

랜드마크 (Landmark)를 이용한 방사선 치료 X선 시뮬레이터 영상과 포탈영상의 비교법 연구

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

이정애, 서태석, 최보영, 이형구

방사선 치료목표는 정해진 방사선량을 병변부위에 정확하게 조사시키고 주위 정상조직에는 방사선이 조사되지 않도록 하는 것이다. 이때에 조사야 배치, 차폐체 배치의 부정확성, 환자의 움직임 등으로 병변부위와 치료부위 사이에서 변위오차가 발생할 수 있다. 본 연구에서는 방사선 치료 위치의 확인을 위한 방법으로 랜드마크를 이용하여 포탈영상과 x선 시뮬레이터 영상을 비교하는 알고리즘을 개발하여 방사선 치료 시 발생하는 부정확도를 이동, 스케일, 회전 정도로 나타내어 정량적으로 확인하였다.

등록 알고리즘은 랜드마크 정합 후 필드 경계 정합에 의해 두 영상의 변위오차를 분석하는 순서로 구현된다. 우선 각 영상의 두개의 랜드마크를 이은 대응선분들을 이용하여 변환변수 (이동, 스케일, 회전)를 구하여 랜드마크를 정합하였다. 다음으로 포탈영상의 필드경계를 추출한 후 $\rho-\theta$ technique을 적용하여 두 필드의 변위오차를 계산하였다.

팬텀 포탈영상에 적용하여 이동에서 2mm 이내, 회전에서 1° 이내, 스케일에서 1% 이내의 오차를 보였다.

본 연구의 결과를 통하여 방사선 치료 시 시뮬레이터 영상과 포탈영상을 정량적으로 분석함으로써, 환자 치료의 정확도 확인 연구에 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어 : 방사선 치료 확인, 랜드마크, 영상등록

서 론

방사선 치료는 종양에 고 에너지의 방사선을 집중시켜 이를 치료하는 방법으로 치료의 목표는 정해진 방사선량을 목표부위에 정확하게 조사시키고 주위의 정상조직 및 중요기관에는 방사선이 조사되지 않도록 하는 것이다. 이때에 조사야 배치, 차폐체 (shielding block) 배치의 부정확성, 환자의 움직임 등으로 인하여 치료부위가 아닌 다른 부위에 선량을 조사시키게 되는 결과를 초래할 수 있게 되며, 이로 인해 치료율을 저하시킬 수 있게 된다. 환자 치료 위치의 빈번한 확인으로 치료 시 조사야 배치의 어긋나는 횟수를 줄일 수 있으며, 이러한 목적으로 가

장 많이 사용되는 방법으로는 시뮬레이터 영상과 포탈 영상과의 비교법이다. 시뮬레이터 영상과 포탈 영상을 등록 (registration) 시키는 방법은 스킨마커나 해부학적인 지표 등과 같은 랜드마크를 사용하는 방법, 교차 상관성 (cross-correlation)과 같은 대조도(contrast)를 바탕으로 등록시키는 방법, chamfer matching과 같이 혼합된 방법 등이 있다.[1] 랜드마크를 이용한 방법은 두 영상에서 공통되는 해부학적인 지표[2,3]로 부터 영상을 변환 (transformation)시켜서 좌표를 일치시키는 방법으로 각 영상으로부터 동일한 해부학적인 지표를 선택하는 일이 어렵고, 사용자가 지표를 잡아주는 과정이 필요하며, 이로 인해 시간이 걸린다는 단점이 있다. 교차 상관성을 이용한 방법[4,5,6]은 명암도값 (gray scale value)을 이용한 방법으로 영상의 질이 좋지 않을 경우 관심있는 해부학적인 구조물의 구분이 어려워져 교차 상관성 계산이 어려워 질 수 있으며, 또한 명암도값이 유사

통신저자: 이형구, 137-040 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02-590-2415, Fax: 02-532-1779
E-mail: hkleee@cmc.cuk.ac.kr

한 두 영상에 대해 가능한 방법으로 참고 포탈영상과 포탈영상의 등록만을 수행할 수 있어, 빠르고 편리한 방법이나 널리 사용되지 않는다는. Chamfer matching[7]은 기준 영상에서 정합하려는 경계점들의 픽셀값을 최소로 놓고, 정합하려는 경계점들을 이동, 스케일, 회전값을 변화 시켜가며 거리를 최소화하는 방법이다. 포탈영상으로부터 형태정보를 얼마나 잘 추출할 수 있는가가 이 방법의 정확성을 결정하게 되며 이로 인해 4%에서 10% 가량의 등록 실패율을 가진다.[1]

