

## CT 영상 및 kV X선 영상을 이용한 자동 표지 맞춤 알고리즘 개발

안림대학교 의과대학 방사선종양학교실\*, 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실†

정광호\*<sup>†</sup> · 조병철\* · 강세권\* · 김경주\* · 배훈식\* · 서태석<sup>†</sup>

**목적:** 본 연구의 목적은 전립선암 환자의 방사선 치료 시 표적의 정확한 위치를 찾기 위해 표지(marker)를 삽입한 경우 방사선치료계획 시 촬영한 CT 영상과 매 치료 시 온보드 영상장치(on-board imager, OBI)로부터 획득된 직교 kV X선 영상을 이용하여 표지의 위치를 계산하고 자동으로 맞춤을 수행하여 환자 셋업 오차를 보정하도록 하는 방법을 개발하는 것이다.

**대상 및 방법:** 세 개의 금 표지를 환자 전립선의 기준 위치에 삽입한 후 CT 모의치료기를 이용하여 2 mm 슬라이스 간격으로 CT 영상을 획득하였으며 매 치료 전에 환자 셋업 보정을 위하여 OBI를 이용하여 직교하는 kV X선 환자 영상을 획득하였다. CT 및 kV X선 영상 내 표지 정보 및 좌표 값 추출을 위하여 화소값의 문턱값 처리, 필터링, 외곽선 추출, 패턴 인식 등 다수의 영상처리 알고리즘을 적용하였다. 각 표지들 위치의 대표값으로 삼각형의 무게중심 개념을 이용하였으며 기준 CT 영상 및 직교 kV X선 영상으로부터 각각 무게중심의 좌표를 구한 후 그 차이를 보정해야 할 셋업의 오차로 계산하였다. 알고리즘의 건전성(robustness) 평가를 위해 팬텀을 이용하여 계산된 CT 및 kV X선 영상의 무게중심이 실제 지정된 위치와 일치하는지 여부를 확인하였으며, 본원에서 방사선 치료를 시행한 네 명의 전립선암 환자에 대상으로 치료 직전 촬영한 38 내지 39쌍의 kV X선 영상에 대하여 알고리즘을 적용한 후 OBI 프로그램에서 제공되는 2차원-2차원 맞춤 결과와 비교하였다.

**결과:** 팬텀 실험 결과 실제 값과 CT 영상 및 직교 kV X선 영상으로부터 계산된 무게 중심 좌표 값이 1 mm 오차 내에서 일치함을 확인할 수 있었다. 환자 영상에 적용한 경우에도 모든 영상에 대하여 성공적으로 각 표지의 위치를 계산할 수 있었으며 2차원-2차원 맞춤 기능을 이용하여 계산된 셋업 오차와 비교해본 결과 1 mm 범위 내에서 일치함을 확인할 수 있었다. 본 알고리즘을 이용하여 계산한 결과 셋업 오차는 전후(AP) 방향으로 환자별로 작게는 0.1±2.7 mm에서 크게는 1.8±6.6 mm까지, 상하(SI) 방향으로 0.8±1.6 mm에서 2.0±2.7 mm, 좌우(Lat) 방향으로 -0.9±1.5 mm에서 2.8±3.0 mm까지였으며 환자에 따라 그 편차의 차이가 있었다.

**결론:** 제안된 알고리즘을 이용하여 1회 셋업 오차를 평가하는 데 소요되는 시간은 10초 미만으로서 임상 적용 시 환자 셋업 시간을 줄이고 주관성을 배제하는 데 도움이 될 수 있을 것으로 기대된다. 그러나 온라인 환자 셋업 보정 시스템에 적용하기 위해서는 선형가속기의 제어 시스템에 통합되는 것이 필요하다.

핵심용어: kV X선 영상, 온-보드 영상장치, 표지, 전립선, 맞춤

### 서 론

최근 국내에서도 전립선암 환자의 수가 급격히 증가하고 있으며<sup>1)</sup> 이에 따라 방사선치료의 역할에 대한 중요도 역

시 이전보다 높아지고 있다. 그러나 전립선암의 방사선치료 시에는 몇 가지 어려움이 뒤따른다. 먼저 표적 설정의 모호함이다. 전립선암의 경우 육안적종양체적(gross tumor volume, GTV)의 결정이 어렵기 때문에 일반적으로는 전체 전립선을 임상표적체적(clinical target volume, CTV)으로 삼게 된다. 또한 전산화 단층촬영(computerized tomography, CT) 영상만으로는 전립선의 경계선을 추출하기가 어렵기 때문에 자기공명영상(magnetic resonance image, MRI) 등과의 영상정합을 이용하여 외곽선을 그리는 경우가 많다. 또 다른 문제는 환자 셋업이 어렵다는 점이다. 방사선치료 시

이 논문은 2006년 12월 13일 접수하여 2007년 3월 6일 채택되었음.  
본 연구는 서울시 국제 첨단의료영상기술 개발혁신클러스터사업의 지원에 의해 수행되었음.

책임저자: 서태석, 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실  
Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779  
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

일반적으로는 환자의 피부 표면에 표시된 표지(marker)를 이용하여 셋업을 하게 되는데 외부적으로는 정확하게 맞추었다 하더라도 전립선은 시간에 따른 위치 변화가 큰 장기이므로 실제로는 치료계획 시의 위치와 다를 가능성이 높다. 이는 골격을 이용하여 맞춤을 수행할 경우에도 동일하게 발생하는 문제이다. 그러므로 이러한 불확실성을 보상하기 위하여 계획용표적체적(planning target volume, PTV) 설정 시 전립선의 움직임은 모두 포함할 수 있을 만큼 충분한 여백을 설정해주어야 하는데<sup>2,3)</sup> 이로 인해 인접하고 있는 방광 및 직장에 고선량이 들어가게 되어 합병증 유발 가능성이 높아지게 된다.

