

# Evaluation of Magnetic Resonance Imaging using Image Co-registration in Stereotactic Radiosurgery

Seongjin Jin,<sup>1</sup> Jihwan Cho,<sup>2</sup> Cheolwoo Park<sup>3,\*</sup>

<sup>1</sup>Gamma-knife center, Haeundae Paik Hospital, Inje University, Busan, Korea

<sup>2</sup>Department of Health Care Clinic, Busan Paik Hospital, Inje University, Busan, Korea

<sup>3</sup>Department of Radiological Technology, Dong-Eui Institute of Technology, Busan, Korea

Received: June 13, 2017. Revised: June 30, 2017. Accepted: August 31, 2017

## ABSTRACT

The purpose of this study is to confirm the safety of the clinical application of image co - registration in steteotactic radiosurgery by evaluating the 3D positioning of magnetic resonance imaging using image co-registration. We performed a retrospective study using three-dimensional coordinate measurement of 32 patients who underwent stereotactic radiosurgery and performed magnetic resonance imaging follow-up using image co-registration. The 3 dimensional coordinate errors were  $1.0443 \pm 0.5724$  mm (0.10 ~ 1.89) in anterior commissure and  $1.0348 \pm 0.5473$  mm (0.36 ~ 2.24) in posterior commissure. The mean error of MR1 (3.0 T) was lower than that of MR2 (1.5 T). It is necessary to minimize the error of magnetic resonance imaging in the treatment planning using the image co - registration technique and to confirm it.

Keyword: Magnetic resonance imaging, Image co-registraion, Anterior commissure, Posterior commissure.

## I. INTRODUCTION

정위 방사선수술(Stereotactic Radiosurgery)은 1967년 스웨덴 카롤린스카 병원에서 감마나이프가 최초로 개발되어 사용되었다. 이후 1990년대 감마나이프 모델 B의 개발과 함께 컴퓨터 워크스테이션을 이용한 치료계획 프로그램인 감마플랜(Gamma plsn)이 개발되고, 감마나이프 3세대 모델 C와, 4C를 거쳐 퍼펙션(Perfexion<sup>TM</sup>) 모델로 발전되었으며, 현재 콘빔 시티(cone-beam CT)를 장착하여 분할조사가 가능한 아이콘(ICON<sup>TM</sup>) 모델까지 발전되었다.<sup>[1,2]</sup>

감마나이프 방사선수술은 정위기구의 고정, 영상 획득, 치료계획, 방사선 조사의 순서로 이루어진다. 감마나이프 방사선수술시 사용되어지는 치료계획 시스템은 렉셀 정위기구(Leksell stereotactic G skull

frame, Elekta, Sweden)의 기준점 시스템(fiducial system)을 이용하여 컴퓨터 단층촬영(CT) 및 자기공명영상(MRI)을 이용하게 된다. 감마나이프 방사선수술이 사용되는 질환 중 뇌종양의 경우 CT에 비하여 MRI 영상이 정상조직 및 종양조직의 해부학적 구조물이 명확히 구분되어 더욱 유용하다. 하지만 MRI 영상의 경우 금속 재질의 정위기구 프레임(frame)과 전·후 바(bar), 고정핀(fixation screw) 등으로 인하여 영상 왜곡이 발생하게 된다. 이에 정위 방사선 수술시 영상 왜곡 정도에 대하여 CT와 MRI 및 PET 영상의 팬텀을 이용한 연구가 이루어졌고, 국내에서도 팬텀을 이용하여 1.5 T (Tesla)와 3.0 T 자기공명영상의 영상왜곡에 관한 연구를 하였으며, 그 결과 MRI 영상 3차원 좌표의 기하학적 정확도가 팬텀 및 임상사례 연구에서 모두 허용 수준 이내로 보고되었고,<sup>[3-6]</sup> 1.5 T(Tesla)와 3.0 T MRI의 자세기에 따른 자화율 차이에 의한 인공물 발생에

\* Corresponding: Author: Cheolwoo Park E-mail: cwpark@dit.ac.kr, Tel: +82-10-9889-5477  
Address: Dong-eui Institute of Technology, 54, Yangji-ro, Busanjin-gu, Busan, Korea

