

고선량률 근접 방사선 치료에서 기존의 필름 방법과 CT 재구성 방법의 비교 연구

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과

장지나* · 서태석* · 이형구* · 윤세철†

고선량률 근접치료는 저선량률 근접치료와 비교하여 짧은 시간에 많은 선량이 조사되며, 치료를 위한 최적화가 물리적 요인, 방사선 파라미터, 최적화 알고리즘 같은 여러 복잡한 요인들과 연관되어 있으므로 정확한 선량 전달을 위해서는 정확한 검증 과정을 필요로 한다. 본 연구에서는 앞선 연구에서 제작하였던 선량 검증용 팬텀의 단점을 보완하고 CT나 MRI 시스템에서도 이용할 수 있는 구조를 추가시켜 고선량률 근접 치료의 위치 및 선량 검증을 위한 새로운 자궁경부암용 팬텀을 개발하였다. 또한, 개발된 팬텀을 이용하여 고선량률 근접치료에서의 기존의 필름에 기반한 orthogonal 방법의 위치 확인에 대한 검증을 수행하였다. 위치 확인에 대한 검증은 CT 시스템에서의 좌표를 비교, 분석함으로써 수행되었다. 제작된 팬텀은 자궁경부암 환자를 대상으로 환자의 해부학적 구조를 모사하여 제작하였기 때문에 방광과 직장을 모사한 구와 원기둥의 구조물을 포함하고 있으며, C-arm과 CT 영상을 정확하게 획득하기 위한 localizer를 포함하고 있다. 또한, C-arm 및 CT 좌표 비교 수행을 위하여 알고리즘에 기반한 재구성 프로그램을 직접 IDL 5.5를 이용, window 환경에서 개발하였다. 좌표 비교를 수행한 결과, CT의 좌표가 정확한 좌표라고 가정했을 때 필름에 기반한 방법은 모든 점에서 1.0 mm 이내에서 일치함을 확인할 수 있었다. 본 연구를 바탕으로 우리는 현재 사용하고 있는 Plato (Nucletron, Netherlands) 근접치료 기기의 위치 확인 알고리즘에 대한 검증을 자체적으로 수행할 수 있었다. 이번 연구에서 새롭게 제작된 팬텀과 소프트웨어는 근접치료의 Quality Assurance (QA) 분야에서 효율적이고 강력한 QA 도구로 자리 잡을 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: HDR 근접치료, 자궁경부암용 팬텀, 좌표 비교

서 론

고선량률 근접치료는 최적화된 선량 분포나 짧은 치료 시간 그리고 remote afterloading의 기술로 인한 시술자의 방사선피폭 위험도 감소 등의 여러 가지 장점을 주었지만 치료 계획 컴퓨터의 프로그램 문제로 인한 작동 오차나 방사선 요인, 물리적 파라미터 등의 잘못된 입력으로 발생하는 문제들은 저선량률 근접치료에 비하여 그 위험성이 증가했다고 할 수 있다.¹⁾ 고선량률 근접치료에서 야기되는 문제들을 사전에 방지하기 위해서는 정기적으로 치료 계획 컴퓨터의 선량 계산 값과 팬텀에서 직접 측정된 값의 비

교를 통해 검증을 해야 한다. 우리는 앞선 연구에서 고선량률 근접 치료 검증을 위한 팬텀을 자체 개발하여 TLD (Thermoluminescence dosimeters)를 이용한 절대 선량의 검증을 성공적으로 수행한 바 있으나 개발되었던 팬텀은 인체 구조를 유사하게 모사하지 못하였고 위치 검증을 위한 구조가 미미하여 정확한 위치 검증을 수행하는 데에는 한계가 있었다.²⁾ 또한, 최근에는 환자 개인의 해부학적 정보나 DVH의 정보를 보다 더 정확히 알 수 있는 CT나 MRI 등의 단면 영상을 부수적으로 이용하여 근접치료 계획을 수립하기도 하기도 하므로 이를 위한 대비도 필요하다.

본 연구에서는 이전의 연구에서 지적되었던 팬텀의 단점을 보완하고 CT나 MRI 시스템에서도 이용할 수 있는 구조를 추가시켜 고선량률 근접 치료의 위치 및 선량 검증을 위한 새로운 팬텀을 개발하였다. 개발된 팬텀을 이용하여 고선량률 근접치료에서의 기존의 필름에 기반한 orthogonal 방법의 위치 확인에 대한 검증을 수행하고자 한다. 위치 확인에 대한 검증은 CT 시스템에서의 좌표를 비교, 분석함으로써 수행하였다.

