

## 전립선암 근접치료 시 방사성선원 위치확인을 위한 영상 재구성에 관한 연구

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

홍 주 영 · 라 정 은 · 서 태 석

**목적:** 완벽하게 중복된 방사성선원의 위치를 판별하기 위해 직접 설계 및 제작한 팬텀을 이용하여 영상을 영상처리 과정을 거친 후 3방향 필름 기법과 개발한 프로그램을 이용하여 완벽하게 중복된 방사성선원을 분리해내고자 한다.

**대상 및 방법:** 팬텀 내에 삽입된 방사성선원의 위치확인을 위하여 전후 방향 및  $-30^\circ$ 에서  $30^\circ$ 까지  $15^\circ$ 간격으로 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 불필요한 배경제거와 화질개선을 위한 영상처리 과정을 거쳐 프로그램에 사용하였다. 본 연구에서는 1개의 방사성선원이 중복된 상황, 2개 이상의 방사성선원이 중복된 상황 그리고 방사성선원이 중복되어 3장의 영상 모두에서 삽입된 방사성선원의 전체 개수를 확인할 수 없는 상황을 설정하여 실험하였다. 개발된 프로그램은 투사영상에서 일정한 영역을 설정하여 위치를 확인하고자 하는 방사성선원과 기준이 되는 방사성선원의 중심간의 거리를 계산하여 각각의 필름 내에서 동일한 과정을 반복하여 완벽하게 중복된 방사성선원을 분리하게 된다. 또한 전통적인 2방향 필름기법을 이용하여 중복된 방사성선원의 위치를 확인하여 비교하였다.

**결과:** 각 방법의 위치 확인율은  $\pm 15^\circ$ 에서는 92.2%,  $\pm 30^\circ$ 에서는 94.1% 그리고 2방향 필름기법에서는 70.6%로 나타났다. 1개의 방사성선원이 중복된 상황과 2개 이상의 방사성선원이 중복된 상황에서는 완벽하게 분리가 가능하였지만 3장의 영상에서 확인하고자 하는 방사성선원이 또 다른 방사성선원과 중복되어 나타나지 않는 상황에서는 주목할 만한 결과를 가져오지 못했다.

**결론:** 전립선암 근접치료시 본 연구에서 개발한 프로그램을 이용한다면 완벽하게 중복된 방사성선원으로 의해 재구성하는 과정에서 생기는 오차를 줄일 수 있어 치료 효과 향상에 기여할 것으로 예상된다.

**핵심용어:** 전립선암, 근접치료, 방사성선원 중복, 위치확인

### 서 론

현재 전립선 암의 초기 단계에서는 외부 방사선 조사에 따른 후유증을 최소화하기 위해 확실하고 효과적인 방법인 방사성선원(radioactive seed)을 영구적으로 이식하는 치료기술을 사용하고 있다.<sup>1)</sup> 방사성선원의 이식 과정은 최근 몇 년간 컴퓨터 치료 계획과 영상유도방사선치료(image-guided radiotherapy, IGRT)의 도움으로 발전하였고 실시간 선량 측정과 최적화(optimization)로 인해 임상 결과가 눈에 띄게 좋아졌다. 방사선 치료 중 선량전달의 평가는 선량변

화가 작은 지역(low dose rate gradient region)과 실제적인 방사성선원의 위치를 명확히 하고 처방된 선량을 받는 전립선의 부피를 확실하게 측정함으로써 시행된다.<sup>2)</sup> 하지만 이러한 과정이 정확하게 이루어지기 위해서는 실시간 방사성선원 위치측정과 재구성에 대한 문제가 먼저 해결되어야 한다.<sup>3)</sup> 현재 보편적으로 사용되고 있는 방사성선원 위치확인 방법은 3방향에서 획득한 필름을 이용한 기법(3-film technique)이다. 이 방법은 기존의 2방향 필름 기법(2-film technique)에서 잘못된 방사성선원(false seed)을 찾게 되는 오류를 줄이게 해주며 보다 정확한 위치정보를 제공해 준다.

최근, 컴퓨터단층촬영(computer tomography, CT)과 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)이 방사성선원의 위치확인을 위한 중요한 방법으로 사용되고 있다. 하지만 CT나 MRI의 슬라이스 효과(slice effect)로 인해 방사성선원의 정확한 위치를 판별하는 데 어려움이 있다. 반면에, 형

이 논문은 2007년 1월 31일 접수하여 2007년 4월 2일 채택되었음.  
 책임저자: 서태석, 가톨릭대학교 성의교정 의과학연구원 의공학교실  
 Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779  
 E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr  
 본 논문은 서울시과제 첨단 의료영상기술 개발 혁신클러스터 사업의 연구비 지원으로 수행되었음.

광투시영상이나 방사선 필름(radiographic film)은 보다 정확하게 방사성선원을 투사하고 좌표를 재구성할 수 있게 한다.<sup>4-8)</sup>

기존의 전립선암 근접치료의 3차원 방사성선원 재구성에 관한 연구는 주로 방사성선원 영상 확인 알고리즘의 개발에 관한 것이었다. 이 알고리즘을 위해서는 투사된 방사성선원 영상의 위치에 대한 정보가 반드시 필요하다. 하지만 좁은 공간에 이식된 방사성선원의 수가 많기 때문에 투사된 영상에서 방사성선원 중복의 문제가 발생하게 된다. 실제로 전립선암 근접치료(prostate brachytherapy) 시 방사성선원 이식 후 전후방향(anterior posterior, AP)의 영상에서 방사성선원의 중복(overlap)이 나타난다.