방사선 치료 위치의 확인을 위한 방법으로 본 연구에서는 시뮬레이터 영상과 포탈영상에서 각각 구분해내기가 비교적 용이한 지표로 랜드마크를 이용하여 X-선 시뮬레이터 영상과 포탈 영상을 비교하는 알고리즘을 개발하여 방사선 치료 시 발생하는 부정확도를 이동, 스케일, 회전 정도로 나타내어 정량적으로 확인하고자 한다.

이론 및 방법

1. 시뮬레이터 영상 획득

X-ray simulator (KXO-15KB, Toshiba)를 이용하여 Alderson Rando Phantom의 두부 표면에 지름 6mm의 납볼 4개를 부착하여, Field size 11×12 cm², SAD 100cm, 빔 조사 방향을 LR (Left and Right)로하여 시뮬레이터 영상을 획득하였다. 획득한 시뮬레이터 필름 영상은 필름 스캐너 (VIDAR, VXR-12 model)를 이용하여 512×512 픽셀, 8 비트 gray level로 디지털화 하였다.(Fig 1.) 픽셀 크기는 대략 0.36mm였다.

2. 포탈 영상 획득

시뮬레이터 필름으로부터 치료 필드를 그려준 뒤 블록을 제조하여, Field size와 SAD, 빔 조사방향 등 동일한 조건에서 6MV photon beam (MEVATRON MX, Siemens)을 2MU 조사하여 팬텀 포탈영상을 획득하였다. Kodak X-Omat V 필름을 사용하였으며, 시뮬레이터 영상과 같은 방법으로 포탈필름 영상을 디지털화하였다.(Fig 2.)

