

4차원 방사선 치료시 영상 추적기술의 최적화

*가천의과대학 의공학과, †성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과, ‡한양대학교 원자력공학과

박종인* · 신은혁^{†‡} · 한영이[†] · 박희철[†] · 이재기[‡] · 최두호[†]

4차원 방사선치료시 환자의 정확한 호흡 조절을 위한 바이오피드백 시스템의 개발을 위해 IR (Infra-red) 카메라 뿐만 아니라 일반 카메라에서 얻는 영상에서 표적의 움직임을 추적하는 최적화된 추적 알고리즘을 찾고자 한다. 본 연구에서는 LabVIEW 2010을 사용해서 시스템을 구성하였다. 모션팬텀(motimo Phantom)의 움직임을 카메라 (IR 카메라와 일반 카메라)를 통하여 영상을 획득하고 영상처리를 거친 후 ROI (Region of interest)를 설정하여, 영상에서 지정한 ROI와 패턴 매치된 점의 상하의 움직임만 좌표로 기록하였다. 영상처리에는 문턱값을 사용하여 이진화된 영상을 만들고 Sobel, Prewitt, Differentiation, Sigma, Gradient, Roberts 등의 여러 윤곽선 강조방법들을 적용한 후에 영상을 합하여 사용했다. 다양한 방법들의 성능을 객관적으로 평가하기 위한 인자로 'score' 값을 정의하여 성능을 비교하였다. 모든 방법들을 최대한 같은 조건에서 비교하기 위해서 5분씩 3번 반복하여 측정하여 ASCII 파일로 저장하여 저장된 'score' 값의 평균값과 표준편차를 구하여 비교하였다. 문턱값만을 적용한 영상의 score는 706이고 표준편차는 84였다. 윤곽선강조를 사용한 알고리즘들의 score와 표준편차는 각각 Sobel 794와 64, Differentiation 770과 101, Gradient는 754과 85, Prewitt 763과 75, Roberts 777와 93, Sigma 822와 62였다. 가장 좋은 효율을 보인 알고리즘은 Sigma방법이었다. 추적 효율이 가장 좋게 나온 Sigma방법을 이용해서 호흡을 조절하여 호흡동조 방사선치료를 시행할 때 카메라(IR 카메라 및 일반 카메라)상의 점 추적에 대한 정확도의 증가로 치료 효율을 높일 수 있을 것이라 기대된다.

중심단어: 4DRT, RPM signal, Respiratory gated radiation therapy, Respiration analysis

서 론

방사선 치료기술의 발전으로 치료표적의 주변정상조직에는 최소한의 선량이 전달되도록 하고, 대부분의 선량을 종양부위에 집중적으로 조사하는 것이 가능해졌다. 특히, 호흡운동에 영향을 받는 폐, 간, 복부부위의 종양에 대한 방사선치료는 지속적으로 증가하고 있다. 이에 따라 4차원 호흡동조 방사선치료(4-dimensional Radiation Therapy, 4D-RT) 및 체부정위 방사선치료(stereotactic body radiation therapy, SBRT)를 사용한 치료가 늘어나고 있다.¹⁻⁴⁾

호흡동조 방사선치료는 치료 중 또는 치료간 발생하는 장기의 기하학적인 움직임의 변동에 따라 빔을 제어하는 치료다. 현재 선형가속기 기반의 대부분의 호흡동조 방사

선치료는 호흡을 모니터링하는 체외표지자의 움직임만을 추적하여, 일정 호흡주기에서 방사선을 조사하는 게이팅방법이 사용되고 있으며, RPM (Real-time Position Management) 시스템(Varian, Palo Alto, USA)이 호흡 모니터링에 많이 사용되고 있다.⁵⁻⁷⁾

