

# 사이버나이프에서 Xsight spine tracking system을 이용한 3D 표적위치보정의 유용성 평가

정영준<sup>1,2</sup>, 김상현<sup>3,4</sup>

순천향대학교병원 방사선종양학과<sup>1</sup>, 고려대학교 의학물리학과<sup>2</sup>, 서울대학교병원 영상의학과<sup>3</sup>, 을지대학교 방사선학과<sup>4</sup>

## Useful evaluation of 3D target location correction by using Xsight spine tracking system in CyberKnife

Young-Joon Jeong<sup>1,2</sup>, Sang-Hyun Kim<sup>3,4</sup>

Dept. of Radiation Oncology, Soonchunhyang University Hospital<sup>1</sup>

Dept. of Medical Physics, Korea University<sup>2</sup>

Dept. of Radiology, Seoul National University Hospital<sup>3</sup>

Dept. of Radiological Science, Eulji University<sup>4</sup>

**요 약** 사이버나이프치료에서 삽입된 금표지자의 삽입 개수 및 인식의 제한으로 인하여 3D DOF로 치료하는 경우 척추구조물 정렬을 가능하게 하는 Xsight spine tracking system으로 회전방향의 위치오차를 보정함으로써 표적위치오차를 개선하고, 치료방법의 대안을 제시하고자 한다. 실험결과 6D DOF에서 표적위치오차는  $0.214 \pm 0.058$  mm, 종양 내부에 삽입된 2개 금표지자를 이용한 3D DOF에서  $0.673 \pm 0.142$  mm, 종양외부에 삽입된 2개 금표지자를 이용한 3D DOF에서  $1.126 \pm 0.253$  mm, Xsight spine tracking system의 적용 한 3D DOF에서  $0.542 \pm 0.103$  mm로 나타났다. 실험결과 척추 구조물로 회전방향에 대한 보정을 시행하였을 때 표적위치에 대한 정확성이 약 48% 향상되었다. 또한, 선량분포의 일치성도 약 3%가 향상되어 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 척추구조물 정렬을 병용한 Xsight spine tracking system의 회전방향에 대한 보정은 유용한 것으로 평가 되었다.

**주제어** : 영상유도방사선치료, 정위적방사선수술, 사이버나이프, End-to-end 시험, 금표지자

**Abstract** The purpose of this study is to evaluate utility of rotating adjustment using Xsight spine tracking system in 3D DOF location adjusting method, to minimize error between 6D DOF and 3D DOF in fiducial tracking system. In this study, the result of 6D DOF target location error is  $0.124 \pm 0.058$ mm, using fiducial inside tumor 3D DOF  $0.673 \pm 0.142$ mm, outside tumor  $1.126 \pm 0.253$ mm, apply with Xsight spine tracking system 3D DOF  $0.542 \pm 0.103$ mm. As the experiment shows, it was demonstrated that rotating adjustment through Xsight spine tracking system is valuable in case of treatment in 3D DOF location error that makes increasing accuracy and dose distribution each approximately 48% and 3%. In accordance with result of this study is useful rotation.

**Key Words** : Image-guidance Radio-therapy, Stereotactic radiosurgery, CyberKnife, End-to-end test, Fiducial

Received 2 October 2014, Revised 31 December 2014

Accepted 20 January 2015

Corresponding Author: Sang-Hyun Kim

(Dept. of Radiological Science, Eulji University)

Email: snuhkim1@naver.com

ISSN: 1738-1916

© The Society of Digital Policy & Management. All rights reserved. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

## 1. 서론

방사선치료는 정상조직의 장해를 최소화하고 종양조직에 정확한 선량을 집중 조사하여 종양을 사멸시켜 생명을 연장하고, 삶의 질을 높이는 것을 목표로 한다.

최근 진단 및 치료 장비, 컴퓨터 기술의 급속한 발전으로 3차원 입체조형치료, 세기변조방사선치료, 정위적방사선수술 등과 같은 정확하고 정밀하게 방사선을 조사하는 방법들이 개발되어 왔다. 또한 각 장비의 특성에 따라 포털영상(portal image), 킬로볼트/메가볼트 컴퓨터단층촬영(KVCT/MVCT)으로 병소부위 위치를 확인함으로써 정확하고 정밀한 치료가 가능하고, 주변 정상조직에 대한 장해를 줄일 수 있게 되었다[1,2].