관한 연구 등이 이루어졌다.<sup>[7]</sup>

감마나이프 치료계획 시스템인 감마플랜(Gamma-plan, Elekta, Sweden)에서 영상공동등록(Imgae co-regist raion)이 적용 된 것은 모델 4C 개발과 함께 감마플 랜 4C가 개발되면서부터이다. 영상공동등록은 안 와, 뇌실 등의 뇌 내 구조물을 기준으로 2개의 영 상을 융합하여 기존 좌표획득 영상에서 3차원적 정위 기준점이 없는 영상의 3차원 좌표계를 획득하게 되 는 방법이다. 영상공동등록의 개발로 치료계획 시 뇌 정위기구의 기준 좌표점 없이 획득한 MRI 영 상을 치료계획 컴퓨터에서 사용할 수 있게 되었다. 치료계획 컴퓨터에서 영상공동등록 기능은 선-치료 계획(pre planning), 치료계획(Treatment plan), 영상 추적조사(image follow-up)의 3가지 목적으로 이용 되어진다. 정위기구 부착 없이 MRI 영상을 이용하여 선-치료계획이 가능해 짐으로 시술 당일 치료계 획 시간이 단축되며 영상추적조사 시 치료계획 영 상과 직접 비교에 이용 할때는 오차의 크고 적음이 문제가 없지만, 영상공동등록을 이용한 치료계획 적용 영상은 기준 영상과의 허용 오차 범위 이내를 유지하여야만 치료계획용 영상으로 적용가능하다. 영상공동등록을 이용한 환자 치료계획에 대하여 K oga 등이 감마나이프 치료계획 시 뇌 정위기구 부 착 후 획득한 CT 영상을 기준으로 정위기구 부착 이전에 획득한 MRI 영상을 영상공동등록 기법을 적용하여 치료 표적(target)의 용적 및 치료 용적의 결정에 유용한 결과를 나타내었음을 보고하였다.<sup>[8]</sup> 본 연구에서는 3차원적 위치의 영상공동등록 MRI 영상에 대하여 뇌 내 구조평가 및 뇌 정위 수술시 해부학적 기준점으로 사용되어지는 전교련(anterior commissure: AC)과 후교련(posterior commissure: PC)<sup>[9]</sup>의 일치성을 평가하여 방사선수술시 영상공동등록 의 임상적 적용의 안전성을 확인하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 연구 재료 및 방법

본 연구는 부산 소재 일개 종합병원에서 정위 방 사선 수술 시행 후 2016년 3월~2017년 3월까지 MR I 영상추적검사를 시행해 영상공동등록을 이용한

환자 중 전교련, 후교련의 구조물에 병변 및 다른 원인으로 인한 변형이 없는 남자 14명, 여자 18명 총32명(평균연령 65.63세, 39~84세)의 개인정보를 제외한 MRI 영상을 이용하여 후향적 연구를 시행 하였다. 영상추적검사용 MRI는 Table 1과 같은 조 건으로 3.0 T (Philips Achiva, Netherland)와 1.5 T (GE Signa HDxt, USA) MRI 장치를 이용하여 각 장 치마다 16명씩, 총 32명의 영상을 획득하였다.

감마나이프 방사선수술용 치료계획 프로그램인 Leksell Gamma-Plan ver10.2 (ELEKTA, Sweden)를 이용하여 Fig. 1과 같이 감마나이프 시행 당시 MRI 영상과 영상추적검사용 MRI 영상을 영상공동등록 기법을 이용하여 영상등록 하였다. 그리고 각 영상 은 2명의 연구자에 의하여 AC, PC의 3차원 x, y, z 좌표를 획득하여 두 연구자의 평균좌표 값을 입력하고 좌표를 비교하였다. 좌표의 표시와 오차 계산은  $\Delta x$  : x좌표의 차이,  $\Delta y$  : y좌표의 차이,  $\Delta z$  : z좌표의 차이, 3차원 좌표 오차는  $\Delta r = \sqrt{(\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)}$ 로 계산하였다. 통계처리 프로그램은 Medcalc (Ve r 16.4.3) 프로그램을 사용하여 급내상관계수 분석 및 ANOVA 분석을 시행하였다.