특히, 체부정위 방사선치료는 치료시간이 길기 때문에 규칙적이고 안정된 호흡주기 및 호흡량을 갖도록 환자를 교육하고 호흡을 연습시키는 것이 매우 중요하다.^{8,9)} 따라서, 체부정위 방사선치료를 받는 환자에게는 치료 전 호흡을 규칙적으로 유도하는 호흡연습 프로그램을 개발하여 사용하고 있다.¹⁰⁾ 또한, 만성 폐쇄성질환(Chronic obstructive pulmonary disease, COPD), 천식, 낭포성섬유증 등과 같은 폐와 관련된 질병에 바이오피드백을 이용한 호흡동조 방사선치료가 증가하는 추세이며,¹¹⁻¹⁶⁾ 환자에게 피드백을 할 때 치료효율을 더 높일 수 있다.¹⁷⁾

이러한 환자 훈련 프로그램과 호흡동조 방사선치료는 공통적으로 종양의 움직임의 지표인 영상으로 획득하는 마커의 움직임을 정확하게 추적할 수 있어야 한다. 따라서, 획득한 영상의 관심영역(region of interest)을 강화하기 위하여

본 연구는 교육과학기술부의 일반연구자사업(과제번호2010-0011771)과 (재)인성의과학연구재단의 지원을 받아 수행되었음.
이 논문은 2012년 1월 9일 접수, 2012년 2월 21일 채택되었음.
책임저자 : 신은혁, (135-710) 서울시 강남구 일원동
삼성서울병원 방사선종양학과
Tel: 02)3410-3772, Fax: 02)3410-2619
E-mail: Eunkyuk.shin@samsung.com

영상의 전처리(예: edge detection)와 같은 영상추적 기법들을 의학영상에 이용하는 시도가 있었다.^{18,19)}

본 연구에서는 호흡동조 방사선치료시 사용되는 호흡연습 프로그램의 추적 효율을 높이기 위하여 영상 시스템의 추적 알고리즘을 최적화하였다. 구체적으로는 마커부분의 영상을 강조하기 위한 다양한 알고리즘을 적용하여 각 알고리즘의 효율성을 평가하여 최적의 알고리즘을 찾고자 하였다.

재료 및 방법

1. 영상획득 및 추적 시스템

영상추적 시스템은 Labview 2010 (National Instrument Inc., Austine, USA)을 사용하여 개발하였다. 개발한 프로그램은 RPM 시스템에서 사용하는 IR카메라와 일반 카메라 모두에게 적용 가능하며, 카메라로부터 컴퓨터로 영상신호를 전송하기 위해서 영상획득 하드웨어인 비전보드(Vision board) (Nation Instrument Inc., Austine, USA)를 사용하였다. 획득한 영상은 모두 영상처리를 거쳤다. 영상처리에는 Threshold와 edge detection을 사용하여 각각의 영상을 더하였으며, 영상처리된 영상에서 구동팬텀의 마커부분을 ROI (Region of Interest)로 설정하였다. 설정된 ROI는 실시간으로 계속 획득하는 영상의 마커부분과 패턴매칭을 거치고, 이 영상추적기법들의 성능을 비교하기 위한 지표를 만들어 평가하였다.

구동 팬텀은 자체제작하여 움직임의 주기와 크기를 다양하게 조절가능하며, 움직임의 정확성은 99.9%의 경우 2 mm 이내의 오차인 것을 검증하였다.²⁰⁾

2. 영상처리

1) 영상의 이진화: IR 카메라나 일반카메라를 통해 획득

하는 영상은 모두 Threshold를 거치게 된다. 사용한 Threshold는 영상의 전 영역에 적용하는 Global threshold 중 auto threshold 방법이며 그 중 클러스터링(clustering) 기법을 사용했다. Auto threshold는 upper threshold 값과 lower threshold를 따로 정해주는 것이 아니라 자동으로 밝기값을 고려해서 물체를 구분해준다. 구분된 물체의 밝기값을 255로 만들고 나머지는 0으로 만들어 영상을 이진화하였다. 클러스터링(Clustering)의 문턱값은 식 (1)의 조건을 만족하여야 한다.

$$\frac{\mu_1 + \mu_2}{2} = k \tag{1}$$

k : 문턱 픽셀값

μ_1 : 0과 k 사이의 모든 픽셀값을 가지는 픽셀들의 평균값

μ_2 : $k+1$ 과 255 사이의 픽셀값을 가지는 픽셀들의 평균값

위 식을 통하여 정해진 문턱값을 가지고 영상을 이진화한다.