Todor 등<sup>9)</sup>은 방사성선원 클러스터(cluster)의 각각 다른 특징을 측정하여 형태 구별과정을 이용하여 클러스터 내의 방사성선원의 개수를 결정하는 동역학 선량측정에 관한 연구를 수행하였으며 중복된 방사성선원 문제에 대해 언급하였다. Narayanan 등<sup>2)</sup>은 기존의 3방향 투사 필름을 이용하던 방법을 발전시켜 4장의 영상을 이용하여 소스와 방사성선원 영상 간의 거리를 계산하여 비용함수(cost function)를 최적화시키는 방사성선원의 위치를 판별하여 재구성 과정에서 발생하는 복잡성(complexity)을 감소시키기 위한 방법을 개발하였다. 이 방법은 기존의 알고리즘보다 재구성 시 소요되는 시간을 단축시켰지만 중복된 방사성선원을 분리하지는 못하였다. Su 등<sup>10)</sup>은 Narayanan 등<sup>2)</sup>의 방법을 수정하여 방사성선원의 위치 측정에 관한 모의실험과 팬텀 연구를 실행하였다. 이 연구에 사용된 알고리즘은 방사성선원의 위치를 정확하게 확인하기는 매우 유용하였지만 완벽하게 겹쳐진 방사성선원을 구분하는 데는 문제점이 있다. 이와 같이 획득한 영상에서 나타나는 방사성선원의 중복은 개별적인 방사성선원 위치확인을 위한 알고리즘의 효율을 저해한다.

따라서 본 연구에서는 전립선암 근접치료용 팬텀을 설계 및 제작하여 3방향 필름 기법을 이용하여 개발한 알고리즘을 검증하며 완벽하게 중복된 방사성선원의 완벽한 위치를 판별하기 위해 기존의 2방향 필름 기법과 상호 비교하고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. 팬텀 제작

완벽하게 중복된 방사성선원 영상을 획득하기 위해 설계 및 제작한 전립선암 근접치료용 팬텀은 실제 전립선암 근접치료 시 사용되고 있는 형판(template) 및 관(needle)을

기준으로 만들었다. 팬텀은 7.5×6×7.5 cm<sup>3</sup> (가로×세로×높이)의 크기를 가지고 아크릴로 제작되었으며 형판, 관, 모의선원(dummy seed)의 3부분으로 나눌 수 있다(Fig. 1).

형판은 두께가 5 mm인 총 12개의 판(slab)으로 이루어져 있으며 각 판에는 3 mm 간격으로 관을 삽입할 수 있는 빈 공간(hole)이 있다. 팬텀에 삽입되는 관은 직경 0.8 mm, 길이 4.5 mm인 모의선원을 하나의 판에 6개까지 부착하여 팬텀 내 원하는 위치에 삽입할 수 있도록 설계 및 제작하였다.

본 연구에서는 제작된 팬텀을 이용하여 하나의 방사성선원이 중복된 상황, 두 개 이상의 방사성선원이 중복된 상황, 그리고 3장의 영상 모두에서 삽입된 방사성선원의 중복으로 인해 전체 개수를 구별할 수 없는 총 3가지의 중복된 상황을 설정하였다. 이때 전체 삽입된 방사성선원의 개수가 N, 3장의 영상에서 구별되지 않는 방사성선원의 개수를 각각 p, q, r이라고 할 때 획득한 영상을 다음과 같이 분류할 수 있다.

(1) {N, N, N<sub>r</sub>}: 2장의 영상에서 삽입된 전체 방사성선원의 개수를 확인할 수 있다. 하지만 한 장의 영상에서는 r개만큼 구별할 수 없다. {N<sub>p</sub>, N, N<sub>q</sub>}, {N, N<sub>q</sub>, N<sub>r</sub>}의 그룹도 포함이 된다.

(2) {N, N<sub>q</sub>, N<sub>r</sub>}: 한 장의 영상에서 전체 N개의 방사성선원을 구별할 수 있다. 하지만 다른 두 장의 영상에서 q, r만큼 방사성선원이 구별되지 않는다.

(3) {N<sub>p</sub>, N<sub>q</sub>, N<sub>r</sub>}: 전체 N개를 확인할 수 있는 영상이 없다. 각각의 영상에서 p, q, r만큼 구별되지 않는다.