최근 영상유도 방사선치료(image-guided radiation therapy, IGRT) 기술의 발전과 더불어 표적의 위치 추적이 가능하게 되어 PTV 설정 시 여백을 줄이려는 시도가 계속되고 있으나<sup>4,5)</sup> 영상으로부터 전립선에 대한 정보 추출이 어려워 매 치료 시 표적의 위치를 정확하게 알기는 여전히 어렵다. 이러한 이유로 이전부터 금 표지(gold seed markers)를 전립선 내부에 삽입하여 전립선의 위치를 대표하도록 하며 이를 이용하여 위치를 계산하는 방법이 이용되어 왔다.<sup>6~17)</sup> 고전적으로는 방사선 치료 시 조사문 필름(portal film) 촬영을 한 후 필름으로부터 표지의 좌표를 계산하여 이용하는 방법<sup>6~11)</sup>과 전자조사문영상(electric portal image, EPI)에서 같은 방법으로 표지의 좌표를 계산하는 방법<sup>12~17)</sup>이 이용되어 왔으며 특히 EPI로부터 자동으로 표지의 위치를 추출한 후 표적의 위치를 계산하는 방법도 보고된 바 있다.<sup>16,17)</sup> 유사한 방법을 이용하여 상용화된 대표적인 시스템으로는 Acculoc & ISOLOC 시스템(NMPE, USA)을 들 수 있다. 그러나 방사선 치료에 이용되는 고에너지 X선으로 촬영된 영상의 품질이 좋지 않아 표지의 식별이 어려워지며 그로 인해 위치를 정확하게 알기 어려워진다. 더욱이 이들 각 표지의 위치는 사용자가 지정해 주어야 한다. 이 과정

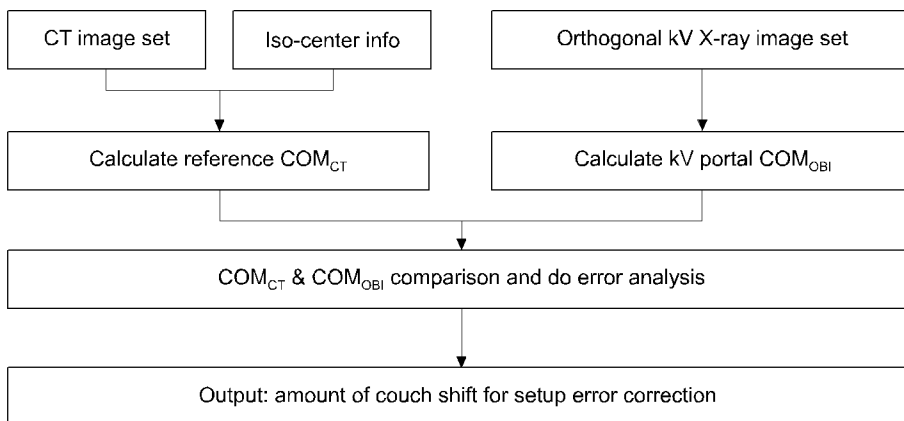
에서 사용자에게 따라 표지 위치 지정이 달라질 가능성도 구분하다.

최근에는 보다 영상이 우수한 kV X선 영상장치가 방사선치료기와 결합되고 있는 추세이다. 온보드 영상장치(on-board imager, OBI, Varian Medical Systems, USA)도 IGRT를 위한 치료기기로서 OBI 운용 프로그램에서는 2차원-2차원 맞춤, 3차원-3차원 맞춤, 표지 맞춤 등의 기능을 제공하고 있다. 그러나 기본 제공되는 표지 맞춤 기능은 CT 영상에서 슬라이드마다 각각의 표지의 위치를 사용자가 일일이 지정해 주어야 하며 이를 기반으로 하여 촬영된 직교 kV X선 영상과의 비교를 통해 셋업 오차를 계산하게 되므로 번거로움이 뒤따른다. 또한 각각의 표지를 대응시킴으로써 맞춤을 수행하는 영상 기반의 2차원-2차원 맞춤 방법에서도 표지의 크기가 셋업 오차보다 클 수 있으므로 표지 위치에 대한 불확실성이 커지게 된다. 기준 영상으로 이용되는 디지털화재구성 영상(digitally reconstructed radiography, DRR)에서는 표지를 정확하게 나타내기 어렵기 때문에 사용자가 표지의 위치 및 모양을 참고로 하여 임의로 그려주어야 하는 번거로움이 있으며 이들 표지는 CT 영상에서는 표지의 고밀도로 인한 인공물(artifact)이 발생하게 되므로 슬라이스 두께를 작게 하지 않으면 오차가 발생할 가능성도 높아지게 된다.

본 연구에서는 임상 적용 시 과정 및 불확실 요소를 최소화할 수 있는 자동 맞춤 및 셋업 오차 보정 알고리즘을 제안하고자 한다. 이는 CT 영상과 OBI로부터 얻어진 kV X선 영상들로부터 표지의 위치를 자동으로 계산하고 이를 이용하여 셋업을 보정하도록 하는 방법이다.