2) 윤곽선 강조: 윤곽선 강조는 비선형 고주파필터인 Sobel, differentiation, gradient, Prewitt, Roberts, Sigma 등의 6 가지 방법을 사용하였다. 비선형 필터는 이웃픽셀들에 작용하며 주변 픽셀들을 비선형적으로 각각의 픽셀값들을 바꿔준다. 영상처리 전과 영상처리 후의 획득하는 영상은 Fig. 1에서와 같이 GUI (Graphic User Interface)상에서 볼 수 있다. 윤곽선이 강조된 각각의 영상은 Fig. 2와 같이 threshold후의 영상과 같은 픽셀끼리 값을 합하여 추적하고자 하는 마커의 영상정보를 강화 하였다.

(1) Prewitt: Prewitt 필터는 수직축과 수평축을 따라서 밝기값의 눈에 띄는 변화가 일어나면 윤곽선을 따라서 강조한다. 아래의 Prewitt 콘볼루션커널을 사용하여 얻어진 수평축과 수직축의 gradient의 최대값을 각각의 픽셀에 할

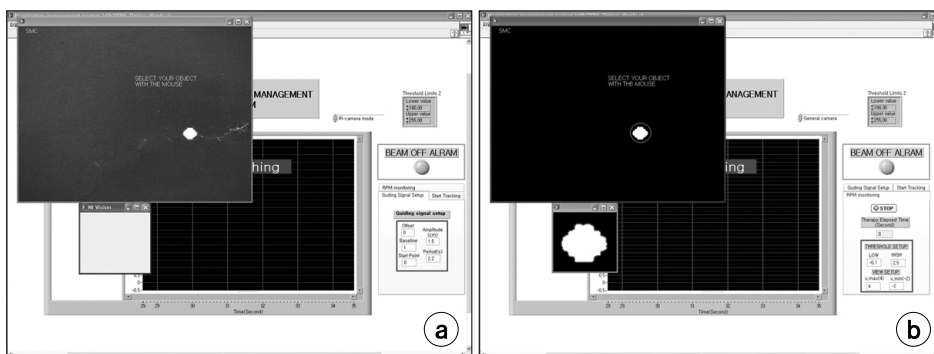


Fig. 1. Marker image processing with edge detection and threshold. (a) Image without edge processing. (b) Image combined edge detection and threshold.

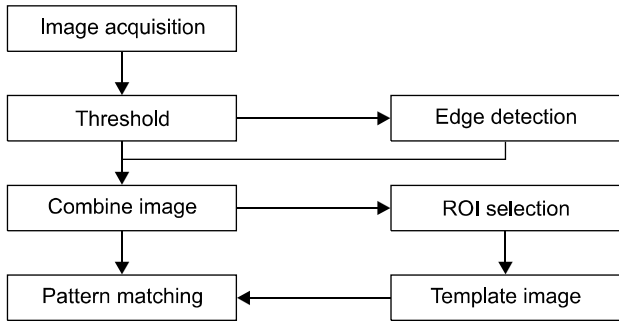


Fig. 2. Flow chart of marker tracking with image processing.

당한다.

-1	0	1	-1	-1	-1
-1	0	1	0	0	0
-1	0	1	1	1	1

실제의 적용은 아래의 식 (2)와 같다.

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i+1,j-1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i+1,j)} - P_{(i-1,j)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i-1,j+1)}|, |P_{(i-1,j+1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i,j+1)} - P_{(i,j-1)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i+1,j-1)}|] \quad (2)$$

(2) Sobel: Sobel 필터는 Prewitt t 필터와 마찬가지로 수직축과 수평축을 따라가면서 밝기값의 큰 변화를 강조한다. 아래의 Sobel 콘볼루션커널을 사용하여 얻어진 수평축과 수직축의 gradient의 최대값을 각각의 픽셀에 할당한다.