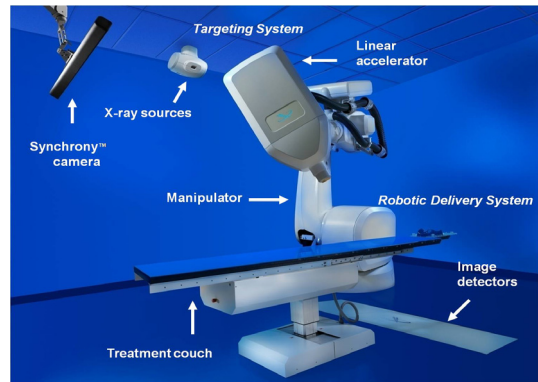
정위적방사선수술은 1951년 스웨덴 의사인 Lars Leksell에 의해 제안되었고, 1968년 방사성동위원소 코발트-60 선원을 사용한 감마나이프(gamma knife)를 도입하면서 원발성 및 전이성 뇌종양, 양성종양, 동정맥기형과 같은 뇌질환에 이용되었다. 체부의 경우 로봇 기술의 발전과 소형화된 선형가속기 장치를 이용한 사이버나이프(CyberKnife)의 개발로 전신 원발성 및 전이성 종양에 까지 확대하여 적용할 수 있게 되었다[3,4].

사이버나이프(CyberKnife Robotic Radiosurgery System G4, Accuray, US)는 2001년도 전신의 암을 치료하는 방사선치료기로 미국 FDA승인을 받았다. 미사일항공기법에 선형가속기를 장착한 것으로, 기존의 침습적인 고정기구 없이 신체의 골격영상 또는 표적에 삽입된 금표지자(gold marker)의 변위를 실시간 영상으로 촬영하여 보정하면서 방사선을 조사한다는 특징이 있다. 또한, 호흡에 따라 움직이는 장기의 치료에 있어서도 매우 정확한 선량을 조사할 수 있게 되었다[5,6,7,8,9].

사이버나이프에서 선형가속기는 X band의 RF를 사용하는 것으로 소형화 되어있으며, 6-MV의 X선을 800 MU/min까지 방출한다. 조준기는 5~60 mm 까지 총 12개로 구성되어있다. 6개의 축을 중심으로 자유롭게 움직이는 로봇팔에 선형가속기가 장착되어 있으며, 조사면 중심에서 반경 80 cm의 구면상에서 10개의 조사점(node)을 설정하고, 각 12방향으로 조사가 가능하다[10]. 실시간 영상획득이 가능한 진단용 X선 선원이 회전중심점으로부터 좌, 우 45° 방향으로 천장에 부착되어있으며, 40~125 kVp, 25~300 mA, 1~500 ms의 범위를 갖는다. 바닥에는

아모퍼스실리콘(a-Si)으로 구성된 영상검출기가 있으며, FOV 41×41 cm, pixel size 0.4 mm의 크기를 갖는다[Fig. 1].

사이버나이프는 표적위치에 고선량의 방사선을 집중 조사하는 매우 정교한 치료가 요구되며, 정확한 선량을 전달하고자 위치인식시스템(target location system, TLS)을 이용하고 있다. X선 선원과 영상검출기로 구성된 위치인식시스템은 환자의 위치 잡이(set-up)와 재현성 유지, 움직임을 추적하는데 사용된다[10,11,12].



[Fig. 1] CyberKnife system overview

치료실에 위치한 위치인식시스템은 실시간 획득한 영상과, 치료계획을 통해 재구성된 방사선영상(digitally reconstructed radiograph, DRR)을 중첩하여 표적위치의 변위를 확인한다. 치료테이블 좌표축을 기준으로 translation (x, y, z), rotation (pitch, roll, yaw)으로 나타내며, 치료용 모니터에서 확인한다. 이때 발생하는 표적 위치 변위는 치료테이블과 로봇팔(KUKA, Germany)을 이용하여 3D DOF(translational degree of freedom)와 6D DOF (translational & rotational)로 위치조정 및 보정(correction)하여 방사선을 조사한다.

사이버나이프 치료 방법 중 체내 금표지자를 삽입하여 치료하는 fiducial tracking system은 초음파나 컴퓨터 단층촬영(computed tomography, CT)을 이용하여 표적 및 인접된 주변 조직에 고정시켜 삽입한다[13,14,15].

금표지자의 인식개수에 따른 3D, 6D DOF의 표적위치 오차 보정은 사이버나이프 같은 정밀함을 요하는 치료에서 그 성적을 좌우하는 중요한 요인으로 보고된바 있다 [10,16]. 그럼에도 불구하고 금표지자의 이동, 근접한 금표지자의 중복인식, 환자 전신 상태에 따른 삽입개수 제

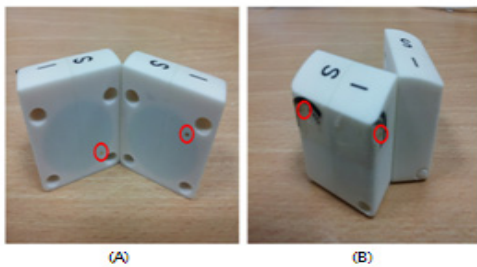
한 등으로 인하여 6D DOF의 표적위치오차가 구현되지 않아 3D DOF의 표적위치오차만 적용할 수밖에 없는 문제점을 가지고 있다.