Table 1. MRI protocol

	FOV	TR	TE	Thickness	NEX	Matrix	Scan time
MR 1 (3.0 T)	250×250	7.0	2.2	1.0	1.0	256×256	4:20
MR 2 (1.5 T)	250×250	12.5	5.1	1.0	1.0	256×256	5:30

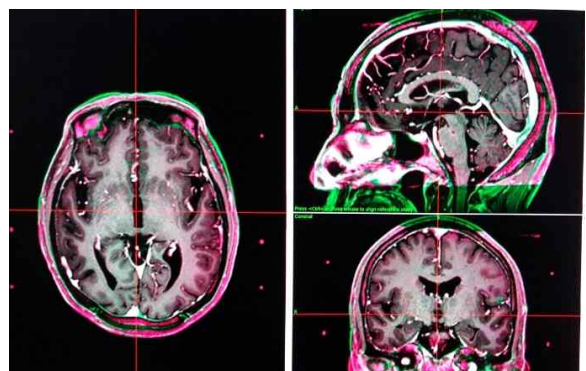


Fig. 1. Image co-registration using Treatment plan workstation.

### III. RESULT

정위방사선수술 시행당시 뇌 정위기구를 부착한 MRI 영상과 영상추적검사 시 MRI 영상을 영상공동등록 기법을 이용하여 2명의 연구자에 의해 3차원 좌표계를 획득하고 AC, PC의 3차원 좌표 오차를 비교하였다. 측정되어진 좌표 평균값의 평가자간 신뢰성 검증을 위한 급내상관계수는 0.896으로 나타나 각 평가자의 좌표 위치 값은 일치하였다( $p < 0.001$ ).

Table 2는 AC, PC의 3차원 좌표 오차 값의 평균값이다. Fig. 2는 전체 대상의 AC x, y, z 좌표 오차를 나타내었다. 평균값은  $\Delta x -0.0813 \pm 0.4673$  mm,  $\Delta y -0.0594 \pm 0.7708$  mm,  $\Delta z 0.1500 \pm 0.7792$  mm로 x, y 좌표의 오차보다 z 좌표 오차가 크게 나타났으며, AC의 3차원 좌표 오차  $\Delta AC$ 는  $1.0443 \pm 0.5724$  mm(0.10 ~ 1.89)로 나타났으며 실선으로 표시된 추세선과 유사한 값을 보인다. Fig. 3은 전체 대상의 PC x, y, z 좌표의 오차이다. 오차 평균값은  $\Delta x 0.1375 \pm 0.5633$  mm,  $\Delta y 0.2156 \pm 0.7012$  mm,  $\Delta z 0.0750 \pm 0.7229$  mm x, y 좌표의 오차 보다 z 좌표 오차가 낮게 나타났다. PC 3차원 좌표 오차 값  $\Delta PC$ 는  $1.0348 \pm 0.5473$  mm ( 0.36 ~ 2.24)로 실선으로 표시된 추세선과 유사한 값을 보인다. AC와 PC의 3차원 좌표 오차 평균은 각각  $1.0443 \pm 0.5724$  mm,  $1.0348 \pm 0.5473$  mm로 약 1 mm의 오차를 나타내었다.

Fig. 4는 AC와 PC의 3차원 좌표 평균오차를 MRI 장비별로 구분하여 나타낸 것이다. AC 3차원 좌표의 MR1 (3.0 T)의 좌표 오차 값은  $0.9818 \pm 0.5725$  mm 이고 MR2 (1.5 T)의 좌표 오차 값은  $1.1967 \pm 0.5471$  mm로 나타났으며 PC 좌표의 평균오차는 MR1의 좌표 오차 값은  $0.8582 \pm 0.5213$  mm 이고 MR2의 좌표 오차 값은  $1.2113 \pm 0.5299$  mm로 나타났다. MR1이 MR2에 비하여 오차 값이 AC 17.9 %, PC 29.1 % 낮게 나타났으나 통계적 유의성은 없었다( $p > 0.05$ ).

Table 2. Mean offset of AC & PC

	[mean ± Sd]mm (range)	
	AC	PC
$\Delta x$	$-0.0813 \pm 0.4673$ ( -1.40 ~ 1.00 )	$0.1375 \pm 0.5633$ ( -1.00 ~ 1.50 )
$\Delta y$	$-0.0594 \pm 0.7708$ ( -1.80 ~ 1.40 )	$0.2156 \pm 0.7012$ ( -1.20 ~ 2.10 )
$\Delta z$	$0.1500 \pm 0.7792$ ( -1.50 ~ 1.40 )	$0.0750 \pm 0.7229$ ( -1.60 ~ 1.80 )
$\Delta r$	$1.0443 \pm 0.5724$ ( 0.10 ~ 1.89 )	$1.0348 \pm 0.5473$ ( 0.36 ~ 2.24 )