-1	0	1	-1	-2	-1
-2	0	2	0	0	0
-1	0	1	1	2	1

Sobel 필터는 Prewitt 필터와는 다르게 Sobel 필터는 수직축과 수평축 방향의 중간 픽셀에 높은 가중치를 준다. Prewitt 필터는 꺾인 윤곽부분을 강조하는 경향이 있고, 반면에 Sobel 필터는 정사각형의 윤곽부분을 추출할 때 유리하다. 실제로는 식 (3)과 같이 적용된다.

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i+1,j-1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i+1,j)} - P_{(i-1,j)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i-1,j+1)}|, |P_{(i-1,j+1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i,j+1)} - P_{(i,j-1)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i+1,j-1)}|] \quad (3)$$

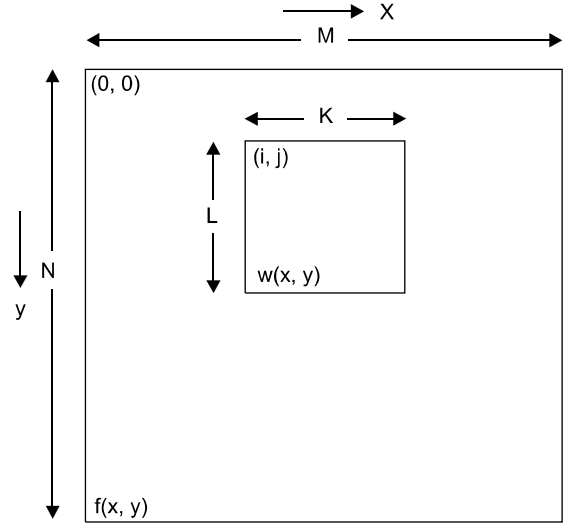


Fig. 3. Schematic of pattern matching procedure with correlation.

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i-1,j+1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i,j+1)} - P_{(i,j-1)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i+1,j-1)}|, |P_{(i-1,j+1)} - P_{(i-1,j-1)} + P_{(i,j+1)} - P_{(i,j-1)} + P_{(i+1,j+1)} - P_{(i+1,j-1)}|] \quad (3)$$

(3) Differentiation: Differentiation filter는 식 (4)와 같이 각각의 픽셀과 그것의 3개의 좌측상단의 이웃픽셀간의 밝기를 비교해서 변화가 일어나는 곳에서 윤곽선을 강조하면서 윤곽을 만들어낸다.²¹⁾

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i-1,j)} - P_{(i,j)}|, |P_{(i-1,j-1)} - P_{(i,j)}|, |P_{(i,j-1)} - P_{(i,j)}|] \quad (4)$$

(4) Gradient: Gradient 방법은 수직축을 따라서 밝기값의 변화가 일어나는 곳을 강조하며 윤곽선을 강조한다. 식 (5)와 같이 픽셀의 새로운 값은 새로운값의 상단의 이웃픽셀과의 차이와 두개의 좌측 이웃픽셀간의 차이 중 최대값을 가지는 절대값으로 바뀐다.

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i,j-1)} - P_{(i,j)}|, |P_{(i-1,j-1)} - P_{(i-1,j)}|] \quad (5)$$

(5) Roberts:

$$P_{(i,j)} = \max[|P_{(i-1,j-1)} - P_{(i,j)}|, |P_{(i,j-1)} - P_{(i-1,j)}|] \quad (6)$$

Roberts는 식 (5)와 같이 대각선축을 따라서 밝기값의 변화가 일어나는 곳을 강조하고 윤곽선을 강조한다.

(6) Sigma: Sigma 필터는 밝기의 변화의 차가 크지 않다

Table 1. Scores and standard deviations (SD) for pattern matched images using threshold only and threshold and edge detection algorithms.

	TO	Differentiation	Gradient	Prewitt	Roberts	Sigma	Sobel
1 st	757±85	787±91	720±98	770±80	773±69	806±72	816±92
2 nd	648±88	767±95	778±76	753±56	771±107	834±46	767±54
3 rd	714±80	756±116	763±82	766±89	789±102	825±67	749±47
Average	706±84	770±101	754±85	763±75	777±93	822±62	794±64

TO: Threshold only.

면 이웃 픽셀들의 평균값으로 바꾼다.