### 대상 및 방법

전립선에 표지를 삽입할 경우에는 비뇨기과 의사가 직



**Fig. 1.** Flow chart of the automatic seed marker information extraction and registration process. Amount of couch-shift at each treatment session can be estimated by comparing a computed COM<sub>OBI</sub> point from two orthogonal kV x-ray images to the reference COM<sub>CT</sub> point which was previously calculated from the planning CT image.

장초음파로 삽입 위치를 확인하면서 14 gauge 바늘을 이용하여 기준 위치(전립선의 기저부에 옆으로 나란히 두 개, 꼭지점 부분에 요도를 피하기 위해 중심선으로부터 약간 비껴난 부분에 한 개)에<sup>13,18)</sup> 지름 1.2 mm, 길이 3 mm의 세 개의 표지를 삽입하게 된다. 이후 전형적인 방사선치료 절차에 따라 치료계획용 CT 촬영을 한 후 치료계획을 수립하고 방사선 치료를 시행하게 된다. 본 기관에서는 표지를 삽입한 전립선암 환자에 대하여 기본적으로 2 mm 슬라이스 두께로 CT 영상을 얻고 있다. 본 연구에서 제안된 방법을 적용할 경우 일반적인 방사선치료과정에 부가적으로 환자 치료 전 직교 kV X선 영상을 획득하여 맞추음을 시행하는 과정이 추가된다. 전체적인 과정은 Fig. 1에 나타나 있다.

본 연구에서는 각 표지들의 위치를 대표하기 위해 Fig. 2 및 식 (1)에 나타난 바와 같이 삽입된 세 개의 표지를 꼭지점( $x_i, y_i, z_i, i=1, 2, 3$ )으로 하는 삼각형의 무게중심(center-of-mass, COM) 개념을 이용하였다. 이 방법은 각 표지의 위치의 불확실성의 영향을 적게 받으며 계산이 용이하

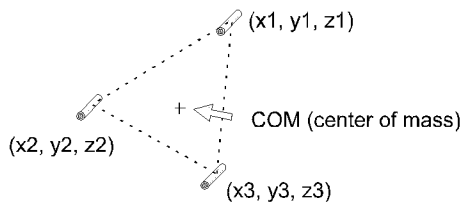


Fig. 2. Basic concept of the center-of-mass (COM) for three points. It was assumed that centers of each seed marker comprise a virtual tri-angle in three dimensional space.

다는 장점이 있다.

$$COM = \left( \frac{x_1 + x_2 + x_3}{3}, \frac{y_1 + y_2 + y_3}{3}, \frac{z_1 + z_2 + z_3}{3} \right) \quad (1)$$

먼저 치료계획 시의 CT 영상으로부터 각 표지의 위치 좌표 및 무게중심의 기준 좌표를 계산한 후 매 치료 시 직교 kV X선 영상으로부터 비교할 무게중심의 좌표를 계산하여 두 값을 비교함으로써 보정해야 할 셋업 오차를 계산할 수 있다. 이 때의 좌표는 치료계획 시의 회전중심점(isocenter)을 원점으로 하여 계산된 상대적인 값이다. 이러한 전 과정은 MATLAB 7.1 (MathWorks, USA)을 이용하여 개발된 프로그램을 이용하여 자동으로 수행된다.

표지의 위치를 정확하게 알기 위해서는 각 영상으로부터 표지의 정보만 추출하는 것이 필요하다. CT 영상 및 kV X선 영상의 특성이 다르므로 본 연구에서는 각기 다른 영상처리 기법을 적용하였다. 이 때 각각의 경우 모두 회전중심점을 기준으로 하여 일정 범위 이내로 탐색 범위를 제한하였는데 이는 알고리즘의 효율성을 도모하는 동시에 다른 부분의 영향을 없애기 위한 것이다. 그러나 표지의 움직임이 심할 경우 예측 범위를 넘어설 수도 있으므로 충분한 범위를 설정하여야 한다.

CT 영상의 경우 Fig. 3에서 보여진 바와 같이 금속 표지가 존재하는 경우 다른 조직들에 비하여 CT 번호의 값이 급격하게 증가하게 되므로 이 값의 차이를 이용하여 문턱값 이상의 화소에 대해서만 위치정보를 추출하게 되면 3차원 좌표값을 계산할 수 있게 된다. 문턱값은 최대화값의 80% 이상의 화소값을 갖는 것으로 설정하였다. 이 방법을 적용하면 CT 영상에서 표지의 영상이 인공물에 의해 실제보다 과장되더라도 적절한 범위 이내로 축소시킬 수 있

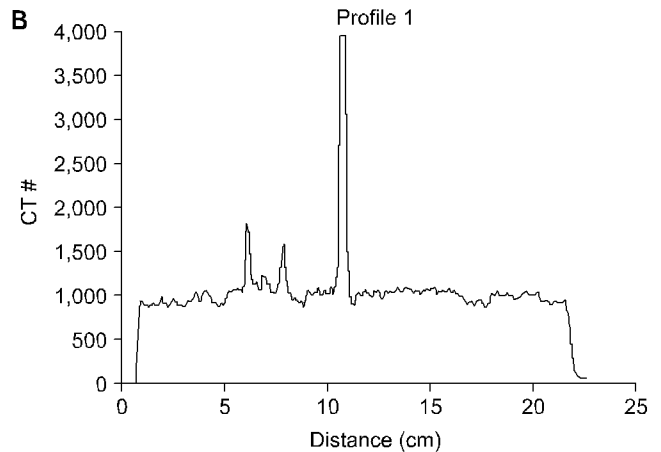
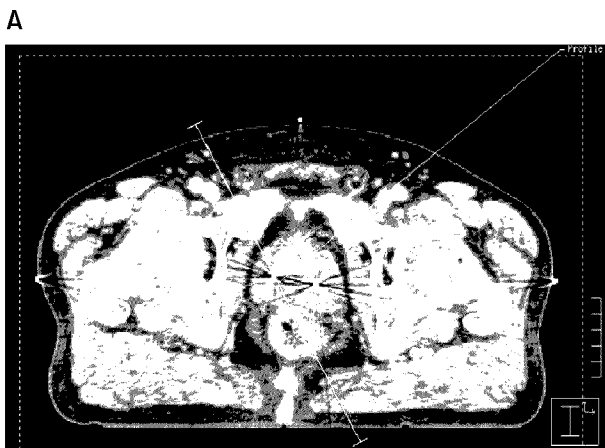