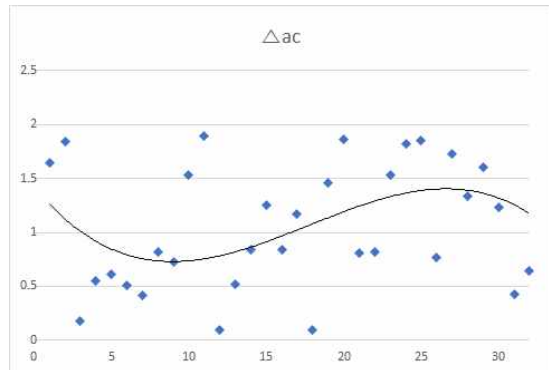
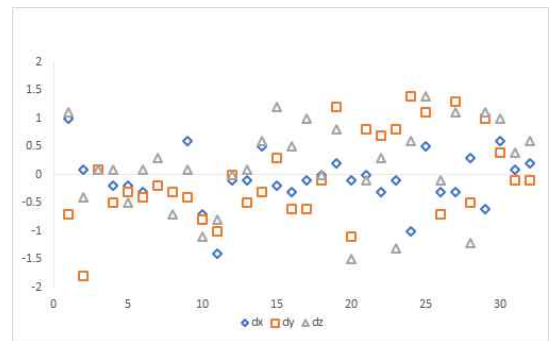
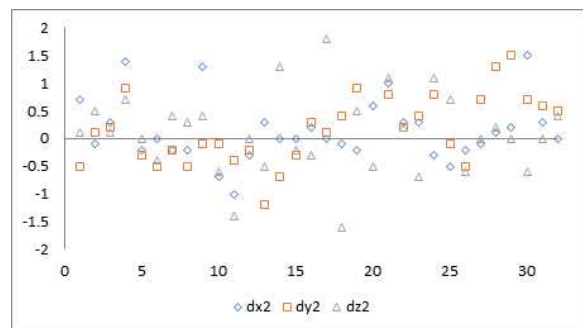


Fig. 2. 3 dimensional coordinate error distribution in AC.



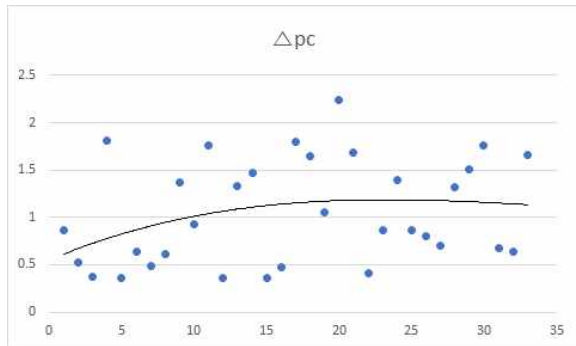


Fig. 3. 3 dimensional coordinate error distribution in PC.

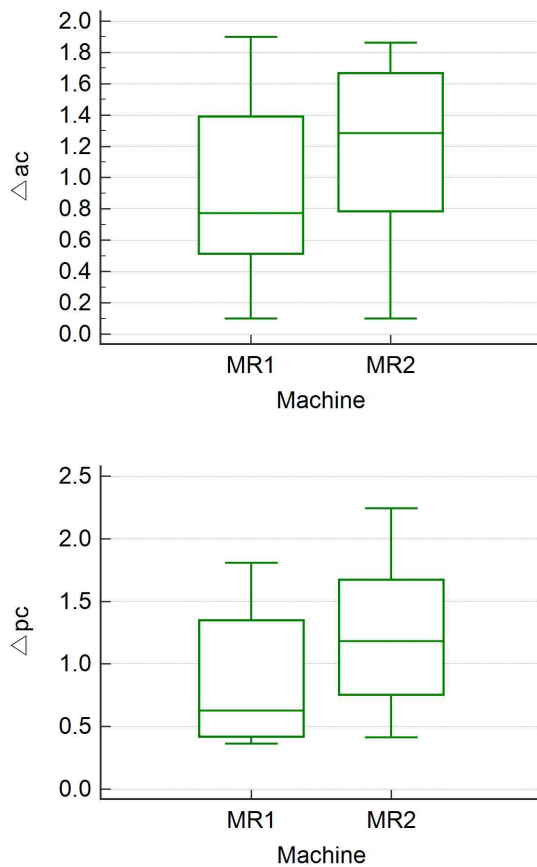


Fig. 4. Mean error of AC and PC coordinates by MRI equipment.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 AC, PC 모두 3.0 T MRI의 오차가 적게 나타났다. 일반적으로 자장의 세기가 강할수