만약 $P_{(i, j)} - M > S$ 이면, $P_{(i, j)} = P_{(i, j)}$ 이고 그렇지 않으면 $P_{(i, j)} = M$ 이다. M 은 $P_{(i, j)}$ 와 그것의 이웃들의 평균값이며, S 는 표준편차, $P_{(i, j)}$ 가 $[M - S, M + S]$ 사이의 값을 가지면 평균값인 M 으로 설정한다.

3. 영상추적알고리즘의 효율성 평가

영상추적 알고리즘의 평가를 위하여 움직임의 정확성이 검증된 구동 팬텀을 사용하였으며, 정지상태에서 구동 팬텀의 셋업을 마무리한 뒤에 ROI를 설정하고 팬텀을 구동하여 영상을 획득한다. 영상의 패턴매칭을 위해서 프로그램은 ROI를 설정할 수 있게 만들었다. 설정된 ROI는 템플릿영상으로 바뀌게 되며, 실시간으로 비전보드(vision board)를 통해 획득한 영상의 마커를 추적한다.

영상추적 알고리즘들을 비교하기 위해서 Normalized Cross Correlation (NCC)를 사용하였다. NCC는 영상간의 선형적인 차이와 기하학적인 동일성을 측정하기 위해 영상관련 연구에서 널리 사용되고 있다. NCC의 과정은 Fig. 3과 같다. 영상은 Fast fourier transform (FFT)를 사용하여 주파수도메인으로 변경한다. 템플릿영상이 회전을 하면서 획득하는 영상의 마커부분과 일치하는 부분이 있을 때 최적의 위치를 얻어내며 이때 사용되는 식은 아래 식(7)과 같다. NCC를 통해 얻어진 값은 영상추적 알고리즘의 효율을 평가하는 지표인 score로 변환하여 사용하였다. 0을 최소값으로 하고, 1,000을 최대값으로 하도록 하였고 score 값이 0이면 템플릿 영상과 획득하고 있는 영상이 일치하는 부분이 없음을 의미하고, 1,000은 영상이 서로 완벽히 일치함을 의미한다. 각각의 영상추적기법들을 동일한 조건으로 비교하기 위해서, 5분 동안 측정하며 이를 3번씩 반복하였다.

$$C(i, j) = \sum_{x=0}^{L-1} \sum_{y=0}^{K-1} w(x, y) f(x+i, y+j), \quad i=0, \dots, M-1, \quad j=0, 1, \dots, N-1 \quad (7)$$

위의 식에서 $C(i, j)$ 는 점 (i, j) 에서의 $w(x, y)$ 와 $f(x, y)$ 의 correlation을 의미하며, 템플릿영상 $w(x, y)$ 은 크기가 $K \times L$, 획득하는 영상 $f(x, y)$ 는 크기가 $M \times N$ ($K \leq M, L \leq N$)이다. 획득하고 있는 영상 f 의 원점을 좌측상단코너부분으로 가정하고, NCC가 실행될 때 템플릿영상 w 를 영상을 따라 움직이면서 그 영역에서의 C 값을 계산한다. 템플릿 영상의 각각의 픽셀과 획득하고 있는 영상을 곱하며, 그 결과들을 템플릿 영상의 모든 픽셀들에 걸쳐 합한다. C 의 최대값은 가장 잘 일치하는 위치의 w 를 의미한다.

결 과

1. 알고리즘 추적 성능 평가

본 연구에서 마커추적 알고리즘들을 구동 팬텀을 사용하여 5분간 각각의 알고리즘들을 3번씩 반복하여 추적 성능을 평가하였다. 각각의 알고리즘들의 패턴매칭의 효율평가지표인 Score값과 표준편차의 측정결과를 Table 1에서 나타내었다. Original은 Threshold만 적용한 알고리즘이며, 세 번 측정된 결과의 평균값이 706, 표준편차는 84였다. Threshold와 Differentiation의 결과를 합친 영상은 세 번의 측정에서 평균값은 770 표준편차는 101이었으며, Original 영상과 윤곽선 강조기법인 Gradient, Prewitt, Roberts, Sigma, Sobel와 각각 합쳐서 얻어낸 결과는 순서대로 score의 평균값은 754, 763, 777, 822, 794이었으며, 표준편차는 85, 75, 93, 62, 64였다. 모든 알고리즘은 영상처리를 거쳤음에도 50 ms 이내의 시간지연으로 거의 실시간으로 영상을 추적가능하다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 체부정위 방사선치료 및 호흡동조 방사선치료중 환자의 호흡신호를 이용하여 치료할 때 사용하는 RPM에서 마커를 추적하는 알고리즘을 구성하였다. 영상처리에 흔히 쓰이는 Threshold를 통해 픽셀정보를 이진화하여