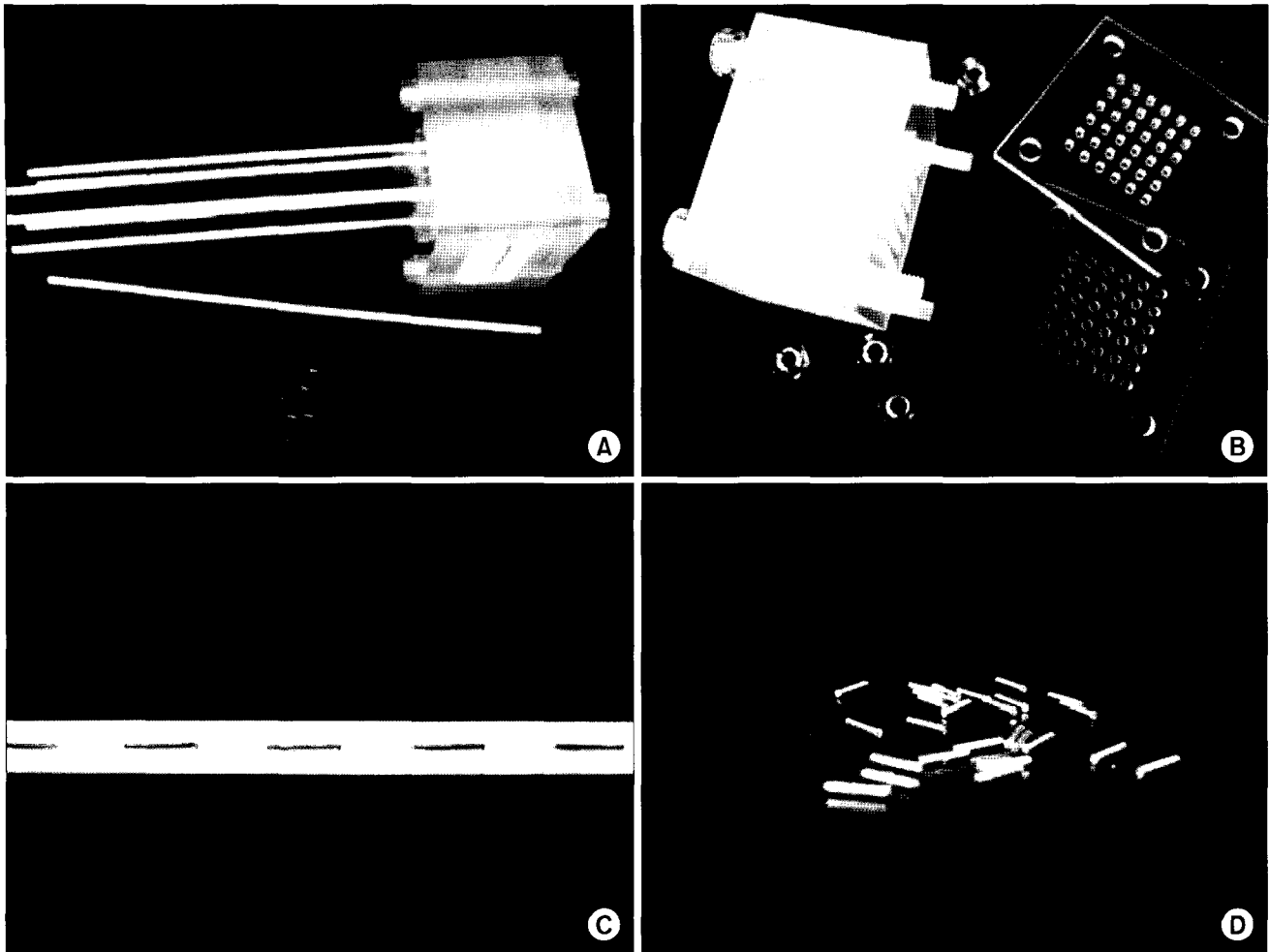
첫 번째와 두 번째의 상황은 {N, N, N<sub>r</sub>} 또는 {N, N<sub>q</sub>, N<sub>r</sub>}의 경우에 속하게 되고 세 번째의 상황은 {N<sub>p</sub>, N<sub>q</sub>, N<sub>r</sub>}의 경우에 속하게 된다.

### 2. 영상처리

전립선암 근접치료용 팬텀 내에 삽입된 방사성선원의 위치확인을 위하여 전후 방향과 ±30°, ±15° 방향에서 선형 가속기 Clinac iX (Varian Medical System Inc., Palo Alto, CA)에 부착된 온-보드 영상장치(on-board imager, OBI)를 이용하여 70 kVp, 50 mA, 40 ms에서 영상을 획득하였다. 프로그램상에서 중복된 방사성선원의 위치를 판별할 때 정확성을 높이고자 팬텀을 이용하여 획득한 영상을 위치확인 프로그램에 사용하기 전 방사성선원을 제외한 불필요한 배경을 제거하고 화질을 개선하는 영상처리 과정을 거쳤다.

#### 1) 영상 프로파일

영상 증배관(image intensifier)을 지나 팬텀을 통과한 X선의 강도는 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.<sup>5)</sup>



**Fig. 1.** The phantom designed and manufactured for prostate cancer brachytherapy. (A) The phantom could be divided to a template, needles, and model radioactive seeds. (B) The template consists of total 12 slabs 5 mm in thickness, and each template has holes where needles could be inserted at 3 mm interval. (C) The needle to be inserted to the phantom. Maximum 6 dummy seeds were attached to a needle, and they could be inserted to the desirable locations. (D) The dummy seeds dimension is 0.8 mm in diameter and 4.5 mm in length.

$$I \propto I_0 \exp\left(-\int_L \mu(x, y) dl\right) \quad (1)$$

이 수식에서  $I_0$ 는 초기 X선의 강도,  $I$ 는 영상 증배판에서의 강도, 그리고 선형감약계수  $\mu(x, y)$ 는 매개체(media)에서 X선의 흡수(absorption)를 나타낸다. 영상에서 방사성 선원의 강도는 X선이 지나가는 방향에 놓인 물체의 두께에 따라 변화하게 된다. 따라서 영상 내에서 단일 방사성 선원과 중복된 방사성 선원의 강도가 달라 영상 프로파일에서 중복된 방사성 선원의 영상 강도(intensity)가 더 높게 나타나고 단일 방사성 선원의 영상 강도는 상대적으로 낮게 나타난다.

## 2) 문턱값 처리

어두운 배경에 밝은 객체로 구성된 영상이 있다고 가정

한다면 배경으로부터 객체를 추출하는 적합한 방법은 밝기 히스토그램에서 객체와 배경의 화소들이 두 개의 지배적인 모드로 군집화된 밝기 레벨을 가지고 있으므로 이들 두 모드를 분리하는 문턱값  $T$ 를 선택하는 것이다. 히스토그램 기반 방법의 문턱값을 계산하기 위해 정규화된 히스토그램을 식 (2)와 같은 이산 확률 밀도로 나타낼 수 있다.

$$p_r(r_q) = \frac{n_q}{n}, \quad q = 0, 1, 2, \dots, L-1 \quad (2)$$

여기서  $n$ 은 영상의 총 화소 수,  $n_q$ 는 밝기 레벨  $r_q$ 를 갖는 화소 수,  $L$ 은 영상의 가능한 밝기 레벨의 총수를 나타낸다. 이제  $C_0$ 가 레벨  $[0, 1, \dots, k-1]$ 을 가지는 화소들의 집합이고,  $C_1$ 이 레벨  $[k, k+1, \dots, L-1]$ 을 갖는 화소들의 집합이 되도록 문턱값  $k$ 가 선택된다고 가정한다면 식 (3)