Fig. 3. (A) Planning CT image captured in Pinnacle<sup>3</sup>. Two seed markers inside a prostate were shown clearly with an artifact. (B) CT number profile along the oblique line as drawn in (A). CT number at the position of the seed marker was obviously greater than that of elsewhere, thus it was easy and accurate to find out the location of seed markers using the difference of threshold value.

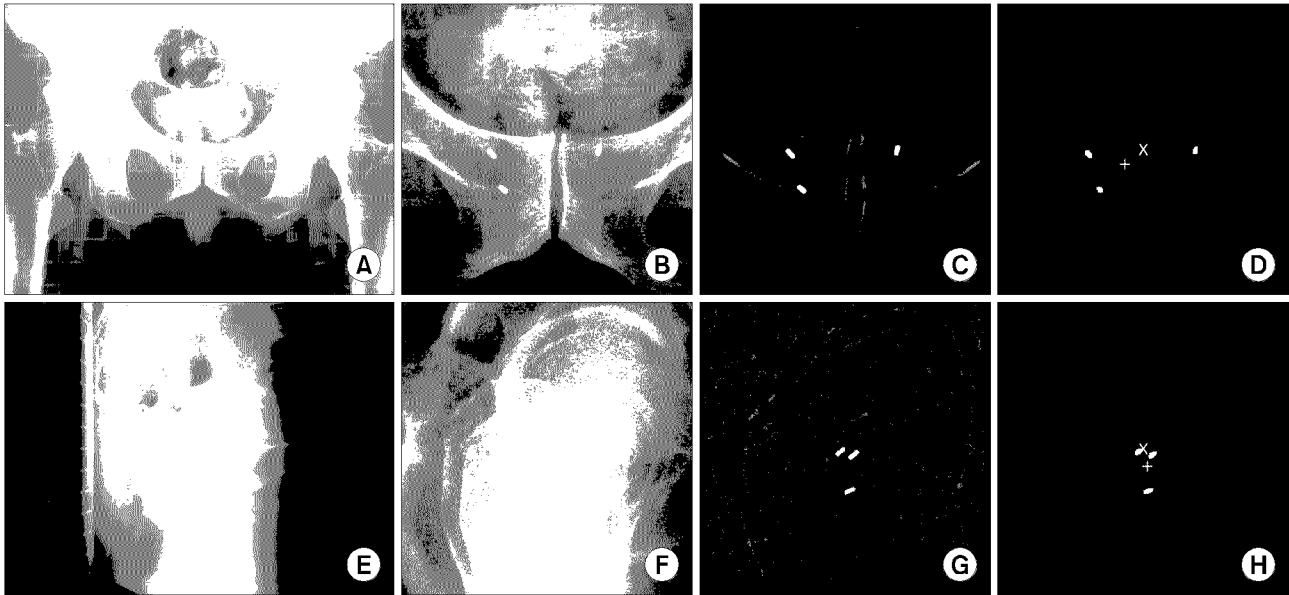


Fig. 4. Seed marker detection procedure for orthogonal kV x-ray images: (A~D) source gantry angle  $0^\circ$ ; (E~H) source gantry angle  $270^\circ$ . (A), (E) raw data; (B), (F) cropped image; (C), (G) filtered image using Top-hat transform; (D), (H) detected seed markers and calculated image center ( $\times$  mark) and center-of-mass ( $+$  mark)

므로 관심 대상인 각 표지의 중심점을 구하는 과정에서의 불확실성을 줄일 수 있게 된다. 또한 DRR 영상 생성 및 표지를 그리는 등의 불필요한 과정을 생략할 수 있다. CT 영상은 방사선치료계획 장치인 Pinnacle<sup>3</sup> 형식으로 읽어 들이며 치료계획 시의 회전중심점에 대한 정보도 함께 입력받는다. 검출된 화소들은 3차원적으로 가까운 거리에 있는 것들끼리 묶음으로써 각각의 표지를 구분할 수 있으며, 각 표지의 중심은 각 화소의 좌표값들의 각 방향 평균값으로 정의할 수 있다. 무게중심은 식 (1)에서 정의된 대로 세 개의 표지의 각 방향으로의 평균값이 된다.