록 영상의 왜곡 현상은 영상의 중심으로부터 멀어질수록 크게 나타난다. 해부학적으로 AC 및 PC의 위치가 영상의 중심에 위치하고, 3.0 T MRI의 해상도가 높아 오차가 적은 것으로 생각된다. 현재 개발되어진 치료계획 워크스테이션은 영상공동등록 기법 등 다양한 기능을 사용하여 효과적이고 정상조직을 보호 할 수 있는 치료계획을 수립 할 수 있다. 기능적으로 중요한 해부학 구조물의 정확한 위치 확인으로 정상조직의 방사선 조사를 최소화 하고, 여러 가지 구조물에 대한 3차원적 시각화로 다양한 평가의 가능성을 열어주기 때문에 방사선 치료 및 정위기능수술의 계획을 세우는데 매우 유용할 수 있다. 하지만 영상공동등록 기법을 이용하여 치료계획 수립 시 좌표 오차가 발생할 수 있다. 정위 방사선 수술시 발생 가능한 오차에는 정위기구 고정 시 발생하는 오차(Frame error), 자기공명영상 획득 시 발생하는 화학적 이동(Chemical shift), 민감도 효과(Susceptibility effect) 및 편차(deniation), 스캔 오차(Scanning error)와 감마선 조사 시 발생 가능한 기계적 오차 등이 존재한다. MRI 영상의 왜곡을 최소화 하여 방사선 치료분야에 적용하고자하는 필요성으로 이전의 연구는 팬텀을 이용하여 기존의 1.5 T MRI 영상과 해상력이 우수한 3.0 T MRI 영상의 왜곡에 대한 분석 및 보정에 연구가 이루어져있다<sup>[4,10]</sup>. 영상의 왜곡은 최소화 되어야 되며 MRI 영상의 주기적인 품질관리가 필요하며 영상획득시 가장 적합한 프로토콜의 적용이 필요하다 생각된다. MRI는 해상력이 매우 우수하지만 영상정보가 근본적으로 질병의 진단을 목적으로 개발되어져 영상의 왜곡에 대한 보정을 고려하지 않는다. 이에 방사선 치료 계획으로 적용하는데 한계가 있는 것으로 알려져 있다. 따라서 MRI 영상을 이용해 영상공동등록 기법을 사용한 정위 방사선수술시 치료계획은 MRI 영상 왜곡에 의한 표적 좌표와 실제 좌표 사이에서 발생 가능한 오차를 분석하여 치료계획에 반영해 정확한 방사선 조사가 이루어져야 한다.

V. CONCLUSION

본 연구에서 영상공동등록을 이용하여 획득한 영상의 AC와 PC의 3차원좌표 오차 평균은 각각 1.

0443 ± 0.5724 mm, 1.0348 ± 0.5473 mm로 약 1 mm의 오차가 나타났으며, MRI 장비별 AC와 PC 좌표의 평균오차는 MRI(3.0 T)의 오차 값이 MR2 (1.5 T)에 비하여 적게 나타났다. 이전의 연구에서 전이성 종양환자 치료에서 7.0 T MRI 영상의 영상공동등록을 적용하여 비교한 경우 AC와 PC의 3차원 좌표 오차 평균은 각각 1.1 ± 0.1 mm, 1.1 ± 0.2 mm로 약 1 mm의 오차로<sup>[11]</sup> 본연구와 비슷한 오차 값을 나타내었다. 정확한 치료계획을 통한 치료를 위해 영상공동등록 기법을 이용한 정위 방사선수술의 경우 MRI 영상의 왜곡에 의한 오차를 최소화하기 위해 실제 환자에 대하여 확인하는 과정이 필요하며, 추후 많은 영상과 AC, PC 이외의 뇌 내 구조물에 대한 오차 비교 연구가 필요할 것으로 생각된다.