으로 정의되는 클래스간 분산(between-class variance)  $\sigma_B^2$ 을 최대화시키는 문턱값  $k$ 를 선택한다.<sup>11)</sup>

$$\sigma_B^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \quad (3)$$

여기서,

$$\omega_0 = \sum_{q=0}^{k-1} p_q(r_q),$$

$$\omega_1 = \sum_{q=k}^{L-1} p_q(r_q),$$

$$\mu_0 = \sum_{q=0}^{k-1} qp_q(r_q) / \omega_0,$$

$$\mu_1 = \sum_{q=k}^{L-1} qp_q(r_q) / \omega_1,$$

$$\mu_T = \sum_{q=0}^{L-1} qp_q(r_q).$$

이러한 문턱값 처리를 함으로써 방사성선원을 제외한 불필요한 배경을 제거하는 효과를 얻을 수 있다.

### 3) 형태학적 기법

구조 요소(structuring element)  $k$ 에 의한 입력 영상  $\chi$ 의 침식(erosion)은 다음과 같이 정의된다.

$$E(x(m,n)) = \min\{x(m+i,n+j) - k(i,j)\}, \quad i,j \in W \quad (4)$$

여기서  $W$ 는 구조 요소의 영역이다. 구조 요소에 의한 입력 영상의 침식은 이동된 구조 요소가 입력 영상의 배경

과는 전혀 겹치지 않는 모든 구조 요소 원점 위치들의 집합이다. 영상을 침식시키는 특정 방식과 정도는 구조 요소의 모형에 의해 제어된다.

구조 요소  $k$ 에 의한 입력 영상  $\chi$ 의 팽창(dilation)은 다음과 같이 정의된다.

$$D(x(m,n)) = \max\{x(m-i,n-j) + k(i,j)\}, \quad i,j \in W \quad (5)$$

팽창은 반사되고 이동된 구조 요소가 적어도 입력 영상의 일부와 겹치는 모든 구조 요소 원점의 위치들로 구성되는 집합이다.<sup>12)</sup> 이 두 가지 기법을 조합하여 형태학적인 열기와 닫기를 수행할 수 있다. 형태학적 열기는  $D(E(\chi(m,n)))$ 로 표기하며 구조 요소에 의해 입력 영상을 침식하고 나서 그 결과를 구조 요소로 팽창시키는 것이고 형태학적 닫기는  $E(D(\chi(m,n)))$ 로 표기하며 팽창 후 침식이 뒤따르는 방법이다. 이러한 형태학적 기법을 사용하여 영상을 부드럽게 만들 수 있으며 잡음(noise)을 제거할 수 있다.

### 4) CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)

AHE (Adaptive Histogram Equalization) 방법은 원 영상을 서브블록으로 나누고 각 서브블록 단위로 구해진 변환 함수와 서브블록 간의 양선형보간법(bilinear interpolation)을 이용하여 화질을 향상시키는 방법이다. CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) 방법은 AHE 방법에 한계값(clip limit)으로 히스토그램을 제한하는 개념을 추가한 방법으로 영상 대조도를 향상시킬 수 있다.<sup>13)</sup> 식 (6)은 한계값을 이용하여 히스토그램에서 발생 빈도의 양

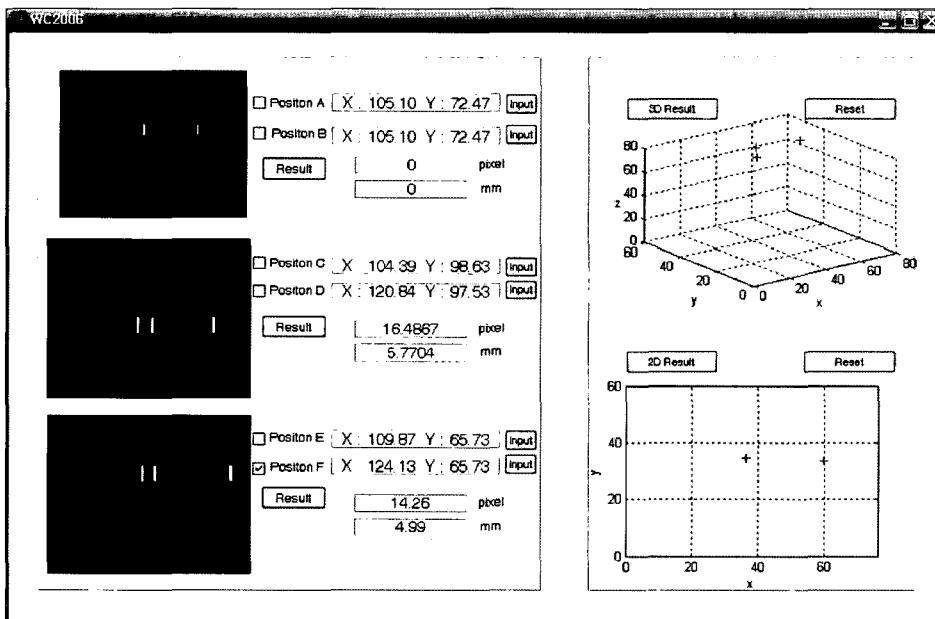


Fig. 2. The software developed that could differentiate overlap seeds. The 3 images on the left show only those seeds after removing unnecessary image noise and optimizing contrast. The right graph shows those overlap seeds differentiated by calculating the distance between the centers of each seed to the other using the 3-film technique.

