 추적할 수 있는 장점을 갖고 있다. 또한 IMVS의 제작으로 분석 절차를 간소화하여 사용자 편리를 높였다.

IMVS를 포함하여 cine EPID 영상을 이용한 내부 장기 움직임 분석 기술을 임상에 적용하기 위해서는 몇 가지 고려해야 할 사항이 있다. MV X선의 특성상 KV 영상에 비해 화질이 떨어져 유형 정합을 위한 식별 가능한 내부 표지자 선택이 쉽지 않다. 이러한 문제 해결을 위해 종양이나 근처 주변 조직에 식별이 용이한 금속 표지자를 삽입하는 방법이 일부 연구자에 의해 소개되었지만,[10] 침습적인 시술을 필요로 하는 임상적 문제로 인해 광범위하게 적용되지는 못하고 있다. 본 연구는 cine EPID 영상에서 식별 가능한 체내 구조물로, 간암 환자의 간동맥화학색전술(trans-arterial chemoembolization) 후 종양 근처에 집적된 리피오돌(lipiodol), 우상엽에 위치한 간 종양이나 폐암 환자에서의 횡격막 또는 폐 중심에 독립된 종양 등을 목표로 하고 있다. 그러나 이에 대한 임상 적용을 위해서는 많은 임상 경험과 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 또한 공간 선량 분포 개선을 목적으로 동적 쐐기(Dynamic Wedge)를 사용하는 경우 부분적으로 콜리메이터(collimator)를 이용해 조사면이 가려지는 시간 동안에는 영상을 얻기 어려운 단점을 안고 있다. 이러한 제약은 세기변조 방사선치료(IMRT, intensity modulated radiation therapy)에서도 비슷하게 나타난다. 치료 중 발생하는 불확실성을 극복하기 위한 다양한 시스템이 소개 되었으며[11] 각각의 시스템은 장점과 단점을 동시에 가지고 있다. 한 가지 시스템으로 모든 불확실성을 제거 할 수 있다면 가장 이상적이겠지만 다양한 치료 환경이 요구되는 임상에서 모든 욕구를 충족하기는 어렵다. 따라서 각각의 환자와 임상 환경에 맞는 시스템을 선택하고 적용하는 것이 필요하다. 이런 관점에서 본 연구는 치료 계획 단계에서 DRR 영상을 생성하고 이를 통해 IMVS의 적용 가능성을 간접적으로 평가한 후 적용 가능한 환자에게만 적용하고자 한다.

치료 중 획득하는 cine EPID 영상을 사용하는 IMVS는 이론적으로는 실시간 내부 장기 움직임 분석이 가능하지만 EPID 영상 획득 및 생성, 전송 과정에서 발생하는 EPID 고유의 지연 현상으로 인해 본 연구에서는 실시간 분석이 불가능했다. 또한 결과에서 언급된 움직임 진폭 측정 오차는 시간당 영상 획득 프레임 수를 증가시킴으로써 해결이 가

능하며, 이러한 문제 해결을 위해서는 장비 제조사의 기술적 협조가 필요하다. 그러나, 외부 표지자와 내부장기간 움직임 연관성이 낮아지는 호흡이 불규칙한 환자 군에서 IMVS는 보다 유용할 것으로 생각된다. 따라서 본 연구에서는 치료 첫날 IMVS를 통해 내부 장기의 움직임을 분석하고 이를 치료계획에서 얻은 결과와 비교하여 치료 중 움직임이 설정된 치료 여유를 초과하는 경우 이를 수정하도록 절차를 정립했다. 또한 첫 치료 후에도 주기적으로 동일 철자를 반복하여 치료 중 내부 장기의 움직임에 의한 불확실성을 최소화하고자 한다.

결 론

4DCT를 통해 설정된 내부 장기의 움직임을 검증하기 위해 cine EPID 영상을 이용한 내부 장기 움직임 추적 시스템, IMVS를 고안하고 이의 유용성을 모형을 이용하여 평가 했다. 폐와 폐 종양을 묘사한 모형으로 얻은 cine EPID 영상으로부터 내부 장기의 확인이 용이했으며 이를 이용한 추적을 통해 모형의 움직임을 3% 오차 범위 내에서 확인 가능하였다. 본 연구를 통해서 자체 제작한 IMVS를 이용한 치료 중 내부 장기 움직임 검증 절차를 정립하였고 절차 간소화를 통해 사용상의 편리성을 높였다. 본 연구에서 개발한 시스템은 영상획득에 지연이 없고, 시간당 더 많은 수의 영상획득을 지원하는 보다 진보된 사양의 EPID와 결합하면 실시간 내부 장기움직임 확인에 사용가능 할 것이다.