본 연구는 과학기술부 원자력 중장기 사업(M20334010001-03A-0927-00210) 연구비 지원에 의해 수행되었음.
이 논문은 2004년 2월 21일 접수하여 2004년 4월 23일 채택되었음.
책임저자: 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

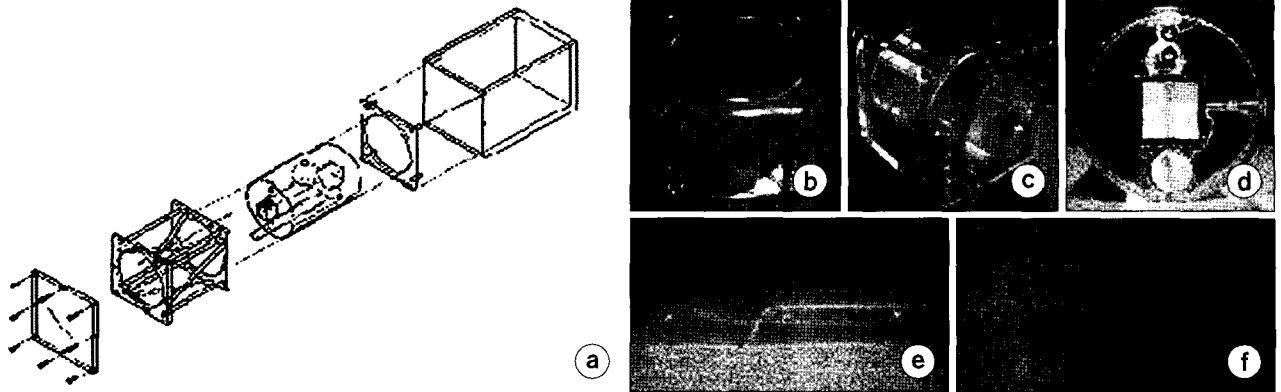


Fig. 1. Diagram and picture of the phantom (a) Diagram of the phantom (b) Localizer (c) Side view of the phantom (d) Bottom view of the phantom (e) Applicator holder and (f) Sectional view of the applicator holder.

재료 및 방법

1. 위치 및 선량 검증을 위한 팬텀

제작된 팬텀은 일반적으로 근접치료가 주로 수행되는 자궁경부암 환자를 대상으로 환자의 해부학적 구조를 모사하여 제작하였다. 팬텀은 크게 두 부분으로 구성된다. 첫 번째 구조는 아크릴 판으로 구성된 localizer 부분이고 두 번째 구조는 아크릴과 물로 구성된 팬텀 부분이다(Fig. 1). 제작된 localizer는 지름 5 mm의 아크릴 판으로 제작하였으며 CT의 단면 영상에서 z축의 좌표를 알아내기 위해 N 모형의 localizer 4개로 구성되어 있다. 이 localizer는 C-arm에 이용될 때 스테인리스 스틸로 제작된 1 cm의 나사 16개와 결합되어 localizer의 각 면당 4개의 localizer marker를 형성하여 필름에 기반한 localization 수행을 가능하게 한다(Fig. 2). 팬텀 부분에는 환자의 방광과 직장을 모사한 구와 원기둥 형태의 구조물이 삽입되게 제작되었다. 이 구와 원기둥 형태의 구조물은 실제 실험 시 조영제 삽입이 가능하도록 설계되었고 전체 팬텀은 인체 등가를 위해서 물로 채워지게 된다.

앞선 연구에서 제작하였던 applicator 홀더와 TLD 홀더는 본 팬텀에도 응용되어 반복적인 실험에도 정량적인 선량 분석이 가능하도록 제작하였다.²⁾ 그러나 본 위치 검증을 위한 본 연구에서는 이 applicator 홀더를 다른 목적으로 사용하였다. 이 applicator 홀더는 HDR applicator의 고정을 위해 제작된 것으로 4개의 아크릴 판의 홈에 applicator가 삽입되게 제작되었기 때문에 CT영상을 획득할 때 applicator가 삽입되지 않더라도 홀더의 홈으로 인해 applicator가 삽