알고리즘의 정확도를 평가하기 위해 이동, 회

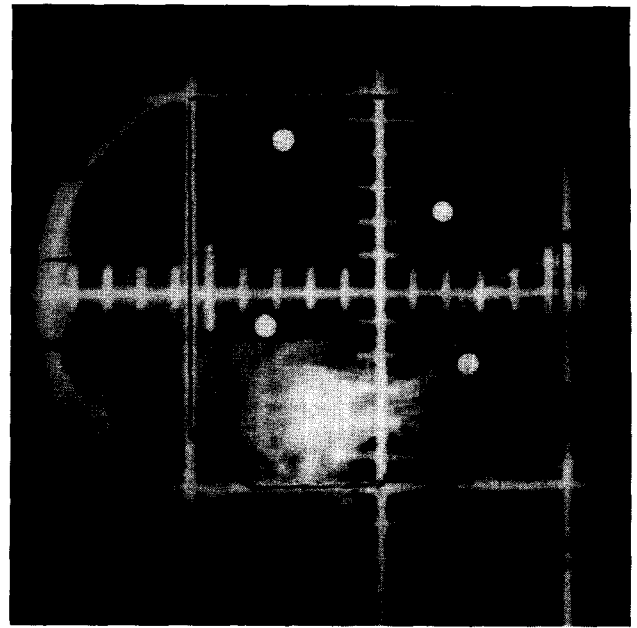


Fig 1. Digitized simulator image

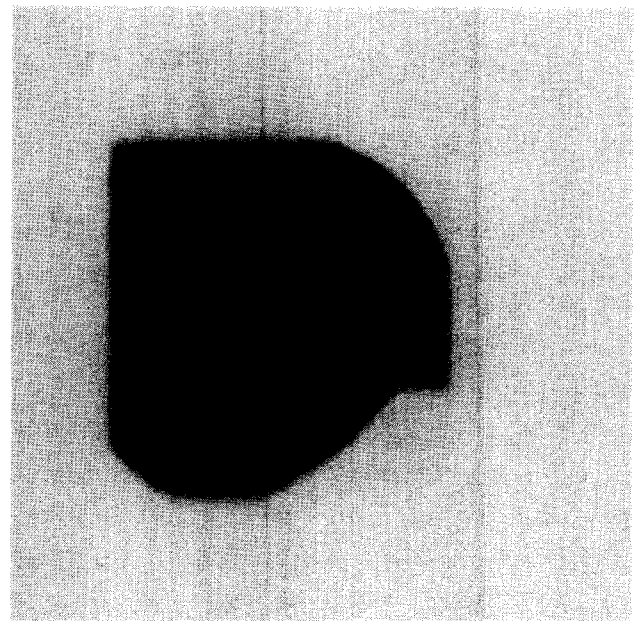


Fig 2. Digitized portal image

전, 스케일 값을 알고 있는 포탈영상을 획득하여, 알고리즘을 구현하여 얻은 결과값과 참값을 비교하게 된다. 이를 위해 포탈영상 획득 시 포탈필드의 이동값을 변화시키기 위하여 X, Y 방향으로 치료기의 테이블을 이동시키며, 콜리메이터 각도를 변화시켜서 회전값을 변화시키고, 필름의 위치를 변화시켜서 스

케일을 조절하였다. 이와 같은 조각의 조합으로 12장의 포탈영상을 획득하였다.

3. 컴퓨터 시뮬레이션 영상 제조

본 연구에서 개발한 알고리즘의 정확성을 평가하기 위하여, 이동, 회전, 스케일 값을 미리 알고 있는 포탈 영상을 획득하여 평가하기로 하였다. 이때 변위값을 변화시켜 얻은 포탈영상은 획득 과정에서 여러 오차가 포함 될 수 있으므로, 이를 배제한 영상에서 본 알고리즘을 평가하기 위하여, Photoshop 5.0과 IDL 5.2 (Interactive Data Language, Research systems Inc., USA)를 사용하여 512×512 픽셀, 8비트 gray level을 갖는 컴퓨터 시뮬레이션 영상을 산출하였다. 산출한 컴퓨터 시뮬레이션 영상은 IDL을 이용하여 이동, 회전, 스케일 값을 변화시킴으로써 알고리즘 평가용 영상들을 만들었다.

4. 알고리즘

랜드마크를 정확히 정합 (matching)했을 때, 치료 setup 오차가 없다면, 시뮬레이터 영상과 포탈영상이 정확하게 일치하여야 한다. 즉 랜드마크를 정합한 후, 포탈필드의 이동, 회전정도를 치료 시 발생하는 변위오차로 간주하여, 랜드마크 정합, 필드 경계 검출, 필드경계 정합 순서로 알고리즘을 구현하였다. 알고리즘 구현 시 포탈영상의 왜곡은 없다고 가정하였다.

4.1 랜드마크 정합

시뮬레이터 영상과 포탈 영상에서 보이는 각각 4개의 랜드마크들을 입력하여 스케일링 계수, 회전 각도, 이동 값을 계산한 후 랜드마크의 centroid를 중심으로 스케일링 계수에 따라 포탈 영상을 확대 혹은 축소시키고, 계산한 회전 각도만큼 영상을 회전시킨다. 포탈영상에서 보이는 랜드마크들의 centroid 위치를 시뮬레이터 영상의 랜드마크들로부터 계산한 centroid 위치로 이동시켜서 랜드마크를 정합하였다. 각 스케일 계수, 회전각도, 이동 값은 다음과 같이 계산하였다.

4.1.1 스케일링 계수, S

시뮬레이터 영상과 포탈 영상에서 각각 두 개의 랜드마크로 형성된 대응선분의 길이 비의 평균을 스케일링 계수로 계산하였다

$$S = \frac{\sum_{i=1}^N l_i / l'_i}{N} \quad (1)$$

l_i : 포탈 영상의 두 랜드마크를 이은 선분의 길이,
 l'_i : 시뮬레이터 영상의 두 랜드마크를 이은 선분의 길이, N : 대응 선분 수.

4.1.2 회전 각도, Ω

두 영상에서 각각의 랜드마크를 이은 대응되는 선분 쌍들이 이루는 각의 평균을 회전 각도로 계산하였다.

$$\Omega = \frac{\sum_{i=1}^N \omega_i}{N} \quad (2)$$

ω_i : 대응 선분 쌍이 이루는 각,

N : 선분 쌍이 이루는 각의 수.