참 고 문 헌

1. 신은혁, 박희철, 한영이, 주상규, 신정석, 안용찬: 호흡연습장치를 적용한 호흡교정법의 영향 평가. 대한방사선종양학회지 26:181-188 (2008)
2. 주상규, 홍채선, 박희철 등: 사차원전산화단층촬영과 호흡연동 직각 Kilovolt 준비 영상을 이용한 간 종양의 움직임 분석. 대한방사선종양학회지 28:155-165 (2010)
3. Shirato S, Shimizu T, Kunieda T, et al: Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. Int J Radiation Oncology Biol Phys 48(4):1187-1195 (2000)
4. Shirato M, Oita K, Watanabe Y, et al: Feasibility of synchronization of real-time tumor-tracking radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy from viewpoint of excessive dose from fluoroscopy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 60(1):335-341 (2004)
5. Gierga J, Brewer GC, Betke M, et al: The correlation between internal and external markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. Int J Radiat Oncol Biol Phys 61(5):1551-1558 (2004)
6. Tsunashima T, Sakae Y, Shioyama K, et al: Correlation between the respiratory waveform measured using a respiratory sensor and 3D tumor motion in gated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 60(3):951-958 (2004)
7. Arimura HY, Egashira Y, Shioyama K, et al: Computerized method for estimation of the location of a lung tumor on EPID cine images without implanted markers in stereotactic body radiotherapy. Phys Med Biol 54(3):665-677 (2009)
8. Berbeco RI, Hacker F, Ionascu D, Mamon HJ: Clinical feasibility of using an EPID in CINE mode for image-guided verification of stereotactic body radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 69(1):258-266 (2007)
9. Tang T, Lin S, Jiang S: A feasibility study of treatment verification using EPID cine images for hypofractionated lung radiotherapy. Phys Med Biol 54:S1-S8 (2009)
10. Keall AD, Todor S, Vedam CL, et al: On the use of EPID-based implanted marker tracking for 4D radiotherapy. Med Phys 31(12):3492-3499 (2004)
11. Simpson DR, Lawson JD, Nath SK, Rose BS, Mundt AJ, Mell LK: A survey of image-guided radiation therapy use in the United States. Cancer 116:3953-3960 (2010)

연속촬영 전자조사 문 영상을 이용한 오프라인 기반 치료 중 내부 장기 움직임 확인 시스템의 개발

*성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학교실, †명지대학교 전자공학과

주상규*・홍채선*・허 웅†・김민규†・한영이*・신은혁*
신정석*・김진성*・박희철*・안성환*・임도훈*・최두호*

방사선치료 중 내부 장기의 움직임을 확인하고 이를 보정하는 것은 움직이는 종양에 정확히 방사선을 조사하는데 매우 중요한 역할을 한다. 실제 치료 중 획득한 연속촬영 전자조사 문(cine EPID) 영상을 이용해 치료 중 내부 장기 움직임을 추적하는 오프라인 기반 분석 시스템(IMVS, Internal-organ Motion Verification System using cine EPID)을 개발하였고 모형을 이용하여 개발된 시스템의 정확도와 유용성을 평가했다. IMVS는 cine EPID영상을 이용한 내부 장기 움직임 추적을 위해 내부 표지자를 이용한 유형 정합 알고리즘을 이용했다. 시스템의 성능평가를 위해 폐와 폐 종양을 묘사한 인체 모형과 이를 상하(SI, superior-inferior)방향으로 직선 운동시키는 구동 장치와 제어 프로그램을 고안했다. 모형을 4초 주기로 2 cm 직선 운동 시키면서 10 MV X선으로 3.3 fps, 6.6 fps속도로 cine EPID 영상(1,024×768 해상도)를 획득했다. 획득된 cine EPID 영상은 IMVS를 이용하여 표적의 움직임을 추적하고 기존 외부 표지자를 이용한 비디오 영상 기반 추적 시스템(RPM, Real-time Position Management, Varian, USA)으로부터 얻은 결과와 비교했다. 정량적 평가를 위해 두 시스템으로부터 움직임의 평균 주기(Peak-To-Peak), 진폭과 패턴(RMS, Root Mean Square)을 측정하여 비교했다. RPM과 IMVS로 측정한 폐 종양 모형의 움직임 주기는 각각 3.95±0.02 (RPM), 3.98±0.11 (IMVS 3.3 fps), 4.005±0.001 (IMVS 6.6 fps) 초로 실제움직임 주기인 4초와 잘 일치했다. IMVS로 획득한 모형 내부장기의 평균 움직임 진폭은 3.3 fps에서 1.85±0.02 cm, 6.6 fps에서 1.94±0.02 cm으로 실제 진폭 2 cm에 비해 각각 0.15 cm (오차 7.5%) 및 0.06 cm (오차 3%)의 차를 보였다. 움직임 신호의 일치성 평가를 위해 측정한 RMS는 0.1044 (IMVS 3.3 fps), 0.0480 (IMVS 6.6 fps)로 계획된 신호와 잘 일치 했다. cine EPID 영상을 이용하여 내부 표지자의 움직임을 추적하는 IMVS는 모형 실험에서 내부 장기의 움직임을 3% 오차 내에서 확인 가능했다. IMVS는 치료 중 내부장기 움직임을 측정하고 이를 사차원 방사선 치료계획과 비교하여 오차를 보정하는데 기여할 것으로 생각된다.

중심단어: 연속촬영 전자조사 문 영상, 내부장기 움직임 추적, 내부 표지자, 사차원 방사선치료