#### Reference

- [1] Kondzioka D, Maitz AH, Niranzan A, Flickinger KC, Lunsford LD, "An evaluation of the Model C gamma knife with automatic patients positioning", *Neurosurgery*, Vol. 50, pp. 429-431, 2002.
- [2] B.I. Hur, "Comparisons between the Two Dose Profiles Extracted from Leksell GammaPlan and Calculated by Variable Ellipsoid Modeling Technique", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 11, No. 1, pp. 9-17, 2017.
- [3] Mori Y, Hayashi N, Iwase M et al., "Stereotactic imaging for radiosurgery: localization accuracy of magnetic resonance imaging and positron emission tomography compared with computed tomography", *Stereotact Funct Neurosurg*, Vol. 84, No. 1, pp. 142-146, 2006.
- [4] H.Y Kim, S.I. Lee, S.J. Jin, S.C. Jin, J.S. Kim, K.D. Jeon, "Reliability of Stereotactic Coordinates of 1.5-Tesla and 3-Tesla MRI in Radiosurgery and Functional Neurosurgery", *J Korean Neurosurg Soc*, Vol. 55, No. 3, pp 136-141, 2014.
- [5] MacFadden D, Zhang B, Brock KK et al. "Clinical evaluation of stereotactic target localization using 3-Tesla MRI for radiosurgeryplanning", *International Journal of RadiationOncologyBiolPhysics* Vol. 76, pp 1472-1479, 2010.
- [6] Massager N, Abeloos L, Devrient D et al. "Clinical evaluation of targeting accuracy of gamma knife radiosurgery in trigeminal neuralgia", *International Journal of RadiationOncologyBiolPhysics* Vol. 69, pp 1514-1520, 2007.
- [7] S. J. Ko, "Metal Artifact Caused by Magnetic Field Strength and Sequence on T1WI-MRI", *The J of the Korean Contents Association*, Vol. 10, No 9, pp 302-308, 2010.
- [8] T. Koga, K. Maruyama, H. Igaki, M. Tago, N. Saito, "The Value of image coregistraion during stereotactic radiosurgery", *Acta Nuerochir*, Vol. 151, pp. 465-471, 2009.
- [9] S. H. Choi, J. G. Chi, Y. B. Kim, Z. H. Cho, "Anterior Commissure - Posterior Commissure Revisited", *Korean J Radiol*, Vol. 14, No. 4, pp. 653-661, 2013.
- [10] E. B. Kang, "A Study on Artifact of Susceptibility Distortion on Magnetic Resonance Image by Metal Prosthesis for Dental Clinic", *Graduate school of Busan Catholic University*, pp. 38, 2005.
- [11] S. H. Paek, Y. D. Son, H. T. Chung, D. G. Kim, Z. H. Cho, "Clinical Application of 7.0 T Magnetic Resonance Images in Gamma Knife Radiosurgery for a Patient with Brain Metastases", *The Korean Academy of Medical Sciences*, Vol. 26, pp. 839-843, 2011.

## 정위방사선수술시 영상공동등록을 이용한 자기공명영상 유용성 평가

진성진,<sup>1</sup> 조지환,<sup>2</sup> 박철우<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>인제대학교 해운대백병원 감마나이프센터

<sup>2</sup>인제대학교 부산백병원 건강관리과

<sup>3</sup>동의과학대학교 방사선과

### 요약

본 연구는 방사선수술 치료계획 시 영상공동등록을 이용한 자기공명영상의 3차원적 위치에 대하여 구조 평가 및 뇌 정위 수술의 해부학적 기준점으로 사용되어지는 전교련(anterior commissure: AC)과 후교련(posterior commissure: PC)의 일치성을 평가하여 방사선수술시 영상공동등록의 임상 적용 안전성을 확인하고자 한다. 정위 방사선수술 시행 후 2016년 3월~2017년 3월까지 영상공동등록을 이용한 자기공명영상 추적검사를 시행한 32명의 영상을 이용하여 3차원 좌표 측정을 통한 후향적 연구를 시행하였다. 전교련의 3차원 좌표 오차는  $1.0443 \pm 0.5724$  mm(0.10 ~ 1.89), 후교련 3차원 좌표 오차는  $1.0348 \pm 0.5473$  mm (0.36 ~ 2.24)로 약 1 mm의 오차를 나타내었다. 자기공명영상 장비별 전교련과 후교련 좌표의 평균오차는 MR1(3.0 T)의 오차 값이 MR2 (1.5 T)에 비하여 낮게 나타났다. 영상공동등록 기법을 이용한 치료계획 시 자기공명영상의 오차를 최소화하여야 하며, 정확도를 확인하는 과정이 필요한 것으로 생각된다.

중심단어: 자기공명영상, 영상공동등록, 전교련, 후교련