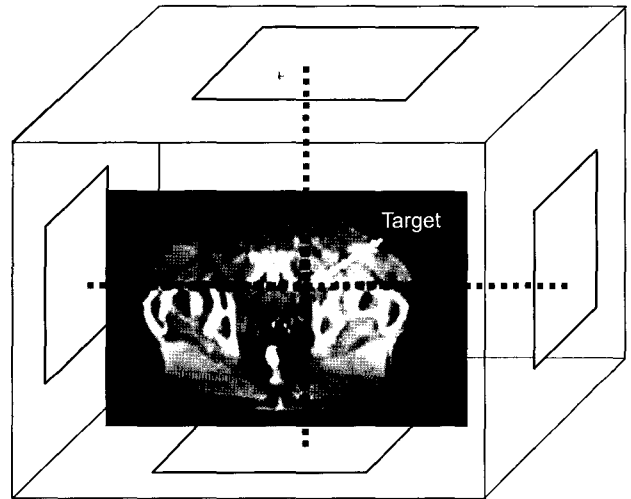


Fig. 2. Localizer box and determination of target.

입된 것과 동일한 영상을 얻을 수 있다. Applicator가 삽입되지 않으므로 금속 물체가 야기시키는 artifact에 관한 문제를 효과적으로 제거할 수 있으며 이로 인해 정확한 위치 측정이 가능하도록 제작하였다. 또한, 제작된 팬텀 외부에 localizer를 포함하는 외부 case를 만들어 MR 영상을 획득 시에는 case 내부에 물을 채워 MR 영상도 위치 검증에 응용될 수 있도록 제작하였다.

2. 기존의 필름에 기반한 Orthogonal 방법

필름에 기반한 Orthogonal 방법은 근접치료의 위치결정에 사용하는 일반적인 재구성 방법이다. 본 연구에서 위치 검증을 위하여 알고리즘에 기반한 재구성 프로그램을 직접

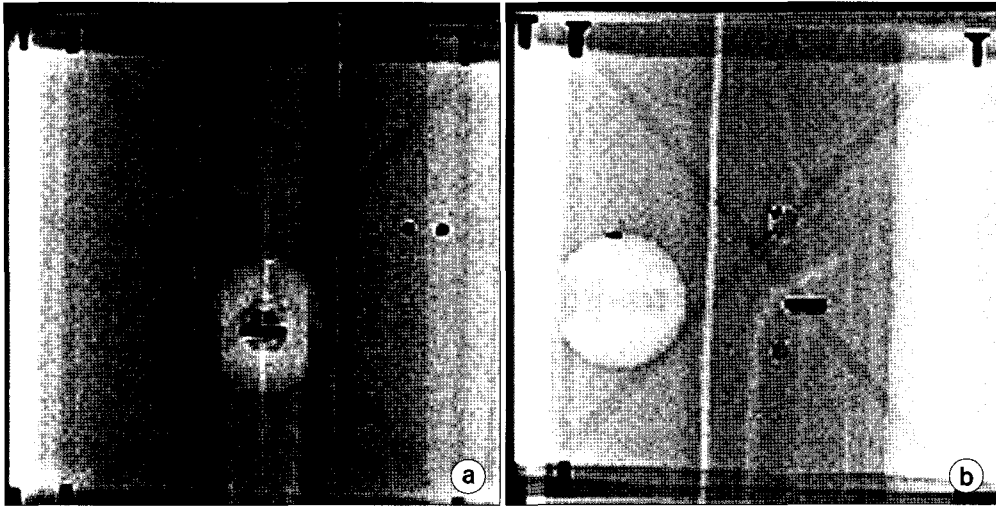


Fig. 3. Bi-plane radiography (a) AP film (b) LAT film.

IDL 5.5를 이용, window 환경에서 개발하였다. 개발된 팬텀은 자체적인 localizer를 가지고 있기 때문에 제작된 재구성 프로그램은 C-arm에서 뿐만이 아니라 일반적인 X-ray 장비에서도 응용 가능하도록 semi-orthogonal 방법을 기반으로 개발하였다.³⁾

Fig. 3는 angio X-ray (Toshiba)를 이용하여 획득한 팬텀의 AP, LAT 영상이다. 획득된 AP 영상에는 2개의 사각형 localizer를 형성하는 8개의 marker를 확인할 수 있고, LAT 필름에도 2개의 사각형 localizer를 형성하는 8개의 marker를 확인할 수 있다(Fig. 3). Fig. 5는 전체 4개의 사각형 localizer 중에서 한 개의 localizer를 보여주고 있다. Localizer의 한 변과 평행하고 타겟 Q를 지나가는 선이 α -축이고 이 선은 필름 상에서는 β -축에 해당된다. 우리는 필름에 투사된 사각형 localizer marker의 β -축의 타겟을 "invariant cross-ratio" 방법을 바탕으로 localizer marker의 좌표를 이상적인 좌표, 즉 실제 localizer의 좌표에서의 α -축의 타겟으로 복원시킨다. 이 과정은 localizer의 A, P, R, L (anterior, posterial, right, left) 4개의 면에서 모두 수행하고 각 타겟에서의 교차점이 병소의 3차원 좌표가 된다(Fig. 2).