을 제한하는 방법이다.

$$\begin{aligned} & \text{if } (p(X_k) > \text{ClipLimit}) \\ & \quad \tilde{p}(X_k) = \text{ClipLimit} \\ & \text{else} \\ & \quad \tilde{p}(X_k) = p(X_k) \end{aligned} \quad (6)$$

각각의 서브블록에서 구해진 히스토그램을 미리 설정된 한계값으로 제한하고 누적분포함수(cumulative density function, CDF)를 구한다. 이때의 누적분포함수는 한계값에 의한 영향으로 전체 히스토그램 값이 영상의 화소 개수와 같거나 작게 되므로 한계값이 미친 영향을 보상에 준다. 보상된 누적분포함수는 0~L-1의 명암도로 정규화되고 이것을 변환함수로 사용하여 원 영상의 밝기값을 변화시킨다.

### 3. 위치확인 프로그램

영상 처리 과정을 거쳐 얻은 영상을 중복된 방사성선원과 중복되지 않은 방사성선원으로 구분한 다음 중복된 방사성선원은 본 연구에서 개발한 위치확인 프로그램을 이용하여 판별한다(Fig. 2). 위치 확인 과정은 먼저 거리 계산 시 기준이 되는 방사성선원과 위치를 확인하고자 하는 방사성선원을 선택하게 된다. 그리고 각각의 영상에서 두 방사성선원 중심간의 거리를 계산한 후 3방향 기법을 적용한 알고리즘을 이용하여 방사성선원의 좌표를 획득하게 된다. 이때 방사성선원의 중심은 단일 방사성선원이 영상에서 차지하는 행과 열의 크기를 기준으로 중심을 계산하며 밀집(cluster) 형태를 띠고 있는 방사성선원일 경우 각각의 단일 방사성선원의 크기를 적용하여 개별적인 방사성선원의 중심을 계산한다.

본 연구에서 사용한 알고리즘에서는 선원(source) 1, 2, 3의 위치에서 획득한 영상을 필름 1, 필름 2, 필름 3이라고 하며 각 영상에서 위치를 확인하고자 하는 방사성선원이 속해 있는 일정한 범위를 각각 영역 1, 영역 2, 영역 3이라고 한다. 위치 확인을 위한 과정은 먼저 필름 1에서 찾고자 하는 방사성선원과 기준이 되는 방사성선원을 선택한 다음 방사성선원과 선원 1을 연결하는 가상의 선을 이용한 투사 이미지를 필름 2에서 찾게 된다. 이때 한 번의 시도로 정확한 위치를 파악하기 어려우므로 투사 이미지가 존재할 가능성이 있는 영역을 설정하게 된다. 설정한 영역 내의 확인하고자 하는 방사성선원을 선원 2와 가상의 선으로 연결하여 필름 3과 필름 1에 대응하는 영역 3과 영역 1에 존재하는 방사성선원을 찾게 된다(Fig. 3). 이러한 과정은 영상 내에서 중복된 방사성선원에 대해 반복 수행하여 방사성선원의 위치를 확인하게 된다. 본 연구에서 사용된

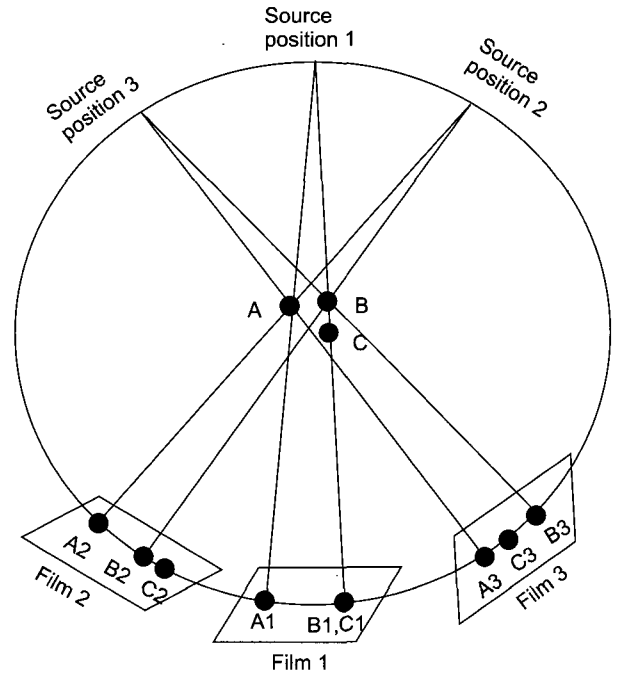


Fig. 3. In the presence of overlap seeds in the conventional 3-film technique, the location of all seeds could not be determined in the given directions.

위치확인 프로그램은 Matlab 7.0 (MathWorks, USA) 소프트웨어를 이용하였다.

### 4. 2방향 필름기법과 비교

본 연구에서 사용된 프로그램의 정확성을 비교하기 위하여 3방향 필름기법에서 사용한 영상획득 과정과 동일한 조건에서 전후 방향과 90°방향에서 영상을 얻어 전통적인 2방향 필름기법을 이용하여 중복된 방사성선원 위치확인 과정을 수행하였다.