Murphy MJ et al. 은 fiducial tracking system에서 3D DOF로 적용하여 위치조정을 시행한 것에 대해 오차확인 방법을 제시하였고, 이에 따른 선량체적곡선(dose volume histogram, DVH)을 평가하였다[16]. 하지만 사이버나이프 제작사에서 제시한 회전방향 제한적 범위 내에서 시행하였고, 필름을 이용한 선량분포도 검증을 한적 없다.

이에 저자는 필름과 팬텀을 이용한 실험을 통해서 3D DOF 위치조정방법만으로 적용할 수 없는 경우, 환자의 척추구조를 정렬을 가능하게 하는 Xsight spine tracking system으로 회전방향의 위치오차를 보정함으로써 표적 위치오차를 개선하고, 치료방법의 대안을 제시하고자 한다.

## 2. 대상 및 방법

실험 방법은 mini ball cube slot에 4개의 금표지자를 Mallarajapatna et al. 에 의한 방법으로 종양내부에 2개, 종양중심에서 2.5 cm 떨어진 외부에 2개를 각각 삽입하였다. 삽입된 금표지자의 인식 개수를 조절하여 3D, 6D DOF로 각각 방사선을 조사하였다[17],[Fig. 2].



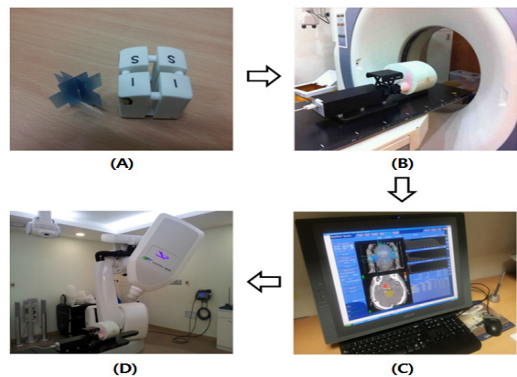
[Fig. 2] Gold marker inserted into Mini ball cube slot inside of tumor (A), outside of tumor (B)

치료계획을 위해 흉부팬텀(Xsight lung phantom, Accuray, US)을 1 mm 슬라이스 두께로 전체 컴퓨터단층촬영 하여 획득한 영상을 치료계획용 컴퓨터(Multiplan system, Accuray, US)에서 70%의 등선량곡선에 24 Gy 선량을 처방하는 치료계획을 세웠다[Fig. 3]. 표적위치오

차와 선량분포를 측정하기위한 필름은 3~100 Gy의 선량범위를 갖는 Radiochromic MD-55 필름을 2개 사용하였다[18]. mini ball cube slot에 axial (anterior-left, AL), sagittal (anterior-superior, AS)방향으로 필름을 삽입하여 팬텀 내에 장착하였다. 치료계획용 컴퓨터에 의해 만들어진 DRR영상과 위치인식시스템으로 획득한 실시간 영상을 중첩하여 팬텀을 컴퓨터단층촬영 시와 같게 하였고, fiducial tracking system으로 15 mm 조준기를 이용하여 총 6,811 MU (monitor unit)를 108개의 방향에서 조사하였다[Fig. 4].



[Fig. 3] Establishing treatment plan prescribing 24Gy dose to 70% of isodose curve with treatment multi-plan system (MPS)



[Fig. 4] CyberKnife End-to-End test using Radiochromic MD-55 film. Mini ball cube slot and radiochromic MD-55 film (A), CT-sim (B), Treatment planning (C), Treatment (D)

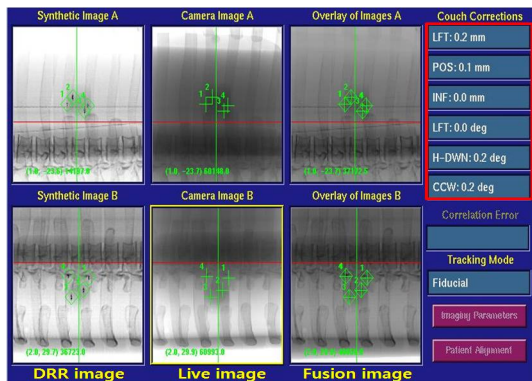
실험에서 금표지자의 추적 개수 외에 다른 조건은 모두 동일하게 유지하였으며, x, y, z 0 ~ ± 0.3 mm, roll, pitch, yaw 0 ~ ± 0.3° 범위 이내에서 방사선을 조사하였다. 표적위치오차를 산출하고자 조사된 필름 2장과 조사되지 않은 기준 필름 1장을 동시에 광학스캐너(V700, Epson)를 이용하여 스캔하였으며, 스캔한 필름은 제작사에서 제공하는 소프트웨어를 통해 선량곡선의 70%영역까지 분석하여 표적위치오차 결과를 권고치 0.95mm 이하로 평가하였다[19].