kV X선 영상의 경우에는 표지의 화소값이 주변 다른 조직에 비해 분명한 차이를 보이지 않으므로 보다 복잡한 영상 처리 기법이 필요하다. 본 연구에서는 형태학적 기법인 Top-hat 변환과 외곽선 추출, 패턴 인식 방법이 적용되었다. Top-hat 변환은 비균일한 배경으로부터 관심 영상 정보를 효율적으로 추출하기 위해 이용되는 것으로<sup>19)</sup> 그 결과는 Fig. 4C와 G에서 보이는 바와 같다. 이 영상에 Canny 필터를 적용하여 외곽선을 추출한 후 표지 형태를 갖는 화소만을 남겨두고 나머지는 제거하여 결과적으로는 표지의 정보만 추출할 수 있게 된다. 이 경우 촬영된 kV X선 영상의 질이 중요한데 기본적으로는 촬영 시의 조건이 항상 일정해야 하며 영상 품질에 대한 품질관리가 유지되어야 한다. 본 기관에서는 골반부 촬영 시 일반적으로 전후 방향(anterior-posterior, 선원 각도  $0^\circ$ ) 영상의 경우 75 kV, 80

mAs, 50 msec로 촬영하며 좌우 방향(lateral, 선원 각도  $270^\circ$ )의 경우 120 kV, 80 mAs, 250 msec를 적용하고 있다. 전후 방향 영상에 비하여 좌우 방향 영상에서 표지를 추출하는 것이 더 어렵지만 제안된 방법을 적용하여 실패율을 최소화할 수 있었다. kV X선 영상의 경우에는 전체 영상의 중심이 바로 회전중심점이 되므로 무게중심의 좌표는 영상의 중심으로부터의 상대적인 값으로 계산되며 직교하는 한 쌍의 영상을 이용하였으므로 상하 방향(superior-inferior)으로의 값은 두 영상에서 동일하다. 그러나 실제 계산 결과 1 mm 이내의 오차가 발생할 수 있으므로 3차원 좌표계산 시에는 두 값의 평균값을 이용하였다. 현재는 OBI를 이용하여 촬영된 kV X선 영상을 바로 이용할 수 없으므로 이를 DICOM 영상으로 변환한 후 자동맞춤 프로그램에서 불러들여 계산하는 방법을 이용하고 있다. 이는 인터페이스의 문제이며 이 과정에서 소요되는 시간은 본 연구의 목적에서 벗어나므로 제외하도록 한다. 또한 좌표계산 시에는 Varian IEC 61217 좌표계를 이용하였다. 이는 무게중심 좌표 값의 차이를 계산한 후 카우치를 이동하여 보정할 경우 편리하기 때문이다. 그러나 자동맞춤 프로그램에서는 절대좌표값이 아닌 상대적으로 이동해야 할 방향과 거리만을 표시하게 된다.

알고리즘의 건전성(robustness)을 평가하기 위하여 자체 제작한 표지 팬텀을 이용하여 CT 영상에서 계산된 무게중심( $COM_{CT}$ ) 및 kV X선 영상에서 계산된 무게중심( $COM_{OBI}$ )

의 값이 미리 지정된 위치( $COM_{actual}$ )와 일치하는지를 확인하였다. 이후 2006년 3월부터 10월까지 본 기관에서 실제 방사선 치료를 받은 네 명의 전립선암 환자의 영상을 이용하여 매회 치료 시의 셋업 오차를 평가하였다. OBI를 이용하여 각 환자별 38회 내지 39회의 총 150여회의 kV X선 영상을 획득하였으며 2차원-2차원 맞춤<sup>20)</sup>을 시행한 바 있다. 매회 셋업 오차를 평가한 후 OBI의 2차원-2차원 맞춤 기능을 이용하여 셋업 오차를 평가한 결과와 비교하였다. 2차원-2차원 맞춤 기능은 촬영된 직교 kV X선 영상을 기준영상에 표시된 표지와 각각 맞추는 것으로서 사용자가 수동맞춤기능을 이용하여 맞춤을 수행하게 된다.

결 과

팬텀 실험 결과  $COM_{CT}$ 과  $COM_{OBI}$  모두  $COM_{actual}$ 과 1 mm 오차 이내에서 일치함을 확인할 수 있었다(Table 1). 오차는 CT보다 kV X선 영상에서 계산된 경우 더 크게 나타났는데 이는 CT 영상의 경우 실질적으로 3차원 좌표를 계산할 수 있으나 kV X선 영상의 경우 한 쌍의 직교하는 2차원 영상으로부터 3차원 좌표를 구성하기 때문에 오차가 더 커지는 것으로 보인다.

임상 적용 결과에서도 CT 영상 및 모든 kV X선 영상에 대하여 성공적으로 표지를 찾을 수 있었으며 계산 후 셋업

오차를 보정하기 위한 평균 카우치 이동 값은 Table 2에 나타나 있다. 본 알고리즘을 적용하여 계산한 결과 셋업 오차는 전후 방향으로 0.1+2.7 mm에서 1.8+6.6 mm까지였으며 상하 방향으로는 0.8+1.6 mm에서 2.0+2.7 mm, 좌우 방향으로는 -0.9+1.5 mm에서 2.8+3.0 mm 정도였으며 환자에 따라 그 편차가 있었다. 또한 전립선의 움직임은 전후 방향으로 1 cm 정도로 가장 컸으며 좌우 방향 및 상하 방향으로의 움직임은 0.6 cm 이하였다. 환자 수가 적으므로 이 값이 전립선의 이동 양상을 대표한다고 할 수는 없지만 다른 문헌에서 보고된 바와 비교적 일치하는 양상을 보임을 알 수 있었다.<sup>3~17)</sup>

본 연구에서 제안된 알고리즘을 이용하여 계산된 결과와 OBI에서 제공되는 2차원-2차원 맞춤을 이용하여 계산된 결과를 비교한 결과 각 축으로 1 mm 범위 이내에서 일치함을 확인할 수 있었다(Fig. 5). 본 알고리즘의 정확도는 약 1 mm 정도인데 이는 영상의 화소 크기의 유효성과 계산 과정에서의 근사화 및 오차에 기인한다. 그러므로 오차 범위를 고려할 경우 잘 일치한다고 할 수 있으며 기존 2차원-2차원 맞춤 과정에서의 사용자에 의해 발생하는 주관적 오차보다는 객관적이라고 할 수 있으므로 제안된 알고리즘이 보다 효율적이라고 할 수 있겠다.