아래의 식은 필름에 투사된 localizer의 좌표를 localizer의 실제 좌표로 변환시키기 위해, 즉 β -축의 좌표를 α -축의 좌표로 복원시키기 위한 "invariant cross-ratio" 방법이다.⁴⁾

Sine 법칙에 의해 다음과 같은 식을 유도해 낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \alpha Z_a / \sin \theta &= X_1 / \sin \delta \\ [(1 - \alpha)Z_a] / \sin \phi &= Y_1 / \sin \delta \end{aligned}$$

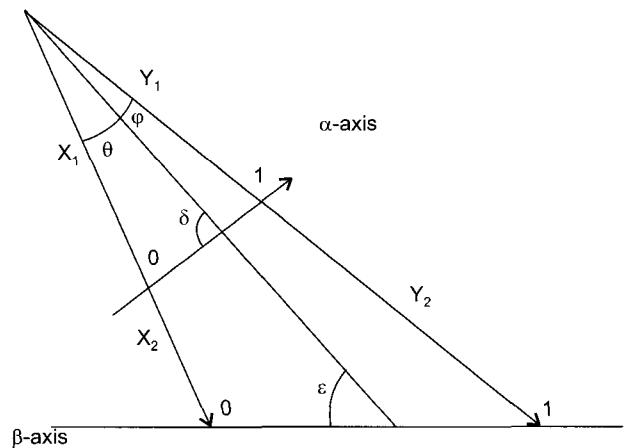


Fig. 4. The relation between α and β is derived by the "invariance of cross-ratio" method.

$$\begin{aligned} \beta Z_\beta / \sin \theta &= (X_1 + X_2) / \sin \xi \\ [(1 - \beta)Z_\beta] / \sin \phi &= (Y_1 + Y_2) / \sin \xi \end{aligned}$$

Z_α, Z_β 는 α -축과 β -축의 길이를 나타내며 α, β 는 α -축과 β -축 내에 있는 타겟의 위치를 비율로(0~1 사이) 나타낸다. 이 4개의 식을 풀어 α 와 β 의 관계를 구하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned} \alpha &= \gamma \beta / [1 + (\gamma - 1) \beta] & (1) \\ \gamma &= (1 - \beta_{1/2}) / \beta_{1/2} & (2) \end{aligned}$$

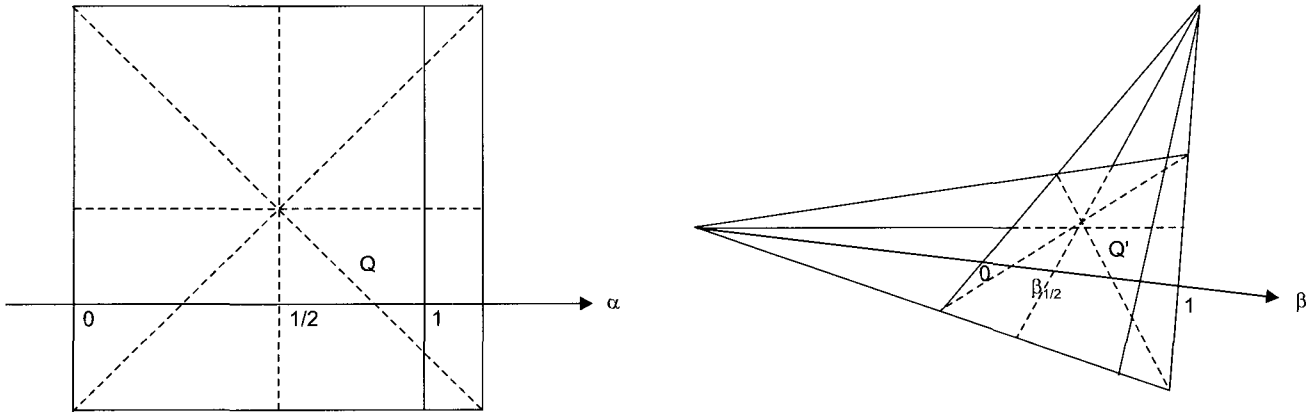


Fig. 5. Each face of the localizer box (a) Rectangular marker in localizer (b) Projected rectangular marker in film.