## 결 과

Fig. 2는 본 연구에서 개발한 소프트웨어를 이용하여 중복된 방사성선원을 구별하여 나타낸 것이다. 프로그램의 좌측부분은 영상처리 과정을 거친 영상을 불러들여 방사성선원의 중심간의 거리를 계산하게 되며 우측 부분은 각 방사성선원의 실제적 위치를 재구성하게 된다. 영상처리는 먼저 문턱값 설정을 하여 데이터 처리에 불필요한 배경영상을 제거하고 형태학적 열기와 닫기 기법을 연속적으로 수행하여 영상의 잡음을 제거하게 되며 CLAHE 기법을 이용하여 영상 대조도를 증가시키는 과정으로 이루어진다. 이러한 과정은 삽입된 방사성선원의 개수에 따라 전후 방향

Table 1. The Number of Implanted Seeds (3-film Technique)

Case	Inserted seeds number	Overlapped seeds number	Detected seeds number	
			±15°	±30°
1	3	1	1	1
2	8	3	3	3
3	20	1	1	1
4	30	8	4	6
5	36	6	6	5
6	45	5	5	5
7	48	10	10	10
8	54	12	12	12
9	63	5	5	5

Table 2. The Number of Implanted Seeds (2-film Technique)

Case	Inserted seeds number	Overlapped seeds number	Detected seeds number
1	3	1	1
2	8	3	3
3	20	1	1
4	30	8	3
5	36	6	5
6	45	5	3
7	48	10	8
8	54	12	8
9	63	5	4

과 갱트리 각도 ±30°, ±15°에서 획득한 모든 영상에 적용된다. 이때 문턱값과 CLAHE 기법에서의 한계값은 각각의 영상에서 최적화된 결과 영상을 획득하기 위하여 각 영상마다 다른 값을 가진다. 본 연구에서 직접 개발한 프로그램을 이용하여 중복된 방사성선원의 위치를 재구성하였을 때, 2차원 AP영상에서는 중복된 방사성선원으로 인해 1개의 방사성선원이 존재하는 것처럼 나타난다. 하지만 프로그램을 이용하여 3차원 좌표상에서 확인해 보면 2개의 방사성선원으로 분리되는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 사용된 방사성선원의 개수는 최대 63개이며 각각의 방사성선원을 삽입하여 전후 방향과 ±15° 및 ±30°에서 영상을 획득하여 사용하였다. 전체 삽입된 방사성선원 개수에 대해 임의로 설정한 중복된 방사성선원은 16.6%이며 이는 전후 영상에서 확인하였을 때 하나의 방사성선원이 중복된 상황과 2개 이상의 방사성선원이 중복된 상황, 그리고 3방향에서 획득한 영상에서 방사성선원의 중복으로 인해 삽입한 방사성선원의 전체 개수를 구별할

Table 3. Coordinates of Overlapped Seeds in Case 1 (mm)

Seed no.	Position±Error			
	x	y	seed - z	overlap - z
1	36.70±0.12	24.54±0.22	58.15±0.18	42.18±0.35

Table 4. Coordinates of Overlapped Seeds in Case 2 (mm)

Seed no.	Position±Error			
	x	y	seed - z	overlap - z
1	31.62±0.18	23.67±0.19	57.17±0.17	48.29±0.63
				29.68±0.11
				21.02±0.33

수 없는 상황으로 구성된다. 설정된 세 가지 상황을 적용하여 모의선원을 3~63개까지 팬텀 내부에 삽입하여 각각 다른 9가지의 경우를 설정하여 영상을 획득하였다.

Table 1은 본 연구에서 설정한 3가지 상황을 이용하여 임의의 총 9가지의 중복된 경우(case)를 설정하여 각 경우에 사용된 방사성선원의 개수와 중복된 방사성선원의 개수, 그리고 직접 개발한 프로그램을 이용하여 중복된 방사성선원을 분리해 낸 개수를 나타내었다. 프로그램을 사용하였을 때, 갱트리 각도 ±15°에서는 92.2%, 갱트리 각도 ±30°에서는 94.1%의 분리율을 가졌다.

Table 2는 전후 방향과 90°에서 획득한 영상을 이용하여 3방향 필름기법에서 사용한 영상처리 과정을 거친 후 2방향 필름기법을 이용하여 중복된 방사성선원을 분리한 결과를 나타냈으며 이때 분리율은 70.6%로 나타났다.

Table 3은 본 연구에서 설정한 상황 중 하나의 방사성선원이 중복된 상황만이 적용된 경우이다. 이 상황은 9가지 경우에서 획득한 모든 영상에서 공통적으로 발견되며 프로그램상에서 각각의 방사성선원으로 구별하기가 용이하다. Table 4는 두 개 이상의 방사성선원이 중복된 상황으로 2, 8, 9번의 경우가 이 상황에 속하게 된다. 삽입된 전체 방사성선원과 중복된 방사성선원 개수와는 상관없이 확인하고자 하는 방사성선원과 기준이 되는 방사성선원이 영상에서 구별되어 나타나게 되면 프로그램상에서 각각의 방사성선원 위치를 결정할 수 있다. Table 5는 15° 간격에서 획득한 영상 모두에서 중복으로 인하여 삽입한 전체 방사성선원을 확인할 수 없는 상황이다. 이것은 한 영상에서 확인하였던 방사성선원을 다른 영상에서 찾을 수 없거나 기준이 되는 방사성선원을 구별할 수 없어서 방사성선원을 구별하는 데 어려움이 있기 때문이다. 이때 알고리즘을 이용하여 방사성선원을 확인할 수 없을 때 “X”로 나타내었

Table 5. Coordinates of Overlaped Seeds in Case 4 (mm)

Seed no.	Position±Error			
	x	y	seed - z	overlap - z
1	21.1±0.11	18.06±0.23	50.98±0.17	26.89±0.45
2	21.47±0.15	34.06±0.12	49.29±0.18	27.13±0.49
3	35.17±0.06	15.26±0.22	42.34±0.23	30.93±0.08
4	48.02±0.18	16.41±0.32	58.98±0.17	21.63±0.11
5	47.21±0.12	9.15±0.01	43.29±0.18	X
6	48.26±0.17	35.17±0.15	58.99±0.19	X
7	54.53±0.22	24.83±0.17	51.99±0.19	X
8	56.32±0.14	43.21±0.08	X	X

다. 본 연구에서 실험한 9가지 경우에는는 삽입한 방사성선원의 개수가 많아질수록 방사성선원이 밀집된 형태로 나타나게 되어 설정한 영역 내에서 확인하고자 하는 방사성선원을 구별할 때 프로그램의 위치확인 구별 능력이 떨어지게 된다.