Table 1. Comparison among  $COM_{CT}$ ,  $COM_{OBI}$  and  $COM_{actual}$  (Phantom Study)

		X lateral (mm)	Y vertical (mm)	Z longitudinal (mm)
Position	$COM_{actual}^*$	1.1	-4.4	6.5
	$COM_{CT}^\dagger$	1.5	-4.4	5.9
	$COM_{OBI}^\ddagger$	1.4	-3.5	5.4
Difference	$COM_{CT} - COM_{actual}$	0.4	0.0	-0.6
	$COM_{OBI} - COM_{actual}$	0.3	0.9	-0.9

\*actual (known) center-of-mass (COM) in the phantom, <sup>†</sup>calculated COM from CT data, <sup>‡</sup>calculated COM from orthogonal kV x-ray image data

Table 2. Mean Couch-shift Data Using the Proposed Method for a Patient Setup Error Correction

Patient No.	Dose/Fx	No. of matching	Shifts (mm)		
			Vertical	Longitudinal	Lateral
1	70.2 Gy/39fx	39	-0.1+2.7	0.9+1.6	0.6+2.9
2	70.2 Gy/39fx	38	-1.5+3.5	0.8+1.6	-0.9+1.5
3	70.2 Gy/39fx	38	-1.8+6.6	0.2+3.0	-1.7+2.4
4	70.2 Gy/39fx	39	0.3+5.3	2.0+2.7	-2.8+3.0

고안 및 결론

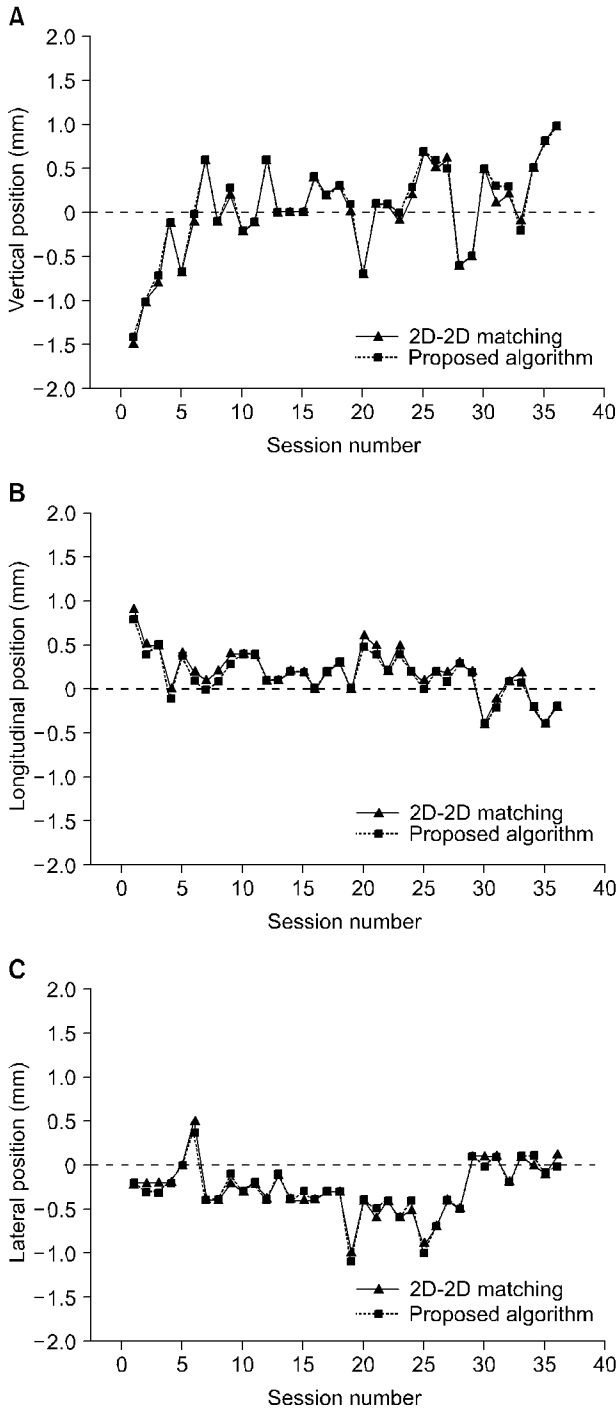


Fig. 5. Variation of amount of couch shift during treatments in three dimensional direction. Calculated positions from the proposed algorithm (solid tri-angle with solid line) and 2D matching method in On-board imager application (square with dashed line) were also presented: (A) vertical (anterior-posterior); (B) longitudinal (superior-inferior); (C) lateral direction.