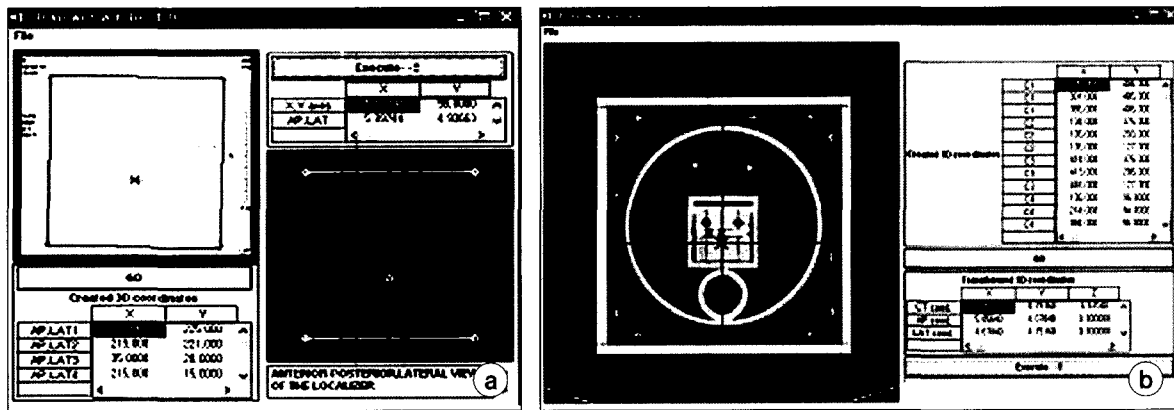


Fig. 6. Software (a) Program for semi-orthogonal reconstruction (b) CT coordinates conversion program.

여기에서 γ 는 상수이고 결국 이 관계식은 필름상의 β -축의 길이를 통해 확대 비율을 추적하여 localizer의 α -축의 길이를 이끌어낸다.

Fig. 6(a)은 개발된 프로그램으로 필름에 투사된 localizer의 좌표를 localizer의 실제 좌표로 복원시키는 부분을 보여 주고 있다. 영상에서의 검은 점들은 위치 확인의 목적으로 팬텀 내부에 납을 삽입한 것으로, 그 위치는 OS 점과 방광의 벽 그리고 A점과 A점에서 1 cm씩 떨어진 두 점이다.

3. CT 좌표 보정

CT의 좌표와의 비교를 통해 orthogonal 방법의 위치 검증을 수행하기 위해서는 CT의 좌표 체계를 orthogonal 좌표 체계와 일치시켜야 한다. 우리는 제작된 팬텀의 N 모형의 localizer와 localizer에 결합된 나사(X-ray 촬영 시 localizer marker를 형성)를 기준으로 두 좌표 체계를 일치시켰다. 또한, CT 영상에서의 타겟의 z-축의 계산을 위해 N 모형

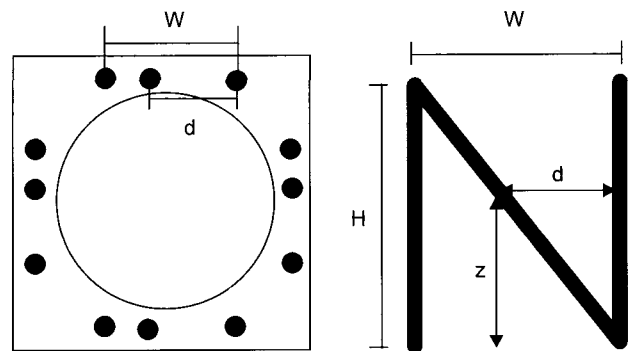


Fig. 7. Geometry of N shaped configuration (a) Bottom view of the localizer (b) Side view of the localizer.

localizer 방정식을 이용하였다.⁴⁾ 식은 아래와 같다.

$$z = d \frac{H}{W} \quad (3)$$

우리는 CT 좌표 체계의 재 정의와 타겟의 z-축 계산을 자동적으로 수행하기 위해 IDL 5.5를 이용하여 프로그램을 개발하였다. Fig. 6(b)은 개발된 프로그램으로 CT 영상의 N localizer의 좌표를 바탕으로 z 축을 구함과 동시에 x, y, z축의 좌표를 orthogonal 좌표의 체계로 바꾸어 주는 과정을 보여주고 있다.