4.1.3 이동, T_x, T_y

각 랜드마크들로부터 계산한 centroid의 X, Y 방향으로의 차를 랜드마크의 이동으로 계산하였다.

$$T_x = X_1 - X_2, T_y = Y_1 - Y_2 \quad (3)$$

centroid 1 (X_1, Y_1) :

$$X_1 = (\sum_{i=1}^n x_{1i})/n, Y_1 = (\sum_{i=1}^n y_{1i})/n$$

centroid 2 (X_2, Y_2) :

$$X_2 = (\sum_{i=1}^n x_{2i})/n, Y_2 = (\sum_{i=1}^n y_{2i})/n$$

Landmarks 1 : $LM_{1i} = (x_{1i}, y_{1i})$

Landmarks 2 : $LM_{2i} = (x_{2i}, y_{2i})$

n : number of points

4.2 필드경계 검출

시뮬레이터 영상과 포탈영상의 랜드마크를 정합한 후, 두개의 필드경계를 정합하기 위하여 두 필드의 경계를 추출한다. 시뮬레이터 영상의 필드경계는 알고리즘 구현을 위해 개발한 소프트웨어 상에

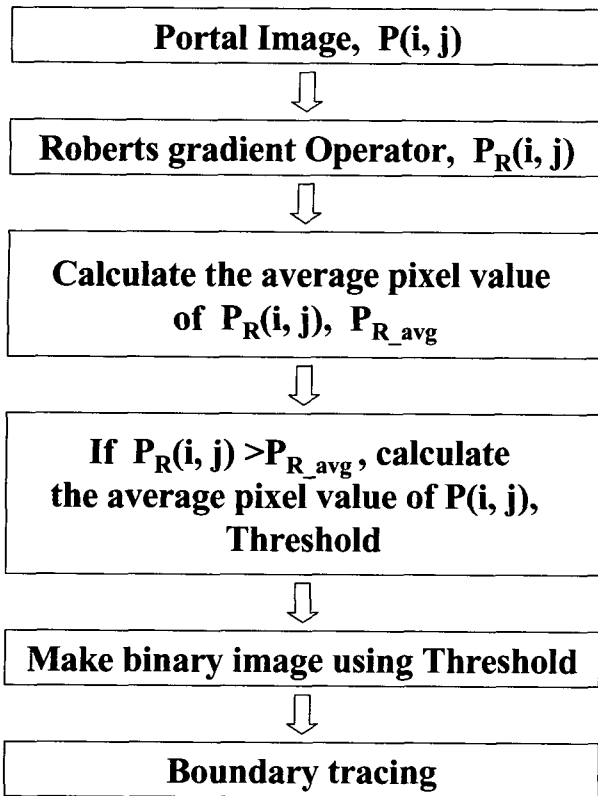


Fig 3. Flow chart of portal field boundary detection

서 마우스로 입력하게 하였으며, 포탈영상의 필드경계는 다음과 같은 알고리즘에 따라 자동으로 찾을 수 있게 하였다.(Fig 3.)

- ① 포탈영상 $P(i, j)$ 에 로버츠 교차 경사도 연산자 (Roberts cross-gradient operators)를 취한다.
- ② 경사도 (gradient) 영상 $P_R(i, j)$ 으로부터 평균 픽셀값을 계산한다. P_{R_avg}
- ③ 경사도 평균보다 큰 경사도 값을 갖는 포탈영상의 픽셀부분을 필드경계로 간주하여, 이 픽셀들의 평균값을 구하여 문턱값 (threshold value)으로 삼는다.
- ④ 문턱값으로부터 이진 영상 $B(i, j)$ 을 만든다.
- ⑤ 이진 영상에 4-방향 체인코드 (4-directional chain code)를 적용하여 최종 포탈영상의 필드경계를 추출한다.(Fig 4.)

4.3 필드경계 정합

필드경계를 검출한 뒤 필드의 centroid를 계산하여, 각 centroid를 중심으로 시뮬레이터 영상의 필드경계와 포탈영상의 필드경계를 극좌표계로 변환