CT 영상에서의 무게중심 계산은 치료 계획 시 1회만 수행하면 되며 매 치료 시 무게중심의 계산에 수행되는 시간은 10초 이내로 맞춤 과정을 보다 간소화하면서도 정확하게 셋업 오차를 계산할 수 있었다. 그러나 전립선에 삽입된 표지는 방사선 치료 기간의 경과에 따라 이동할 가능성이 높다. 만약 셋 중 하나의 표지라도 이동하게 된다면 이들의 위치를 대표하는 무게중심의 좌표 값은 변하게 될 것이다. 영상 기반의 방법에서는 각각 표지의 이동을 영상을 통해 직관적으로 확인 가능하지만 본 연구의 방법으로는 직관적으로 확인이 어렵기 때문에 각 표지의 좌표 값도 계산하여 원래의 위치로부터 2 mm 이상 차이가 날 경우 경고문이 발생하도록 하였다. 이 경우에는 환자의 CT 영상을 새로 촬영하여 치료계획을 다시 수행하며 기준 무게중심 좌표 값을 다시 계산하는 것이 필요하다.

알고리즘상에서는 두 영상 간 무게중심 좌표 값의 차이가 각 축방향의 이동에 의한 것으로만 가정하였다. 이는 전립선의 특성상 회전할 가능성이 적기 때문이다.<sup>21)</sup> 환자 셋업 과정에서 환자 자세가 비스듬하거나 돌아갔을 가능성도 있으나 그러한 요인은 외부 표지를 이용하여 최소화할 수 있는 것으로 보였다.

향후에는 치료계획용 CT 영상과 매 치료 전에 획득된 콘빔 CT (cone-beam CT, CBCT) 영상을 이용하여 표지 맞춤을 수행하는 알고리즘도 개발하고자 한다. 최근 방사선 치료에서도 CBCT의 이용이 보편화되면서 이를 이용한 셋업오차의 보정이 보고되고 있는데<sup>22~25)</sup> CBCT 영상으로부터 전립선 정보만을 추출하는 것이 어렵기 때문에 표지를 사용하는 방법은 여전히 유용할 것으로 보인다.<sup>23)</sup> 또한 향후 적응방사선치료(adaptive radiation therapy, ART)를 위해 선 단순히 전립선의 이동뿐만 아니라 매 치료 시 전립선의 모양 및 크기까지도 알아야 하며 주변 위험 장기인 방광 및 직장의 크기 및 위치 변화 역시 파악되어야 한다.<sup>24~26)</sup> 이는 향후 IGRT가 나아가야 할 방향이기도 하다. 그러나 IGRT를 통해 얻는 치료 효과의 이득이 방사선치료과정의 복잡성을 보상할 수 있는가 하는 문제는 별개의 주제로 다루고자 한다. 또한 본 연구가 목적하는 바는 일반적인 전립선암의 방사선치료과정에서의 최소의 노력으로 최대의 효과를 얻고자 하는 것이었으므로 보다 복잡한 과정을 적용하는 방법 역시 다음 연구로 미루도록 하겠다.

본 연구에서 제안된 방법은 IGRT의 일환으로서 전립선에 삽입된 금 표지의 위치를 정확하게 계산하여 셋업 오차

를 보정하는데 도움이 될 것으로 기대된다. 이는 방사선치료에 수반되는 셋업오차를 고려하기 위해 설정하는 PTV 마진의 크기를 줄여 주변 장기의 합병증 발생 가능성을 낮출 수 있으므로 세기변조방사선치료(intensity-modulated radiation therapy, IMRT)나 소분할 정위적방사선치료(hypofractionated stereotactic radiation therapy)와 같은 기법의 적용에 더욱 유용할 것이다. 그러나 임상에 적용하기 위해서는 영상처리 기법의 개선 및 인터페이스의 간소화 등 몇 가지 개선점이 필요하다. 무엇보다도 온라인 보정 절차를 시행하기 위해서는 치료기기의 조정 시스템에 알고리즘이 통합될 필요가 있겠다. 향후에는 CBCT를 이용한 3차원 좌표 계산 및 표지 정보를 기준으로 한 전립선 형태 정보의 추출, ART를 위한 표적 및 주변 장기 정보 추출 등으로 연구를 확장해 나아가고자 한다.