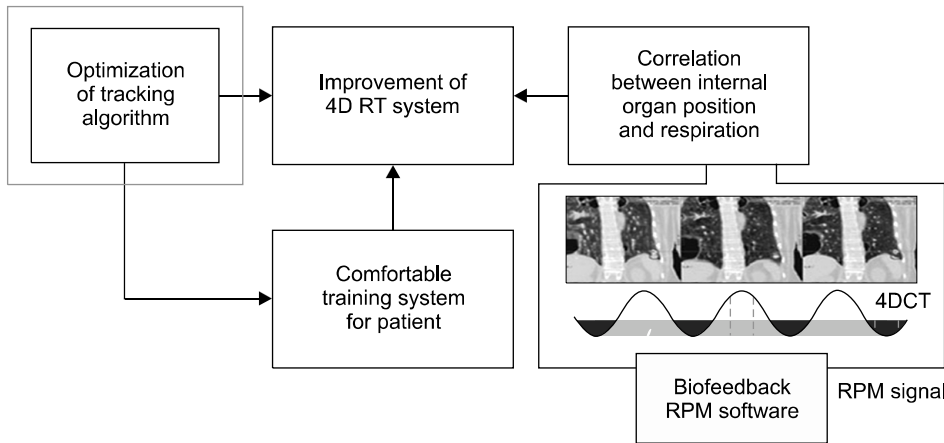


Fig. 4. Flow chart to improve 4-dimensional radiation therapy.

윤곽선을 강조하는 방법으로 비교적 연산이 복잡하지 않은 기법들을 사용하였다. 이 중 Threshold는 auto threshold를 사용해서 주변의 상황이 달라지더라도 물체를 구분해준다. 따라서 영상획득시 치료실의 밝기나 환자의 옷이 달라져도 큰 영향을 받지 않고 우리가 원하는 마커만 추적할 수 있다. 영상추적 알고리즘은 최종적으로는 Fig. 4에서처럼 4차원 방사선치료시 효율을 높이기 위해서 적용하였다.

본 연구에서 사용된 영상추적 알고리즘들 중 가장 높은 score는 문턱값과 Sigma방법을 합친 영상에서 패턴매칭을 한 결과였다. 상대적으로 복잡하지 않은 영상처리기법들을 사용한 이유는 영상처리와 패턴매칭으로 시간지연이 너무 커지지 않도록 하기 위함이다. 사용한 모든 알고리즘에서 문턱값은 공통적으로 사용되기 때문에 성능의 차이는 윤곽선강조기법에 따라서 달라진 것이며, 모든 알고리즘들에 대해영상처리를 거치지 않은 영상보다 Score값이 모두 증가했다. 이는 윤곽선을 강조한 영상을 더하여 마커의 패턴을 이루는 정보가 늘어났기 때문이다. 알고리즘은 환자 위에 놓인 적외선 반사마커를 모든 호흡주기에서 정확하게 추적할 수 있어야하기 때문에 표준편차가 작은 알고리즘이 이상적이다. Score는 600점 이상이면 추적이 가능하므로 사용한 모든 알고리즘이 추적가능 하였다. 그러나, Sigma 방법을 사용한 알고리즘이 표준편차도 가장 낮고 평균 Score도 다른 알고리즘들에 비해 더 높기 때문에 최적화된 알고리즘이라고 할 수 있다.