### 2.1 Radiochromic 필름을 이용한 E2E test

End-to-End (E2E) test는 사이버나이프의 치료정확도 품질관리 항목으로 선형가속기, 로봇팔, 위치인식시스템, 치료계획장비 등 전체적인 시스템의 정확도를 점검, 평가하는 항목으로 팬텀 내에 radiochromic 필름을 삽입하여 측정할 수 있도록 설계되어 있다[10].

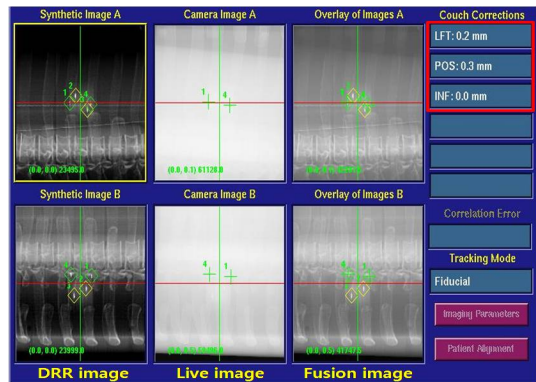
팬텀에 삽입된 4개의 금표지자 모두 인식하여 6D DOF로 하였고, 종양외부에 삽입된 금표지자 2개, 종양내부에 삽입된 금표지자 2개를 각각 인식하여 3D DOF로 하였고, Xsight spine tracking system으로 회전방향에 대한 보정 실시한 후 종양외부에 삽입된 금표지자 2개를 인식하여 3D DOF로 하여 E2E test를 통한 표적위치오차를 각각 5회 시행 하였다.

#### 2.1.1 금표지자 4개 6D DOF [Fig. 5].



[Fig. 5] Aligning phantom to 6D DOF using four inserted gold markers

#### 2.1.2 종양 외부 금표지자 2개 3D DOF [Fig. 6].



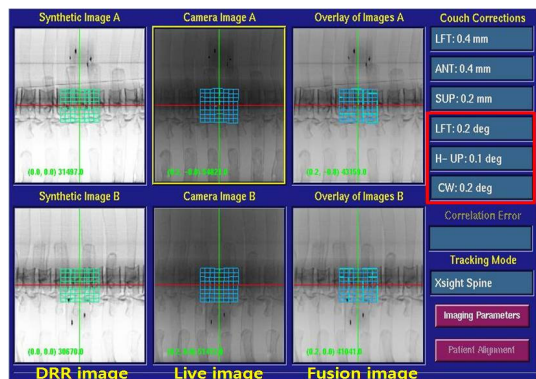
[Fig. 6] Aligning phantom to 3D DOF using two gold markers inserted outside of tumor

#### 2.1.3 종양 내부 금표지자 2개 3D DOF [Fig. 7].

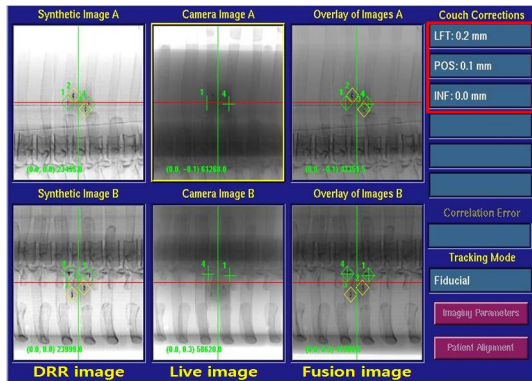


[Fig. 7] Aligning phantom to 3D DOF using two gold markers inserted inside of tumor

#### 2.1.4 Xsight spine tracking을 이용 회전방향 보정 후, 종양 외부 금표지자 2개 이용 3D DOF [Fig. 8,9].



[Fig. 8] Rotating adjustment using Xsight spine tracking system



[Fig. 9] Aligning phantom to 3D DOF using two gold markers inserted outside of tumor

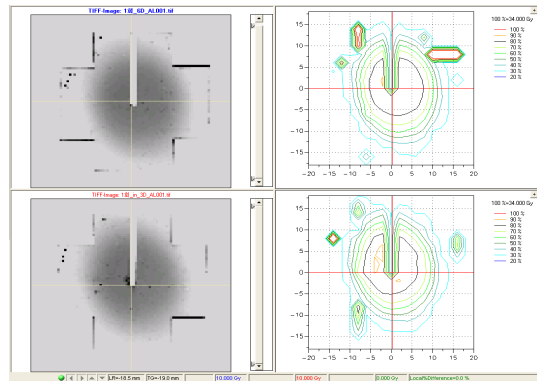
## 2.2 필름 교정

Radiochromic 필름의 선량에 대한 흑화도(density)의 특성을 측정하고자 MD-55필름을 조직등가물질 폴리스틸렌 고체 팬텀 사이 1.5 cm 지점에 위치하였다. 조사야 10×10 cm<sup>2</sup>, 선원-표면간 거리는 100 cm으로 하였고, 선형 가속기(Mevatron, Siemens, Germany) 6-MV X선을 이용하여 10 Gy, 20 Gy, 25 Gy, 30 Gy, 35 Gy, 40 Gy, 45 Gy, 55 Gy의 선량을 조사하였다.