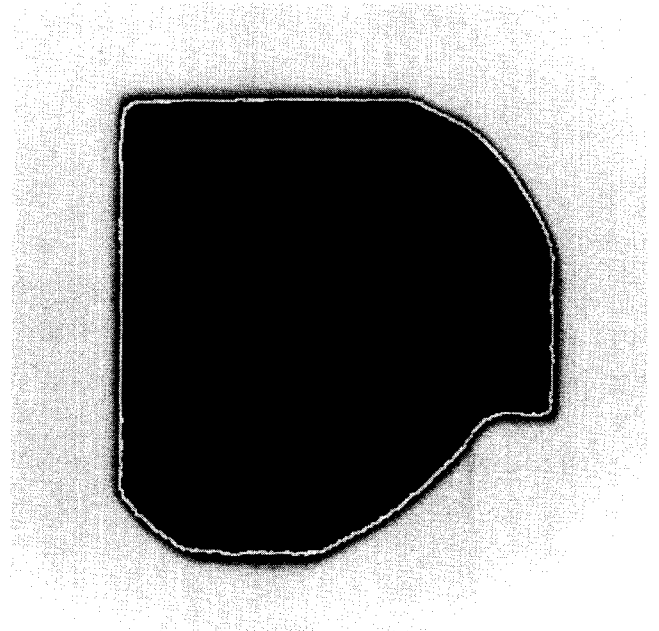


Fig 4. Result of portal boundary detection

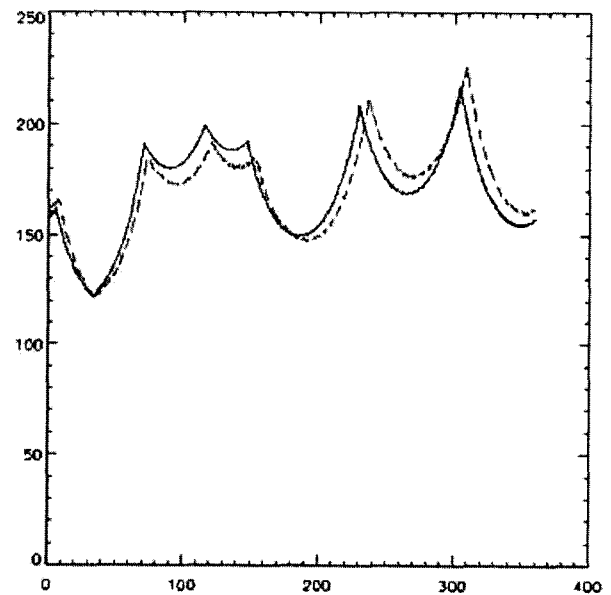


Fig 5. Field boundaries in polar coordinates. Solid line is boundary of original simulation image and dashed line is boundary of rotated simulation image by 5°. X-axis is theta(degree) and Y-axis is rho(pixels).

(Fig 5.)한 뒤 다음과 같이 필드의 이동, 회전을 계산하였다.

4.3.1 필드이동

Table 1. Matching results on computer simulation image

Simulation Image					Results of Detection			
Image	Actual shift $f_x(\text{pixel})$	Actual shift $f_y(\text{pixel})$	Actual rotation θ°	Actual scaling S	f_x (pixel)	f_y (pixel)	θ°	S
1	0	0	0	1	0	-1	0	1.006
2	5	5	0	1	5.5	3.5	0	1.004
3	10	15	0	1	10.5	14.5	0	1.000
4	20	20	0	1	20.5	19.5	0	1.000
5	30	40	0	1	30.5	39.5	0	1.004
6	0	0	1	1	1	1	1	1.005
7	0	0	2	1	1	1	2	1.005
8	0	0	4	1	1	1	4	1.004
9	0	0	8	1	1	1	9	1.009
10	0	0	0	0.85	0	-2	0	0.847
11	0	0	0	1.2	0.5	-1.5	0	1.196
12	5	5	1	0.9	3.5	4.0	1	0.909
13	15	10	2	1	14.5	11	2	1.005
14	20	15	4	0.9	17	13.5	3	0.920
15	20	20	6	1.15	19	24	6	1.13
16	10	30	4	1.15	7	33	4	1.122

시뮬레이터 필드경계와 포탈 필드경계의 centroid 좌표를 각각 구한 후 centroid의 X, Y 좌표 차이를 필드이동으로 계산하였다.

4.3.2 필드회전

X축에 평행한 축과 centroid로부터 필드경계에 이르는 선분이 이루는 각을 θ 라하고, 이 선분의 거리를 ρ 값으로 정하였다. 각도를 변화시켜가며 식(4)을 최소로 하는 각도를 회전각도로 계산하였다.[8]

$$E(\phi) = \sum_{\theta} | \rho_1(\theta) - d * \rho_2(\theta + \phi) | \quad (4)$$