게이팅(gating)을 사용하는 방사선치료에서 정상조직에는 최소한의 선량과 종양에는 최대한의 선량을 정확하게 전달해야하며, 이를 위해서 환자의 호흡훈련이 중요하여^{2,20)} 호흡연습이 필요하다(Fig. 5). 환자의 호흡훈련시에 IR 카메라를 사용하지 않고 호흡 상태를 추적하기 위해서는 정확한

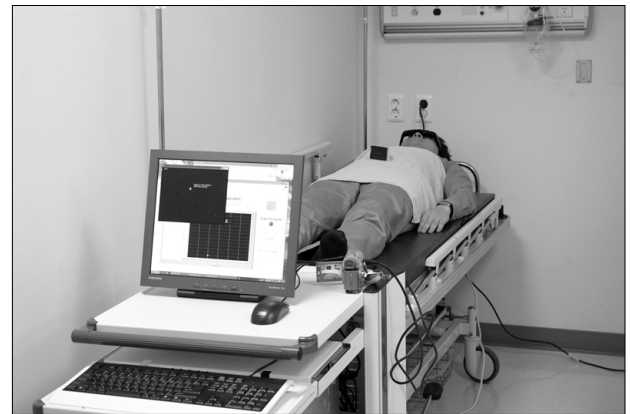


Fig. 5. Experimental setup of the patient respiratory training system.

마커추적 알고리즘이 필요하다. 환자는 현재 개발된 호흡훈련 소프트웨어를 사용해서 고글 모니터상의 가이드 신호를 보고 훈련을 한다. 그러나 본 연구에서 개발한 추적 알고리즘을 구현한다면 IR 카메라를 사용한 RPM 영상을 사용하는 치료실 환경뿐만이 아니라, IR 카메라가 없는 환경에서 일반카메라를 이용하여 마커를 추적할 수 있다. 즉, 환자가 자신의 호흡을 보면서 호흡을 조절하는 바이오피드백 훈련과 치료시스템의 구현이 가능하고, 이것은 궁극적으로 방사선치료의 효율을 높일 수 있다.

VARIAN사의 치료기를 이용하여 호흡동조 방사선 치료를 하는 경우에는 RPM 기기를 사용하여 방사선 치료가 행해지고 있다. 하지만 이 기술의 치료의 완성도는 방사선치료 시 환자의 호흡의 안정성에 의존하고 있으며, 호흡이 불안정한 환자의 방사선 치료는 치료시간이 길어진다. 뿐만 아니라, RPM 시스템은 호흡주기만을 가지고 호흡의 상

(phase)을 설정하여 호흡동조 방사선 치료에 적용하기 때문에 호흡 패턴 또는 호흡량에 대한 고려가 없어 불규칙한 호흡의 환자인 경우 치료의 정확성은 떨어지게 된다. 바이오피드백시스템을 구현하려면 독립적인 시스템을 구현해야하고 마커추적 알고리즘을 최적화가 필요하다. 따라서, 본 연구에서는 확인한 최적화된 마커추적 알고리즘을 환자 호흡훈련소프트웨어와 연동하여 바이오피드백이 되는 호흡훈련 및 치료시스템을 구현하면 4차원 호흡치료의 효율을 높일 수 있을 것이라고 기대된다.