MD-55 필름은 두 개의 흡수선 (615 nm, 675 nm)을 가지고 있어 흡수선량이 조사되는 동안의 온도, 조사 후 관독하는 시간의 영향을 받아 변하지만 24시간 이후에는 안전한 조건이 되어 변하지 않는다[20]. 이러한 근거로 조사된 필름을 24시간 이후에 스캔한 후, 조사선량에 대한 흑화도의 값을 측정하였다.

## 2.3 선량분포 분석

E2E test 후 필름의 선량분포 일치성을 확인하고자 방사선이 조사된 MD-55필름을 24시간이 지난 후에 다시 스캔하였다. 스캔 필름은 Verisoft (PTW-Freiberg, ver. 3.2) 프로그램을 이용하여, DTA (distance to agreement) 는 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, dose difference는 3%로 하여 정량화하여 분석하였다[Fig. 10].



[Fig. 10] Analysis of dose distribution using Verisoft program

## 3. 결과

### 3.1 Radiochromic 필름을 이용한 E2E test 결과

#### 3.1.1 금표지자 4내 이용한 6D DOF

실험결과 모든 방향에서 권고치 이하로 나타났으며, 평균오차는 0.214 ± 0.058 mm로 나타났다<Table 1>.

<Table 1> E2E Test Result in 6D DOF using four inserted gold markers

	1	2	3	4	5	Mean ± SD
X	0.118	0.040	0.198	0.053	0.120	0.106 ± 0.063
Y	0.140	0.100	0.088	0.191	0.132	0.130 ± 0.040
Z	0.112	0.090	0.211	0.047	0.112	0.114 ± 0.060
Error	0.215	0.140	0.302	0.204	0.211	0.214 ± 0.058

#### 3.1.2 종양 외부의 금표지자 2개 3D DOF

실험 결과 권고치를 초과하는 경우가 있었으며, 평균 오차는 1.126 ± 0.253 mm로 나타났다<Table 2>.

<Table 2> E2E Test Result in 3D DOF applying two gold markers inserted outside of tumor

	1	2	3	4	5	Mean ± SD
X	0.857	0.539	0.294	0.448	0.560	0.540 ± 0.206
Y	0.901	0.414	0.272	0.886	0.512	0.597 ± 0.284
Z	0.942	0.713	0.849	0.188	0.845	0.707 ± 0.302
Error	1.560	0.985	0.939	1.010	1.136	1.126 ± 0.253

3.1.3 종양 내부의 금표지자 2개 3D DOF

실험 결과 모든 방향에서 권고치 이하로 나타났으며, 평균오차는 0.673 ± 0.142 mm로 나타났다<Table 3>.

<Table 3> E2E Test Result in 3D DOF applying two gold markers inserted inside of tumor

	1	2	3	4	5	Mean ± SD
X	0.122	0.279	0.167	0.545	0.206	0.264 ± 0.167
Y	0.314	0.845	0.701	0.275	0.520	0.531 ± 0.245
Z	0.413	0.041	0.128	0.124	0.184	0.178 ± 0.141
Error	0.533	0.891	0.732	0.623	0.589	0.673 ± 0.142

3.1.4 Xsight spine tracking을 이용 회전방향 보정 후, 종양 외부 금표지자 2개 3D DOF

실험 결과 모든 방향에서 권고치 이하로 나타났으며, 평균오차는 0.542 ± 0.103 mm로 나타났다<Table 4>.

<Table 4> E2E Test Result in 3D DOF, after rotating adjustment in use of Xsight spine track system, with two gold markers inserted outside of tumor

	1	2	3	4	5	Mean ± SD
X	0.315	0.101	0.467	0.476	0.294	0.331 ± 0.153
Y	0.091	0.313	0.242	0.185	0.203	0.207 ± 0.081
Z	0.513	0.239	0.421	0.093	0.350	0.323 ± 0.163
Error	0.609	0.407	0.674	0.519	0.500	0.542 ± 0.103

삽입된 금표지자를 모두 이용한 6D DOF에서 표적위치 오차는 0.214 ± 0.058 mm로 가장 정확하게 측정되었으며, 종양내부에 삽입된 2개 금표지자를 이용한 3D DOF에서 0.673 ± 0.142 mm, 종양외부에 삽입된 2개 금표지자를 이용한 3D DOF에서 1.126 ± 0.253 mm, Xsight spine tracking system의 적용 한 3D DOF에서 0.542 ± 0.103 mm로 나타났다.