field boundary 1 : $\rho_1 = \rho_1(\theta)$

field boundary 2 : $\rho_2 = \rho_2(\theta)$

$d = (A_1/A_2)^{1/2}$, A_1, A_2 : field size

결과 및 고찰

알고리즘의 정확성을 평가하기 위하여, 포탈 영상 획득 과정에서 포함될 수 있는 여러 오차를 배제한 컴퓨터 시뮬레이션 영상에 대해 알고리즘을 적용하였다. Table 1.에 이동, 회전, 스케일 값을 알고 있는 시뮬레이션 영상 16개에 대한 결과를 나타내었다. 계산한 변위 오차는 X 방향 이동에서 0.938 ± 0.892 픽셀(평균오차 \pm 표준편차), $0.159 \pm 0.151\text{mm}$, Y 방향 이동에서 1.375 ± 0.939 픽셀, $0.232 \pm 0.159\text{mm}$ 로 계산되었다. 회전에 있어서는 $0.125 \pm 0.342^\circ$ 의 오차를, 스케일에서는 $0.786 \pm 0.791\%$ 의 오차를 나타내어 본 알고리즘이 비교적 정확한 것으로 사료되었다. 팬텀 포탈영상에 본 알고리즘을 적용한 결과를 Table 2.에 나타내었다. X 방향으로 $2.02 \pm 0.74\text{mm}$, Y 방향으로 $1.72 \pm 2.63\text{mm}$ 의 이동 오차를 나타내었고, $0.33 \pm 0.49^\circ$ 의 회전 오차를, $0.61 \pm 0.53\%$ 의 스케일 오차를 나타내었다. 비교적 큰 이동 오차는 다음과 같은 원인 때문에 발생한 것으로 생각해 볼 수 있다.

첫째, 시뮬레이터 필름 영상으로부터 치료 부위를 결

Table 2. Matching results on phantom portal image

Portal image						Results of detection			
Image	actual shift f_x (mm)	actual shift f_y (mm)	actual rotation θ°	SFD (cm)	actual scaling S	f_x (mm)	f_y (mm)	θ°	S
1	0	0	0	130	1	2.34	3.96	1	0.99
2	2	2	0	130	1	4.14	1.98	1	0.992
3	6	6	0	130	1	8.1	3.6	1	0.996
4	12	12	0	130	1	15.66	10.8	0	0.987
5	0	0	2	130	1	1.06	1.13	2	1.00
6	0	0	4	130	1	1.16	2.88	4	0.994
7	0	0	8	130	1	1.62	2.88	8	0.996
8	0	0	0	117	0.9	1.98	1.44	0	0.904
9	2	2	1	117	0.9	3.6	0.45	1	0.90
10	6	6	2	130	1	8.46	3.78	2	1.00
11	6	6	4	117	0.9	7.92	6.66	5	0.907
12	12	12	8	117	0.9	14.22	12.24	8	0.917

정하고, 이에 따라 차폐 블록을 제조하는 과정에서 시뮬레이터 필드 경계와 차이가 날 수 있으며, 이로 인해 시뮬레이터 영상과 포탈영상이 일대일 매칭이 안될 수 있다.

둘째, 시뮬레이터 영상의 필드 경계는 알고리즘 구현을 위해 개발한 소프트웨어 상에서 마우스로 입력하게 되어있는데, 이러한 필드 경계를 수동으로 입력하는 과정에서 오차가 발생할 수 있다.

셋째, 포탈 필름 영상 자체가 구조적으로 흐리고 대조도(contrast)가 낮으며, 필드 경계가 명확하지가 않다. 이러한 포탈 필름 영상 자체와 포탈영상을 디지털화하는 과정에서 오차가 포함될 수 있다.

위와 같은 비교적 큰 이동 오차의 원인은 필름 디지털타이저 (digitizer)를 사용하여 시뮬레이션 영상의 필드 경계를 디지털화하는 방법과, EPID (Electronic Portal Imaging Device) [9,1]와 같은 디지털 포탈영상을 획득할 수 있는 장치의 사용 등으로 개선될 수 있을 것으로 사료된다.

시뮬레이터 영상과 포탈영상을 등록 (registration) 시키기 위한 방법으로 본 연구에서 사용한 스킨마크를 이용한 방법은 두 영상에서 마커를 구분해내기가 용이해서 비교적 쉽고 정확하게 두 영상을 등록시킬 수 있으나, 사용자가 랜드마크를 입력해 주어야하는

불편한 점이 있다. 이는 랜드마크를 자동으로 찾는 알고리즘을 추가하여 개선될 수 있을 것으로 기대된다. 또한 본 연구에서는 영상이 생성되는 평면에 평행하지 않은 평면에서의 환자의 회전 (out-of-plane rotation)에 대해서는 고려되지 않았으므로 이 부분의 연구가 추가적으로 이루어져야겠다.