참 고 문 헌

1. **Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al:** Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 37:4078-4101 (2010)
2. **Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al:** The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 33:3874-3900 (2006)
3. **Park HC, Kin SS, Oh DH, Bae HS:** Clinical considerations for respiration synchronized high-precision radiotherapy. *Korean J Med Physics Supple* 1:7 (2005)
4. **Timmerman RD:** An overview of hypofractionation and introduction to this issue of Seminars in Radiation Oncology. *Semin Radiat Oncol* 18:215-222 (2008)
5. **George R, Keall PJ, Kini VR, et al:** Quantifying the effect of intrafraction motion during breast IMRT planning and dose delivery. *Med Phys* 30:552-562 (2003)
6. **Kubo HD, Wang LL:** Introduction of audio gating to further reduce organ motion in breathing synchronized radiotherapy. *Med Phys* 29:345-350 (2002)
7. **Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig K, et al:** Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys* 2:191-200 (2001)
8. **Kini VR, Vedam SS, Keall PJ, et al:** Patient training in respiratory-gated radiotherapy. *Med Dosim* 28:7-11 (2003).
9. **Venkat RB, Keall P, Sawant A, George R:** Respiratory training using audio visual bio-feedback *Med Phys* 34:2370-2370 (2007)
10. **Shin EH, Han YI, Ju SG, Shin JS, Ahn YC:** Efficacy of a respiration training system on the regularity of breathing. *The J of Korean Society for Radiation Oncology* 26:8 (2008)
11. **Delk KK, Gevirtz R, Hicks DA, Carden F, Rucker R:** The effects of biofeedback assisted breathing retraining on lung functions in patients with cystic fibrosis. *Chest* 105:23-28 (1994)
12. **Esteve F, Gallego J:** The effects of breathing pattern training on ventilator function in patients with COPD. *Biofeedback Self Regul* 21:11 (1996)
13. **Janson-Bjerklie S, Clarke E:** The effects of biofeedback training on bronchial diameter in asthma. *Heart Lung* 11:200-207 (1982)
14. **Khan AU:** Effectiveness of biofeedback and counter-conditioning in the treatment of bronchial asthma. *J Psychosom Res* 21:97-104 (1977)
15. **Khan AU, Staerk M, Bonk C:** Role of counter-conditioning in the treatment of asthma. *J Psychosom Res* 18:89-92 (1974)
16. **Mass R, Dahme B, Richter R:** Clinical evaluation of a respiratory resistance biofeedback training. *Biofeedback Self Regul* 18:211-223 (1993)
17. **George R, Chung TD, Vedam SS, et al.:** Audio-visual biofeedback for respiratory-gated radiotherapy: impact of audio instruction and audio-visual biofeedback on respiratory-gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 65:924-933 (2006)
18. **Leszczynski KW, Shalev S, Cosby NS:** The enhancement of radiotherapy verification images by an automated edge detection technique. *Med Phys* 19:611-621 (1992)
19. **Somkantha K, Theera-Umporn N, Auephanwiriyaikul S:** Boundary detection in medical images using edge following algorithm based on intensity gradient and texture gradient features. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering* 58:7 (2011)
20. **Gierga DP, Shap GC:** The correlation between internal markers for abdominal tumors: implications for respiratory gating. *Int J RadiatOncolBiol Physics* 61:8 (2005)

Optimization of Image Tracking Algorithm Used in 4D Radiation Therapy

Jongin Park*, Eunhyuk Shin^{†‡}, Youngyih Han[†], Heechul Park[†], Jaiki Lee[†], Doo Ho Choi[†]

*Department of Biomedical Engineering, Gachon University of Medicine and Science,

[†]Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine,

[‡]Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

In order to develop a Patient respiratory management system including a biofeedback function for 4-dimensional radiation therapy, this study investigated an optimal tracking algorithm for moving target using IR (Infra-red) camera as well as commercial camera. A tracking system was developed by LabVIEW 2010. Motion phantom images were acquired using a camera (IR or commercial). After image process were conducted to convert acquired image to binary image by applying a threshold values, several edge enhance methods such as Sobel, Prewitt, Differentiation, Sigma, Gradient, Roberts, were applied. The target pattern was defined in the images, and acquired image from a moving target was tracked by matching pre-defined tracking pattern. During the matching of image, the coordinate of tracking point was recorded. In order to assess the performance of tracking algorithm, the value of score which represents the accuracy of pattern matching was defined. To compare the algorithm objectively, we repeat experiments 3 times for 5 minutes for each algorithm. Average value and standard deviations (SD) of score were automatically calculated and saved as ASCII format. Score of threshold only was 706, and standard deviation was 84. The value of average and SD for other algorithms which combined edge detection method and threshold were 794, 64 in Sobel, 770, 101 in Differentiation, 754, 85 in Gradient, 763, 75 in Prewitt, 777, 93 in Roberts, and 822, 62 in Sigma, respectively. According to score analysis, the most efficient tracking algorithm is the Sigma method. Therefore, 4-dimensional radiation therapy is expected to be more efficient if threshold and Sigma edge detection method are used together in target tracking.

Key Words: 4DRT, RPM signal, Gating radiation therapy, Respiration analysis