

Isocenter Check and QA of Tactic Radiosurgery Devices Using EPID

Kyo Chul Shin*, Sang Gyu Choi*, Jung Kee Kim[†], Dong Hyeok Jeong[†]

*Department of Radiation Oncology, Dankook University Hospital, Cheonan,

[†]Research Center, Dongnam Institute of Radiological and Medical Sciences, Busan, Korea

The Winston Lutz test, which checks the accuracy of the isocenter for stereotactic radiosurgery (SRS), was performed with the commercial electronic portal imaging device (EPID). The usual Winston Lutz test with film was also performed for comparison with the test with EPID. The maximum difference in isocenter between the two methods was 0.32 mm. The Winston Lutz test using EPID is practical as it can reduce time and avoid human errors compared to the test with film.

Key Words: SRS, EPID, Winston Lutz Test, Quality assurance

서 론

정위적방사선수술(Stereotactic Radiosurgery; SRS)은 렉셀(Leksell)이 정의한 것과 같이 두개내의 종양에 한번에 높은 방사선의 선량을 정위적으로 정확히 직접 전달하는 치료방법이다.¹⁾ 위치의 정확성과 정밀성은 정위적(stereotactic)이란 말에 포함되어 있으며 이런 정확성과 정밀성은 3차원 좌표 시스템을 갖는 헤드 프레임 등에 의하여 구현되어진다.²⁾ 정위적방사선수술의 기법은 주변의 정상조직으로 보호하면서 일반적으로 1 cm에서 3 cm의 직경을 가진 표적 체적에만 집중적으로 급격한 방사선의 기율기를 전달하기 위하여 높은 정확도를 요하는 기술이다.³⁻⁶⁾ 신경외과 전문인 렉셀에 의하여 발명된 이 방법은 수술로서 접근이 어려운 위치에 있는 두개내의 종양을 제거할 있는 장점이 있다.⁷⁾ 만약에 전체의 정위적 방사선선량을 한 번의 세션에 전달한다면 이 치료방법을 정위적방사선수술(SRS)이라 하고, 만약에 정위적 방사선선량을 여러 번의 세션으로 나누어 전달한다면 이 치료방

법을 정위적방사선치료(SRT)라 말한다.⁸⁾

방사선치료의 특성상 고에너지의 방사선을 종양에 조사하여 세포사를 일으키는 과정이므로 그 정확도와 정밀도가 매우 중요하다. 더욱이 1회에 치유선량을 전달하는 정위적 방사선수술(SRS)은 물론 5회 정도의 횟수에 높은 선량을 전달하는 정위적방사선치료 방사선치료(SRT)나 정위적 체부 방사선치료(SBRT) 등의 경우는 방사선의 전달과정상에 있어서 그 정확도와 정밀도는 신중히 검토되어야 한다. 모든 방사선수술시에는 방사선을 조사하기 전에 그 정확도와 정밀도를 확인하는 과정을 반드시 거치게 된다. 본원에서는 의료용 선형가속기를 이용한 정위적방사선수술을 시행시에 방사선의 조사면의 중심과 테이블 회전 중심의 일치 여부를 확인한다. 그 시험 과정은 겐트리 회전의 정확도, 테이블 회전의 정확도, 콜리메이터 회전의 정확도와 일치의 정도를 확인하는 것이다. 이와 같은 방법을 윈스턴루츠시험(Winston Lutz Test) 방법이라 하는데 특히 선형가속기에 수술용 콘(cone)이나 미세다엽 콜리메이터(micro multi-leaf collimator; MLC)를 장착하여 시행하는 경우는, 선형가속기의 겐트리(Gantry)축과 콜리메이터(Collimator)축, 그리고 테이블(Couch)의 회전축이 일치하여야 한다. 윈스턴루츠시험(Winston Lutz Test)방법은 테이블위에 5 mm의 구형 볼을 놓고 그 중심에 레이저를 이용하여 중심위치를 찾고 겐트리를 회전시키면서 방사선을 조사하고 다음으로 겐트리를 고정하고 테이블을 회전시키면서 방사선을 조사한다. 방사선필드와 회전중심의 일치 여부를 확인하기 위하여 일반적으로는 겐트리에 연결된 지지대에 방사선필름을 고정시켜 겐트리와 함

This research was supported by the National R & D Program through the Dongnam Inst. of Radiological&Medical Sciences funded by the Ministry of Science (DIRAMS No. 50497-2014).