결 과

필름에 기반한 orthogonal 재구성 좌표와 보정된 CT의 좌표의 비교를 통해 좌표의 검증은 OS 점과 방광의 벽 그리고, A 점(A point 1)과 A 점에서 1 cm 씩 떨어진 두 점(A point 2, A point 3)에 대해서 수행하였다. X-axis의 좌표는 수평의(horizontal) 좌표이며 y-axis는 세로의(longitudinal) 좌표, z-axis는 수직의(vertical) 좌표로 정의하였다.

Table 1, 2는 CT의 x, y 좌표가 정확한 좌표라고 가정했을 때 필름에 기반한 방법의 좌표 정확도를 보여주고 있다. 필름에 기반한 재구성 좌표는 모든 타겟 점에서 1.0 mm 이내

에 일치하는 매우 우수한 결과를 보여주고 있다(Fig. 8). 그러나, LAT 필름에 기반한 y좌표의 경우 A points(A point1, A point2, A point3)가 한 점으로 겹쳐 있어(Fig. 3(b)) 좌표

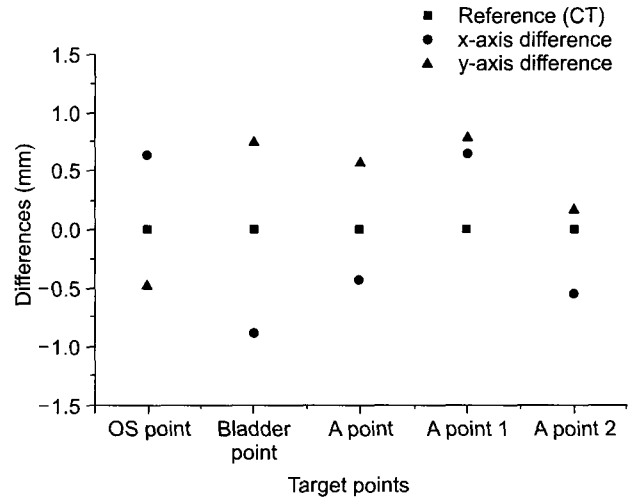


Fig. 8. Coordinates differences in x, y, z axis.

Table 1. Differences between CT and film reconstruction x-axis coordinates

	OS point	Bladder point	A point 1	A point 2	A point 3
CT-based	59.0480	64.8244	9.4023	10.3960	11.4224
Film-based	59.6816	63.9340	8.9675	11.0474	10.8683
Differences(mm)	0.6336	-0.8904	-0.4348	0.6514	-0.5541

Table 2. Differences between CT and film reconstruction y-axis coordinates

	OS point	Bladder point	A point 1	A point 2	A point 3
CT-based	48.8400	105.5440	5.1914	4.9734	5.6052
Film-based	48.3517	106.2740	5.7598	5.7598	5.7598
Differences (mm)	-0.4883	0.7300	0.5684	0.7864	0.1546

Table 3. Z-axis coordinates of CT, film, and actual phantom point

	OS point	Bladder point	A point 1	A point 2	A point 3
CT-based	57.8240	76.7280	79.7463	80.6377	80.5343
Film-based	56.8892	77.9940	80.5433	80.3221	79.8891
Phantom	56	78	80	80	80

의 부정확성을 유발한 것으로 생각된다. 단면 영상이란 CT의 특성으로 z 좌표의 정확성을 신뢰하는 데에 무리가 있어 타겟의 z 좌표는 실제 좌표와 비교를 수행하였다(Table 3). Z 좌표의 경우, 2 mm의 CT 슬라이스 두께를 사용한 본 실험에서는 필름에 기반을 둔 orthogonal 방법이 실제 팬텀의 좌표와 더욱 일치함을 확인할 수 있었다.