3.2 필름 교정 결과

Radiochromic MD-55 필름의 조사선량에 대한 흑화도 측정 결과는 <Table 5>와 같으며, 조사선량과 흑화도의 관계를 확인하기 위하여 3차 방정식으로 fitting하여 다음과 같은 식을 얻었다.

$$y = 0.014x^3 - 5.111x^2 + 644.4x + 1051 \dots\dots\dots[\text{식. 1}]$$

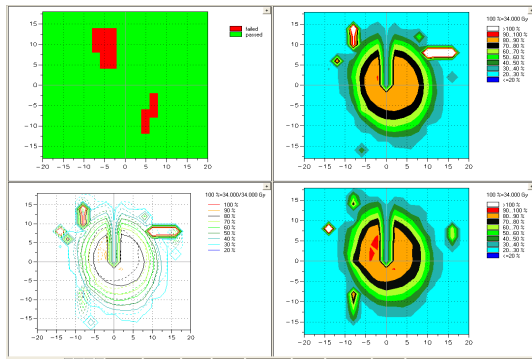
<Table 5> Radiochromic MD-55 film exposure-density datas fitting results

선량 (Gy)	Uint	Net. unit	Net. fitting unit	Gy/unit
10	21,800	7,000	6,998	0.002
20	26,820	12,020	12,020	0.002
25	29,000	14,200	14,204	0.002
30	30,990	16,190	16,188	0.002
35	32,785	17,985	17,982	0.002
40	34,400	19,600	19,598	0.002
45	35,840	21,040	21,050	0.002
55	38,300	23,500	23,505	0.002

식을 이용하여 계산 값과 측정값의 차이는 모든 선량에서 0.02%의 차이를 보이는 선형적인 관계를 확인 할 수 있었다. 또한 선량에 대한 흑화도는 0.002 Gy/unit로 선량분포 분석 시 교정 값으로 하였다.

3.3 선량분포 결과

선량분포의 일치성은 6D DOF에서 sagittal필름 94.46 ± 2.13%, 96.94 ± 0.84%, 98.35 ± 0.49%, axial필름 94.33 ± 1.79%, 96.99 ± 0.74%, 98.38 ± 0.48% <Table 6,7>, 종양 외부에 삽입된 2개의 금표지자를 적용한 3D DOF에서 sagittal필름 87.85 ± 1.98%, 92.09 ± 0.79%, 95.40 ± 0.47%, axial필름 86.78 ± 1.65%, 92.14 ± 0.71%, 94.44 ± 0.47% <Table 8,9>, 종양 내부에 삽입된 2개의 금표지자를 적용한 3D DOF에서 sagittal필름 92.37 ± 1.64%, 95.98 ± 0.82%, 97.56 ± 0.48%, axial필름 90.61 ± 1.61%, 95.44 ± 0.73%, 98.08 ± 0.48% <Table 10,11>, Xsight spine tracking system을 통하여 회전방향에 대한 보정을 실시한 후, 종양 외부에 삽입된 2개의 금표지자를 적용한 3D DOF에서 sagittal필름 92.24 ± 2.08%, 94.85 ± 0.82%, 97.31 ± 0.48%, axial필름 91.99 ± 1.75%, 93.98 ± 0.72%, 95.39 ± 0.47% 일치하였다<Table 12,13>, [Fig. 11].



[Fig. 11] Analysis of congruity of two-dimensional dose distribution using the Verisoft program

<Table 6> Congruity result of does distribution using four gold markers sagittal film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	93.74	96.16	92.04	93.20	97.15	94.46 ± 2.13
1.5mm	96.48	97.05	96.32	96.49	98.35	96.94 ± 0.84
2mm	98.70	98.14	98.20	97.73	98.98	98.35 ± 0.49

<Table 7> Congruity result of does distribution using four gold markers axial film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	92.85	94.20	92.41	95.47	96.70	94.33 ± 1.79
1.5mm	96.00	97.35	96.81	96.78	98.00	96.99 ± 0.74
2mm	97.75	98.76	97.97	98.74	98.67	98.38 ± 0.48

<Table 8> Congruity result of does distribution using two gold markers inserted outside of tumor in 3D DOF sagittal film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	87.18	89.43	85.60	86.68	90.35	87.85 ± 1.98
1.5mm	91.66	92.20	91.50	91.67	93.43	92.09 ± 0.79
2mm	95.74	95.20	95.25	94.80	96.00	95.40 ± 0.47