### 고안 및 결론

전립선암 근접치료 시 이식된 방사성선원을 재구성하기 위해서 투사된 각각의 2차원 영상에서 이식된 모든 방사성선원이 식별되어야 한다. 하지만 전립선에 이식된 방사성선원의 수가 많기 때문에 방사성선원 영상은 밀집한 클러스터(cluster) 및 중복된 형태를 띠게 된다. 이러한 중복된 방사성선원은 각각의 영상으로 분리하기가 곤란하여 방사성선원의 정확한 위치 확인을 위하여 많은 연구가 진행되어 왔다.

따라서 본 연구에서는 중복된 방사성선원의 위치를 판별하기 위하여 전립선암 근접치료용 팬텀을 설계 및 제작하였으며 제작한 팬텀 내부에 모의선원을 삽입하여 OBI를 이용하여 전후 방향 및 -30°에서 30°까지 15°간격으로 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 불필요한 배경을 제거하기 위해 각각의 영상에 따른 문턱값을 설정하였으며 형태학적 기법을 이용하여 잡음을 제거하고 CLAHE 기법을 이용하여 대조도를 최적화하였다. 이러한 과정을 거쳐 얻어진 영상을 본 연구에서 개발한 소프트웨어를 이용하여 중복된 방사성선원을 분리하였다.

기존의 몇몇 연구는 방사성선원의 중복으로 인해 확인되지 않는 방사성선원이 발생하지 않거나 매우 드물게 나타난다는 가정하에 연구를 진행하였다.<sup>4,9,14-17)</sup> 그러나 실제 임상에서는 이식되는 방사성선원의 최대 50%가 일반적인

중복의 형태로 나타나며 이 중 약 5%는 완벽하게 중복된 방사성선원으로 나타나게 되어 개별적인 방사성선원으로 구별되지 않는 문제점이 발생한다.<sup>10,18)</sup>

본 연구에서는 하나의 방사성선원이 중복되는 상황이 9가지 경우에서 모두 발생하게 설정하였다. 이때 3방향에서 획득한 영상 중 적어도 하나의 영상에서 삽입된 방사성선원이 모두 나타난다면 분리가 가능하므로 완벽한 분리율을 보일 것이다.

두 개 이상의 방사성선원이 중복되어 나타나는 상황은 삽입한 방사성선원의 개수가 많아질수록 발생하게 되며 하나의 방사성선원이 중복된 상황과 마찬가지로 최소 하나의 영상에서 삽입된 전체 방사성선원이 구별된다면 영상 획득 각도와 상관없이 100%의 분리율을 나타낸다. Narayanan 등<sup>2)</sup>이 개발한 방법은 4장의 영상을 이용하여 방사성선원의 재구성 시 소요되는 시간을 감소시켰으며 평균 99.5%의 분리율을 나타내었지만 오직 한 개의 방사성선원이 중복된 경우, 즉, {N, N, N, N}의 경우에만 가능한 방법으로 본 연구에서 설정한 상황과 같이 방사성선원의 다양한 중복을 나타내는 투사영상에 적용시키기에는 어려움이 있다. 이 연구에서는 방사성선원을 20~120개까지 20개씩 증가시켜 분리율을 측정하였을 때 각각의 경우에 대해 97.4~99.1%의 결과를 보였다. 본 연구에서 수행한 {N, N, N, N}의 경우 나타난 결과를 상대오차의 참값이라고 할 때 Narayanan 등의 연구 결과와의 최대 상대오차는 2.6%로 나타났다.

삽입된 방사성선원의 전체 개수와는 상관없이 3방향에서 p, q, r만큼 구별되지 않는 상황에서는, 영상 내의 설정된 영역에서 확인하고자 하는 중복된 방사성선원이나 거리계산 시 기준이 되는 방사성선원이 또 다른 방사성선원과 중복되어 나타나지 않는다면 그 방사성선원의 위치확인이 불가능하다. 이는 3방향 필름 기법과 2방향 필름 기법 모두 해당한다. 특히 2방향 필름 기법을 이용할 경우 2방향에서만 영상을 획득해야 하는 제한으로 인해 설정한 영역 내에서 다른 방사성선원과 중복될 가능성이 3방향 기법에서 얻은 영상에서보다 크므로 중복된 방사성선원의 분리율이 낮아진다.

Lam 등<sup>18)</sup>은 3차원 공간상의 방사성선원이 검출기 면(detector plane)에 순방향 투사(forward projection)를 하여 얻은 방사성선원 영상을 허프변환(Hough transform)을 이용하여 방사성선원을 재구성하는 알고리즘을 개발하였다. 하지만 이 알고리즘은 본 연구에서 개발한 알고리즘이 3장의 영상을 이용해 방사성선원을 재구성하는 것과 달리 각각의 영상에서 구별되지 않는 방사성선원이 전체 방사성선원의 4% 정도일 때 최소 6장의 영상이 필요하며, 20% 이

상의 방사성선원이 영상에서 구별되지 않을 때 12장 이상의 영상을 필요로 하므로 실제적인 치료환경에 이용하기에는 어려움이 있다.