우리가 실험에 이용한 필름은 정확한 90도에서 촬영한 AP, LAT 필름이기 때문에 orthogonal 좌표 재구성의 결과가 매우 우수했다. 실험 절차가 이상적이라면 70도나 120도 같은 임의의 각을 사용했을 때도 위와 같은 동일한 결과를 보여줄 수 있을 것으로 예상된다. 그러나 실제 치료 계획에서는 여러 절차를 거치면서 오차를 발생시킬 수 있는 요인들이 더해져 좌표의 부정확성을 유발한다. 그 대표적인 요인이 필름에서 치료 계획 컴퓨터로 좌표를 옮길 때 발생하는 digitization error와 환자의 호흡 같은 움직임이다. 본 연구에서는 알고리즘 자체에 대한 평가를 수행하기 위하여 움직이지 않는 팬텀을 바탕으로 digitization error를 최소화하기 위해 필름을 거치지 않고 직접 digital 영상을 획득하여 연구를 수행하였다. 그러나 실제 치료 시와 동일하게 환자의 움직임을 고려하여 어떤 과정에서 좌표의 오차가 많이 발생하는지에 대한 연구를 수행해보는 것도 임상적으로 큰 의미가 있을 것으로 생각한다.

고 찰

일반적으로 근접치료에서 병소 위치의 확인은 필름에 기반한 orthogonal 방법을 이용한다. CT나 MR 영상을 이용하면 많은 장점을 얻을 수 있지만, 단면 영상이라는 특성 때문에 슬라이스 두께에 따라 더미 소스가 보이지 않을 수 있어 정확한 위치를 얻기가 어렵다. 게다가 applicator 같은 급속이 유발하는 artifact의 영향도 무시할 수 없다. 그래서 초기 연구 단계에서는 단면 영상과 필름 영상의 두 장점을 얻기 위한 여러 연구가 수행되어 왔으나^{5,6,7)} 최근에는 단면 영상만을 이용하여 치료 계획을 수립한다. Schoepel⁸⁾와 Weeks 등⁹⁾은 CT나 MRI에서도 사용할 수 있는 플라스틱 applicator를 개발하여 CT 영상에서의 "streak" artifact를 없앨 수 있는 방법을 연구하였다. 또한, Yue¹⁰⁾ 등이 제안한 CT의 scout view를 이용한 z축 좌표의 획득은 두 시스템의 장점을 얻을 수 있는 획기적인 방법 중에 하나였다. 위와 같은 하드웨어적인 연구와 함께 재구성 알고리즘의 개발 같은 소프트웨어적인 연구도 수행되었다. 단면 영상에서 한 개의 applicator나 catheter가 여러 슬라이스에 걸쳐서 나

타하는데 Bice 등¹¹⁾은 인접한 슬라이스에서 같은 catheter인지 아닌지를 "nearest neighbor criterion" 방법을 이용하여 인식하였고, Milickovic 등¹²⁾은 CT의 Hounsfield number를 이용하여 pixel 영역을 확장시켜 인접한 슬라이스가 앞의 catheter와 이어진 것인지를 알아내어 3차원으로 재구성 해냈다. 그러나 이런 재구성 방법들은 영상의 한 단면마다 적용시켜야 하기 때문에 시간이 많이 걸리는 단점이 있었다. 그래서 Fung 등¹³⁾은 catheter의 양 끝만 선택하여 그 둘을 직선으로 연결하여 짧은 시간 내에 재구성을 수행하기도 하였다. 이런 단면 영상을 이용한 연구는 최근까지 계속되고 있고 이런 경향은 영상 기기와 컴퓨터 발전에 힘입어 더욱 발전될 것으로 예상된다. 우리는 CT와 MRI에서도 사용 가능한 다목적 팬텀을 개발하여 CT 영상을 응용한 연구를 수행하였다. 이러한 단면 영상을 이용한 연구는 근접 치료 분야에서 더욱 응용될 것이고 우리는 이 연구를 바탕으로 근접 치료 분야에서 단면 영상을 이용한 연구를 계속 발전시켜 나가려고 한다.

결 론

본 연구를 통해 직접 개발된 팬텀과 소프트웨어를 이용하여 현재 사용하고 있는 Plato (Nucletron, Netherlands) 근접치료 기기의 위치 확인 알고리즘에 대한 검증을 자체적으로 수행할 수 있었다. 앞선 논문에서 제작하였던 선량 검증용 팬텀과 함께 이번 연구에서 새롭게 제작된 QA (quality assurance) 도구들은 간단한 방법으로 쉽게 근접치료의 신뢰성을 검증할 수 있어 근접치료의 QA 분야에서 강력한 QA 도구로 자리 잡을 수 있을 것이다. 또한 본 연구를 바탕으로 개발된 프로그램을 응용하면 CT의 좌표를 film의 좌표로, film의 좌표를 CT로 옮기는 좌표 변환이 가능할 것이다. 그러면, 실제 환자에 맞는 localizer를 제작하여 정확한 계산을 통하여 film에서 확인이 어려운 장기의 구조나 위치 등의 정보를 CT의 영상에 얻을 수 있어 근접 치료 계획 시 큰 도움을 줄 수 있으리라 기대된다.