### 참 고 문 헌

1. Ministry of Health and Welfare. Cancer incidence in Korea 1999-2001. Ministry of Health and Welfare, Seoul, 2005
2. Roach M, Pickett B, Rosenthal SA, Verhey L, Phillips TL. Defining treatment margins for conformal irradiation of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; 28:267-275
3. Van Herk M, Bruce A, Kroes G, Shouman T, Touw A, Lebesque JV. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three-dimensional image registration. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1311-1320
4. Song WY, Schaly B, Bauman G, Battista JJ and Van Dyk J. Evaluation of image-guided radiation therapy (IGRT) technologies and their impact on the outcomes of hypofractionated prostate cancer treatments: a radiobiologic analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:289-300
5. Wong JR, Grimm L, Uematsu M, et al. Image-guided radiotherapy for prostate cancer by CT-linear accelerator combination: prostate movements and dosimetric considerations. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:561-569
6. Balter JM, Sandler HM, Lam K, Bree RL, Lichter AS, Ten Haken RK. Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:113-118
7. Litzenberg D, Dawson LA, Sandler H, et al. Daily prostate targeting using implanted radiopaque markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;51:699-703
8. Bijhold J, Lebesque JV, Hart AAM, Vijbrieff RE. Maximizing setup accuracy using portal images as applied to conformal boost technique for prostatic cancer. *Radiother Oncol* 1992;24: 261-271
9. Sandler HM, Bree RL, McLaughlin PW, Grossman HB, Litcher AS. Localization of the prostate apex for radiation therapy using implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:915-919
10. Crool JM, Raymond Y, Salhani D, Yang H, Esche B. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiother Oncol* 1995;37:35-42
11. Gall KP, Verhey LJ, Wagner M. Computer-assisted positioning of radiotherapy patients using implanted radiopaque fiducials. *Med Phys* 1993;20:1153-1159
12. Vigneault E, Pouliot J, Laverdiere J, Roy J, Dorion M. Electronic portal imaging device detection of radiopaque markers for the evaluation of prostate position during megavoltage irradiation: a clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:205-212
13. Pouliot J, Aubin M, Langen KM, et al. (Non)-migration of radiopaque markers used for on-line localization of the prostate with an electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:862-866
14. Ali EAH, Bel A, Vijbrieff R, Bartelink H, Lebesque JV. Time trend of patient setup variations during pelvic irradiation using electronic portal imaging. *Radiother Oncol* 1992;26:162-171
15. Zellers R, McLaughlin PW, Sandler HM, Roberson P, Ten Haken RK. Prostate position late in the course of external beam therapy relative to the initial pretreatment position: patterns and predictors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47: 655-660
16. Balter JM, Lam KL, Sandler HM, Littles JF, Bree RL, Ten Haken RK. Automated localization of the prostate at the time of treatment using implanted radiopaque markers: technical feasibility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;33:1281-1286
17. Nederveen A, Lagendijk J, Hofman P. Detection of fiducial gold markers for automatic on-line megavoltage position verification using a marker extraction kernel (MEK). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1435-1442
18. NMPE. Gold marker placement worksheet: Prostate. NMPE, 2003
19. Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL. Digital image processing using MatLab. ITC. Seoul, 2004:398-409
20. Cheong KH, Suh TS, Cho BC, Kang SK, Kim KJ, Bae HS. Analysis of uncertainties due to digitally reconstructed radiographic (DRR) image quality in 2D-2D matching between DRRs and kV X-ray images from the On-Board Imager (OBI). *Korean J Med Phys* 2006;17:67-76
21. Kaiser A, Schultheiss TE, Wong JYC, et al. Pitch, roll and yaw variations in patient positioning. *Int J Rad Oncol Biol Phys*. 2006;66:949-955
22. Smitsmans MHP, de Bois J, Sonke JJ, et al. Automatic prostate localization on cone-beam CT scans for high precision image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 63:975-984
23. Letourneau D, Martinez AA, Lockman D, et al. Assessment of residual error for online cone-beam CT-guided treatment of prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:1239-1246
24. Litzenberg DW, Balter JM, Lam KL, Sandler HM, Ten Haken RK. Retrospective analysis of prostate cancer patients with implanted gold markers using off-line and adaptive therapy

- protocols. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2005;63:123-133
25. Court LE, Dong L, Lee AK, et al. An automatic CT-guided adaptive radiation therapy technique by online modification of multileaf collimator leaf positions for prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2005;63:154-163
26. Park SW, Oh DH, Bae HS, Cho BC, Park JH, Han SH. Application of intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2002;20:68-72

---

**Abstract**

---

## **Development of an Automatic Seed Marker Registration Algorithm Using CT and kV X-ray Images**

Kwang-Ho Cheong, M.S.\*<sup>†</sup>, Byung-Chul Cho, Ph.D.\*<sup>†</sup>, Sei-Kwon Kang, Ph.D.\*<sup>†</sup>,  
Kyoung-Joo Kim, M.D.\*<sup>†</sup>, Hoon-Sik Bae, M.D.\*<sup>†</sup> and Tae-Suk Suh, Ph.D.\*<sup>†</sup>

\*Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine, <sup>†</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

**Purpose:** The purpose of this study is to develop a practical method for determining accurate marker positions for prostate cancer radiotherapy using CT images and kV x-ray images obtained from the use of the on-board imager (OBI).

**Materials and Methods:** Three gold seed markers were implanted into the reference position inside a prostate gland by a urologist. Multiple digital image processing techniques were used to determine seed marker position and the center-of-mass (COM) technique was employed to determine a representative reference seed marker position. A setup discrepancy can be estimated by comparing a computed  $COM_{OBI}$  with the reference  $COM_{CT}$ . A proposed algorithm was applied to a seed phantom and to four prostate cancer patients with seed implants treated in our clinic.

**Results:** In the phantom study, the calculated  $COM_{CT}$  and  $COM_{OBI}$  agreed with  $COM_{sculet}$  within a millimeter. The algorithm also could localize each seed marker correctly and calculated  $COM_{CT}$  and  $COM_{OBI}$  for all CT and kV x-ray image sets, respectively. Discrepancies of setup errors between 2D-2D matching results using the OBI application and results using the proposed algorithm were less than one millimeter for each axis. The setup error of each patient was in the range of  $0.1+2.7\sim 1.8+6.6$  mm in the AP direction,  $0.8+1.6\sim 2.0+2.7$  mm in the SI direction and  $-0.9+1.5\sim 2.8+3.0$  mm in the lateral direction, even though the setup error was quite patient dependent.

**Conclusion:** As it took less than 10 seconds to evaluate a setup discrepancy, it can be helpful to reduce the setup correction time while minimizing subjective factors that may be user dependent. However, the on-line correction process should be integrated into the treatment machine control system for a more reliable procedure.

---

**Key Words:** kV x-ray image, On-board imager, Seed marker, Prostate, Registration