<Table 9> Congruity result of does distribution using two gold markers inserted outside of tumor in 3D DOF axial film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	85.42	86.66	85.02	87.83	88.96	86.78 ± 1.65
1.5mm	91.20	92.48	91.97	91.94	93.10	92.14 ± 0.71
2mm	93.84	94.81	94.05	94.79	94.72	94.44 ± 0.47

<Table 10> Congruity result of does distribution in 3D DOF, using two gold markers inserted into tumor sagittal film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	91.87	92.24	91.20	91.34	95.21	92.37 ± 1.64
1.5mm	95.55	96.08	95.36	95.53	97.37	95.98 ± 0.82
2mm	97.90	97.35	97.41	96.95	98.18	97.56 ± 0.48

<Table 11> Congruity result of does distribution in 3D DOF, using two gold markers inserted into tumor axial film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	90.12	90.49	89.47	89.60	93.40	90.61 ± 1.61
1.5mm	94.46	95.79	95.26	95.23	96.43	95.44 ± 0.73
2mm	97.46	98.46	97.68	98.44	98.37	98.08 ± 0.48

<Table 12> Congruity result of does distribution of with two gold markers inserted outside tumor after rotating adjustment using Xsight spine tracking system sagittal film

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					
	1	2	3	4	5	Mean ± SD
1mm	91.54	93.90	89.88	91.01	94.87	92.24 ± 2.08
1.5mm	94.41	94.96	94.25	94.42	96.24	94.85 ± 0.82
2mm	97.65	97.10	97.16	96.69	97.92	97.31 ± 0.48

**<Table 13> Congruity result of does distribution of with two gold markers inserted outside tumor after rotating adjustment using Xsight spine tracking system axial film**

DTA	Percentage of passing gamma value (%)					Mean ± SD
	1	2	3	4	5	
1mm	90.55	91.86	90.12	93.10	94.30	91.99 ± 1.75
1.5mm	93.02	94.33	93.81	93.78	94.96	93.98 ± 0.72
2mm	94.78	95.76	94.99	95.74	95.67	95.39 ± 0.47

#### 4. 고찰 및 결론

최근 노령화에 따라 암환자의 심폐기능저하나 다른 질환들로 인해서 적극적인 암치료를 시행하기 어려운 실정이다. 전신상태 저하에 따른 수술적 치료가 어렵거나, 기존의 방사선치료의 긴 치료기간은 노령의 암환자에게 적절한 치료법을 제시하지 못하는 경우가 있다. 그러나 사이버나이프는 고선량의 방사선을 짧은 기간 내에 투여하고, 종양의 위치가 체내심부에 위치하거나, 중요장기에 인접하여 수술적 치료가 어려운 환자에게 적용 가능하여 환자의 삶의 질을 향상시키는 새로운 치료방법으로 제시되고 있다.

서울소재 대학병원 사이버나이프 치료를 받은 환자 600명의 추적시스템에 따르면 6D skull tracking system 60%, Xsight spine tracking system 12%, Xsight lung tracking system 3%, fiducial tracking system 25%의 비율을 보였으며, 두경부를 제외한 체부치료의 62.5% 경우에서 금표지자를 삽입하여 치료하는 것으로 나타났다. 금표지자는 최소 1개에서 최대 6개 삽입하였으며 평균 3개가 삽입되었지만, 치료에 사용되는 금표지자는 평균 2개가 사용되어 3D DOF로 치료하는 경우가 전체 75%의 비중을 차지하여, 정확성을 높여려는 노력이 필요하였다.

본 연구에서는 팬텀을 이용한 E2E test를 통해 금표지자의 인식개수에 따른 3D, 6D DOF에 따른 표적위치오차의 정확성을 평가하였고, 불가피하게 3D DOF로만 치료할 수밖에 없는 경우 척추구조물을 이용하여 회전방향에 대한 보정을 적용한 치료방법의 유용성을 평가하였다. 실험결과 척추 구조물로 회전방향에 대한 보정을 시

행하였을 때 표적위치에 대한 정확성이 약 48% 향상되었다.(p = 0.001) 또한, 선량분포의 일치성도 평균 3%가 향상되어 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 금표지자의 인식을 3D DOF로 하는 경우 척추구조물 정렬을 병용한 Xsight spine tracking system의 회전방향에 대한 보정은 유용한 것으로 평가 되었다.

하지만 사이버나이프를 이용한 방사선수술의 경험은 아직까지 다양한 질병에 대하여 임상에서 지침으로 삼을 만한 장기간의 치료성적 결과가 부족한 실정으로 비소세포성 폐암에서 방사선수술 시 국소 제어율이 높은 범위의 선량만 제시되어 있다[21]. 향후 사이버나이프에 의한 방사선치료 가능 범위가 확대되고 치료의 질적 향상을 위해서는 방사선치료 적절한 방사선량과 분할횟수, 고선량 저분할 방사선치료에 대한 방사선 생물학적으로 선량에 관한 연구와 같은 체계적인 임상경험이 필요할 것으로 사료된다.