참 고 문 헌

1. AAPM TG No.59: High dose-rate brachytherapy treatment delivery. American Association of Physicist in Medicine (1998)
2. 장지나, 서태석, 허순녕 등: 자궁강내 근접방사선조사기 인체 조직등가 팬텀을 이용한 방사선량 측정. 의학물리 14(1):15-19 (2003)
3. Siddon RL, Barth NH: Stereotaxic localization of intracra-

- nial targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13: 1241-1246 (1987)
4. **Saw CB, Ayyangar K, Suntharalingam N:** Coordinate transformations and calculation of the angular and depth parameters for a stereotactic system. *Med Phys* 14:1042-1044 (1987)
 5. **Yu WS, Sagerman RH, Chung CT, et al:** Anatomical relationship in intracavitary irradiation demonstrated by computed tomography. *Therapeutic Radiology* 143:537-541 (1982)
 6. **Hayes JK, Moeller JH, Leavitt DD, Davis RK, Harnsberger JF:** Computed tomography treatment planning in Ir-192 brachytherapy in the head and neck. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 22:181-189 (1992)
 7. **Schoepfel SL, Vavigne ML, Martel MK, Mcshan DL, Fraass BA, Roberts JA:** Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: analysis of ten cases and implications for dose specification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 28:277-283 (1994)
 8. **Schoepfel SL, Fraass BA, Hopkins MP, et al:** A CT-compatible version of the Fletcher system intracavitary applicator: clinical application and 3-dimensional treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 17:1103-1109 (1989)
 9. **Weeks KJ, Montana GS, Bentel GC:** Design of a plastic minicolpostat applicator with shields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21(4):1045-1052 (1991)
 10. **Yue N, Chen Z, Bond JE, Son YH, Nath R:** Combined use of transverse and scout computed tomography scans to localize radioactive seeds in an interstitial brachytherapy implant. *Med Phys* 26:502-505 (1999)
 11. **Bice WS, Dubois DF, Prete JJ, Prestidge BR:** Source localization from axial image sets by iterative relaxation of the nearest neighbor criterion. *Med Phys* 26(9):1919-1924 (1999)
 12. **Milickovic N, Giannouli S, Baltas D, et al:** Catheter autoreconstruction in computed tomography based brachytherapy treatment planning. *Med Phys* 27(5):1047-1057 (2000)
 13. **Fung AYC, Zaider M:** Accuracy in catheter reconstruction in computed tomography planning of high dose rate prostate brachytherapy. *Med Phys* 27:2165-2167 (2000)

Comparison Study of Conventional Film-based and CT-reconstruction method in HDR Brachytherapy

Ji-Na Chang*, Tae-Suk Suh*, Hyoung-Koo Lee*, Sei-Chul Yoon[†]

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

[†]Department of Radiation Oncology, Kangnam St. Mary's Hospital, Seoul, Korea

HDR brachytherapy administers a large dose of radiation in a short time compare with LDR, and its optimization for treatment is related to several complex factors, such as physical, radiation and optimization algorithms, so there is a need for these to be verified for accurate dose delivery. In our approach, a previous study concerning the phantom for dose verification has been modified, and a new pelvic phantom fabricated for the purpose of localization, including a structure enabling the use of a CT or MRI system. In addition, a comparison study was performed to verify an orthogonal method that is commonly used for brachytherapy localization by comparing target coordinates from a CT system. Since the developed phantom was designed to simulate the clinical setups of cervix cancer, it included an air-filled bladder and a rectum structure shaped sphere and cylinder. An N-shaped localizer was used to obtain precision coordinates from both CT and films. Moreover, the IDL 5.5 software program for Windows was used to perform coordinates analysis based on an orthogonal algorithm. The film results showed differences within 1.0 mm of the selected target points compare with the CT coordinates. For these results, a Plato planning system (Nucletron, Netherlands) could be independently verified using this phantom and software. Furthermore, the new phantom and software will be efficient and powerful quality assurance (QA) tools in the field of brachytherapy QA.

Key Words: HDR brachytherapy, A pelvic phantom, Comparison of coordinates