본 연구에서는 중첩된 방사성선원으로 인해 발생하는 불완전한 2차원 투사 영상 3장을 이용하여 3차원적인 위치를 재구성하는 알고리즘을 개발하였다. 이 프로그램을 이용한다면 중복된 방사성선원으로 인하여 재구성하는 과정에서 생기는  $\{N, N, N_T\}$  및  $\{N, N_p, N_T\}$ 의 상황에서 완벽한 분리율을 나타내었으며 특히  $\{N, N, N_T\}$ 의 상황에서 Narayanan 등<sup>2)</sup>의 연구 결과와 비교하여 최대 2.6%까지 상대오차를 줄일 수 있었다. 하지만 3장 모두의 영상에서 확인하고자 하는 방사성선원이 나타나지 않았을 때에도 위치확인이 가능하도록 갠트리 각도를 다양하게 변화시켜 획득한 영상을 이용하는 방법 및 역방향 투사방법과 순방향 투사방법을 차례로 수행하여 영상을 일정한 두께를 가진 층(layer)으로 구별하여 완벽하게 중복된 방사성선원을 구별하는 방향으로 알고리즘을 수정 및 보완하여 보다 정확한 재구성을 하기 위한 연구를 차후 수행하고자 한다. 본 프로그램을 이용한 영구적인 전립선암 근접치료 시 효율적인 방사선 치료를 기대할 수 있고 정확한 선량측정이 가능하게 되어 품질보증(quality assurance, QA)에 보다 효과적일 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

- Grimm PD, Blasko JC, Sylvester JE, Meier RM, Cavanagh W. 10-year biochemical (prostate-specific antigen) control of prostate cancer with  $(^{125}\text{I})$  brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:31-40
- Narayanan S, Cho PS, Marks R J II. Fast cross-projection algorithm for reconstruction of seeds in prostate brachytherapy. *Med Phys* 2002;29:1572-1579
- Amols HI, Rosen II. A three-film technique for reconstruction of radioactive seed implants. *Med Phys* 1981;8:210-214
- Tubic D, Zaccarin A, Pouliot J, Beaulieu L. Automated seed detection and three-dimensional reconstruction. I. Seed localization from fluoroscopic images or radiographs. *Med Phys* 2001;28:2265-2271
- Tubic D, Zaccarin A, Beaulieu L, Pouliot J. Automated seed detection and three-dimensional reconstruction. II. Reconstruction of permanent prostate implants using simulated annealing. *Med Phys* 2001;28:2272-2279
- Brinkmann DH, Kline RW. Automated seed localization from CT datasets of the prostate. *Med Phys* 1998;25:1667-1672
- Roy JN, Wallner KE, Harrington PJ, Ling CC, Anderson LL. A CT-based evaluation method for permanent implants: application to prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:163-169
- Bice WS Jr, Dubois DF, Prete JJ, Prestidge BR. Source localization from axial image sets by iterative relaxation of the nearest neighbor criterion. *Med Phys* 1999;26:1919-1924
- Todor DA, Zaider M, Cohen GN, Worman MF, Zelefsky MJ. Intraoperative dynamic dosimetry for prostate implants. *Phys Med Biol* 2003;48:1153-1171
- Su Y, Davis BJ, Herman MG, Robb RA. Prostate brachytherapy seed localization by analysis of multiple projections: identifying and addressing the seed overlap problem. *Med Phys* 2004;31:1277-1287
- Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Trans Systems Man and Cybernetics* 1979;9:62-66
- Haralick RM, Sternberg SR, Zhuang X. Image analysis using mathematical morphology. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1987;3:532-550
- Pizer SM, Amburn EP, Austin JD, et al. Adaptive histogram equalization and its variations. *Comput Graphics Image Process* 1987;39:355-368
- Altschuler MD, Findlay PA, Epperson RD. Rapid, accurate, three-dimensional location of multiple seeds in implant radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1983;28:1305-1318
- Jackson DD. An automatic method for localizing radioactive seeds in implant dosimetry. *Med Phys* 1983;10:370-372
- Rosenthal MS, Nath R. An automatic seed identification technique for interstitial implant using three isocentric radiographs. *Med Phys* 1983;10:475-479
- Narayanan S, Cho PS, Marks R J II. Three-dimensional seed reconstruction from an incomplete data set for prostate brachytherapy. *Phys Med Biol* 2004;49:3483-3494
- Lam ST, Cho PS, Marks RJ 2nd, Narayanan S. Three-dimensional seed reconstruction for prostate brachytherapy using Hough trajectories. *Phys Med Biol* 2004;49:557-569



---

**Abstract**

---

## **A Study on Image Reconstruction for Seed Localization for Permanent Prostate Brachytherapy**

Ju-Young Hong, B.S., Jeong-Eun Rah, M.S. and Tae-Suk Suh, Ph.D.

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

**Purpose:** This study was to design and fabricate a phantom for prostate cancer brachytherapy to validate a developed program applying a 3-film technique, and to compare it with the conventional 2-film technique for determining the location of an implanted seed.

**Materials and Methods:** The images were obtained from overlapped seeds by randomly placing a maximum of 63 seeds in the anterior-posterior (AP) position and at  $-30^{\circ}$  to  $30^{\circ}$  at  $15^{\circ}$  intervals. Images obtained by use of the phantom were applied to the image processing procedure, and were then processed into the development program for seed localization. In this study, cases were set where one seed overlapped, where two seeds overlapped and where none of the three views resolved all seeds. The distance between the centers of each seed to the reference seed was calculated in a prescribed region. This distance determined the location of each seed in a given band. The location of the overlapped seeds was compared with that of the 2-film technique.

**Results:** With this program, the detection rate was 92.2% (at  $\pm 15^{\circ}$ ), 94.1% (at  $\pm 30^{\circ}$ ) and 70.6% (compared to the use of the 2-film technique). The overlaps were caused by one or more than two seeds that overlapped; the developed program can identify the location of each seed perfectly. However, for the third case the program was not able to resolve the overlap of the seeds.

**Conclusion:** This program can be used to improve treatment outcome for the brachytherapy of prostate cancer by reducing the number of errors in the process of reconstructing the locations of perfectly overlapped seeds.

---

**Key Words:** Prostate cancer, Brachytherapy, Overlap seeds, Localization