결론

방사선 치료 위치의 확인을 위한 방법으로 본 연구에서는 랜드마크를 이용하여 X-선 시뮬레이터 영상과 포탈 영상을 비교하는 알고리즘을 개발하여 방사선 치료 시 발생하는 부정확도를 이동, 스케일, 회전 정도로 나타내어 정량적으로 확인하였다. 컴퓨터 시뮬레이션 영상에 적용한 결과 이동에서 1mm 이내, 회전에서 1° 이내, 스케일에서 1%이내의 오차를 보여, 본 알고리즘으로 비교적 정확하게 두 영상의 변위 오차를 계산할 수 있는 것으로 사료되었다. 팬텀 포탈 필름 영상에 본 알고리즘을 적용한 결과 이동에서 2mm 이내, 회전에서 1° 이내, 스케일에서 1%이내의 오차를 보였다. 이동에 있어서 보인 비교적 큰 오차는 시뮬레이터 영상과 포탈영상이 정확히 일치하지 않으며, 대조도가 낮은 포탈영상 자체와 포

탈 영상의 디지털화 과정 등의 원인으로 생긴 것으로 생각된다. 이는 EPID와 같은 장치로부터 포탈영상을 획득하거나, 보다 정확한 포탈영상 획득 방법의 도입으로 개선될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Peter M. Portal imaging technology: Past, present, and future. *Semin. Radiat. Oncol.* 5: 115-133 (1995)
2. McParland BJ. Uncertainty analysis of field placement error measurements using digital portal and simulation image. *Med. Phys.* 20: 679-685 (1993)
3. Meertens H, Bijhold J, Strackee J. A method for the measurement of field placement errors in digital portal images. *Phys. Med. Biol.* 35: 299-323 (1990)
4. Dong L, Boyer AL. A portal image alignment and patient setup verification procedure using moments and correlation techniques. *Phys. Med. Biol.* 41:697-723 (1996)
5. Jones SM, Boyer AL. Investigation of an FFT-based correlation technique for verification of radiation treatment setup. *Med. Phys.* 18:1116-1125 (1991)
6. Kruder K, Schreiber B, Kausch C. A structure-based method for on-line matching of portal images for an optimal patient set-up in radiotherapy. *Philips J. Res.* 51:317-337 (1998)
7. Gilhuijs KGA, van Herk M. Automatic on-line inspection of patient setup in radiation therapy using digital portal images. *Med. Phys.* 20: 667-677 (1993)
8. Ding GX, Shalev S, Gluchev G. A $\rho-\theta$ technique for treatment verification in radiotherapy and its clinical applications. *Med. Phys.* 20:1135-1143 (1993)
9. Boyer AL. A review of electronic portal imaging device (EPIDs). *Med. Phys.* 19:1-16 (1992)

A Study of the Registration of Simulator Images and Portal Images Using Landmarks in Radiation Treatment

J.A. Lee, T.S. Suh, B.Y. Choe, H.K. Lee

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine
The Catholic University of Korea*

The goal of radiation treatment is to deliver a prescribed radiation dose to the target volume accurately while minimizing dose to normal tissues. Due to inaccurate placement of field and shielding block and patient's movement, there could be displacement errors between the planned and treatment regions. In order to verify the location of radiation treatment, we in this study developed the registration algorithm of the x-ray simulator images and portal images and quantified the inaccuracy in terms of shift, scale and rotation.

The algorithm for registration of pairs of radiation fields consists of the alignment of pairs of radiation images by points matching and field displacement analysis by field boundary matching. In the first step, paired surface landmarks are matched to calculate the transformation parameters (scale, rotation and shift) using the corresponding line pairs which are created by connecting two landmarks of each image. In the next step, portal field boundary is extracted and then the two field boundaries are matched by the $\rho - \theta$ technique.

Applying the phantom portal images, detection errors were calculated to be less than 2mm in translation, 1° in rotation and 1% in scale.

In conclusion, we quantitatively analyzed the displacement error of x-ray simulator images and portal images. The present results could contribute to the study of the radiation treatment verification.

Key words : Radiation treatment verification, Landmark, Image registration