#### REFERENCES

- [1] Mackie TR, Kapatoes J. (2003). Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol 56, No 1, pp 89-105.
- [2] Webb S. (1989). Optimization of conformal radiotherapy dose distribution by simulated annealing. *Phys Med Biol*, Vol 34, No 10, pp. 1349-1370.
- [3] Leksell L. (1951). The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand*, Vol 4, No 102 pp. 316-319.
- [4] Gros CM, Bur G. (1954). Radiosurgery of ovarian cancer. *J Radiol Electrol Arch Electr Medecale*, Vol 35, pp 132-133.
- [5] Kim YS. (2008). CyberKnife Robotic Radiosurgery System for Cancer Treatment. *J Korean Med Assoc*, Vol 51, No 7, pp 630-637.
- [6] Suh TS, Kim IH. (2008). Physics and Biological Background of Radiosurgery. *J Korean Med Assoc*, Vol 51, No 1, pp 16-26.
- [7] Schweikard A, Glosser G. (2000) Robotic motion compensating for respiratory movement during



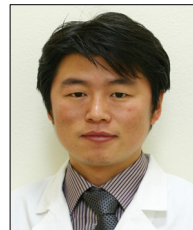
- radiosurgery. *Comp Aided Surg*, Vol 5, No 4, pp 263-277.
- [8] Shimizus, Shirato H. (2000). Use of an implanted marker and real time tracking of the marker for the positioning of prostate and bladder cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol 48, No 5, pp 1591-1597.
- [9] Schweikard A, Shiomi H. (2004). Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys*, Vol 31, NO 10, pp 2737-2741.
- [10] Jang JS, Lee DH. (2006). The Development of Quality Assurance Program for CyberKnife. *J Korea radiat oncol*, Vol 24, NO 3, pp 185-191.
- [11] Coste-Maniere E, Olender D. (2005). Robotic whole body stereotactic radiosurgery clinical advantages of the CyberKnife integrated system. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, Vol 1, No 2, pp 28-39.
- [12] Suzuki O, Shiomi H. (2007). Novel correction methods as alternatives for the six-dimensional correction in CyberKnife treatment. *Radiat Med*, Vol 25, No 1, pp 31-37.
- [13] Accuray Rev. J. (2005). Fiducial Placement to Facilitate the Treatment of Pancreas and Liver Lesions with the CyberKnife System.
- [14] Murphy MJ. (2002). Fiducial-based targeting accuracy for external beam radiotherapy. *Med Phys*, Vol 29, No 3, pp 334-344.
- [15] Kim GJ, Shim SJ. (2008). Evaluation of Real-time Measurement Liver Tumors Movement and Synchrony™ Systems Accuracy of Radiosurgery using a Robot CyberKnife. *J Korea radiat oncol*, Vol 26, NO 4, pp 263-270.
- [16] Murphy MJ, Chang SD. (2003). Patterns of patient movement during frameless image guided radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol 55, No 5, pp 1400-1408.
- [17] Mallarajapatna GJ, Susheela SP. (2011). Technical note: image guided internal fiducial placement for stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat and Imag*, Vol 21, No 1, pp 3-5.
- [18] A Niroomand-Rad. (1998). Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee Task Group 55. *Med Phys*, Vol 25, No 11, pp 2093-2115.
- [19] S Dieterich. (2011). Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Med. Phys*, Vol 38, No 6, pp 2914-2936.
- [20] Han SH, Cho BC. (2003) GafChromic Film Dosimetry for Stereotactic Radiosurgery with a Linear Accelerator. *J Korea radiat oncol*, Vol 21, No 2, pp 167-173.
- [21] Kim WC, Kim HJ. (2011) Treatment Results of CyberKnife Radiosurgery for Patients with Primary or Recurrent Non-Small Cell Lung Cancer. *J Korea radiat oncol*, Vol 29, No 1, pp 28-35.

**정 영 준(Jeong. Young Joon)**



- 2006년 10월 ~ 현재 : 순천향대학교병원 방사선종양학과
- 2013년 2월 : 고려대학교 의학물리학과 (이학석사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 고려대학교 의학물리학과(박사과정)
- 관심분야 : 방사선치료, 의학물리
- E-Mail : jungyj80@nate.com

**김 상 현(Kim. Sang Hyun)**



- 2009년 2월 : 경기대학교 대체의학대학원 식품치료전공(대체의학석사)
- 2013년 2월 ~ 현재 : 을지대학교대학원 방사선학과(박사과정)
- 2001년 4월 ~ 현재 : 서울대병원 영상의학과
- 관심분야 : 방사선학, 보건정책
- E-Mail : snuhkiml@naver.com