Received 5 December 2014, Revised 15 December 2014, Accepted 20 December 2014

Correspondence: Sang Gyu Choi (amiran@hanmail.net)

Tel: 82-41-550-6934, Fax: 82-41-556-0524

© 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.

께 움직이도록 위치시킨다. 결과는 필름을 통해 방사선 조사면의 중심에 테이블위에 설치된 회전중심점의 구형 볼의 영상이 중심에서 일치하는 가를 확인한다. 각각의 경우를 테이블 고정시 겐트리의 회전에 대하여, 겐트리 고정시 테이블의 회전에 대하여 확인 한다. 그런데 필름의 사용은 다소 시간상의 번거로움이 있다. 본 연구에서는 기존에 사용하였던 필름의 과정 대신에 전자포탈영상장치(electron portal imaging device; EPID)를 이용하여 정위적방사선수술시의 방사선선회드와 회전중심점의 일치확인에 유용성을 평가하였다.

재료 및 방법

본 연구에 사용된 기기는 방사선선원은 Fig. 1과 같은 의료용선형가속기(clinical linear accelerator, Rapidarc, Varian Co.)와 Fig. 2와 같은 미세다엽 콜리메이터(micro multileaf collimator, m3, BrainLAB Co.) 그리고 방사선 조사면의 중심과 기기의 회전중심점 이미지 확인을 위하여 Radiochromic 필름과 Fig. 3과 같이 전자포탈영상장치(electron portal imag-



Fig. 1. Clinical linear accelerator (RapidArc Varian Co.).



Fig. 2. Image of micro-multileaf collimator (m3, BrainLab).

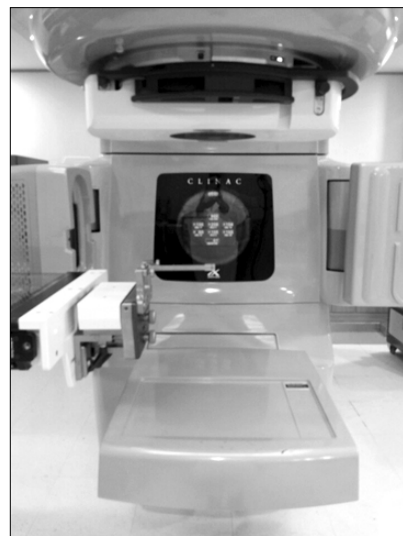


Fig. 3. Electronic portal imaging device (EPID, Varian Co.).

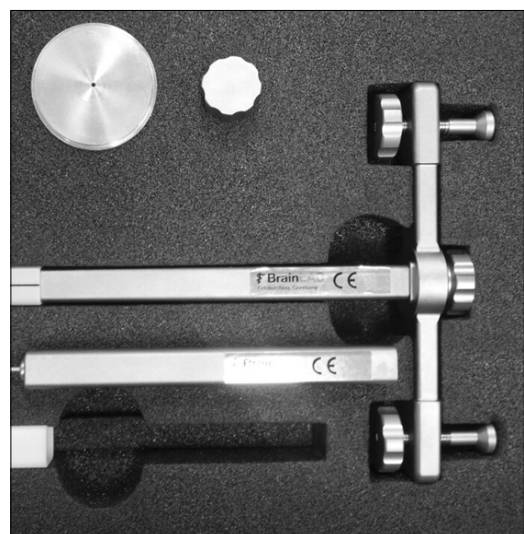


Fig. 4. Image of Winston Lutz Test Tool Sets.

ing device; 이하 EPID, Varian Co.)를 사용하였다.

선형가속기의 겐트리(gantry), 콜리메이터(collimator), 테이블(table)과 조사면의 일치성 검사를 위하여 Fig. 4와 같은 윈스턴루츠시험 기구(Winston Lutz Test Tool, Co.)를 사용하였다. 윈스턴루츠시험에 사용된 모의 타겟 볼은 Fig. 5와 같이 선형가속기의 테이블위에 고정시키고 회전중심점에 맞추었다.

1. 선형가속기의 회전중심점 일치확인

방사선의 필드와 테이블 겐트리의 회전 일치성을 확인하

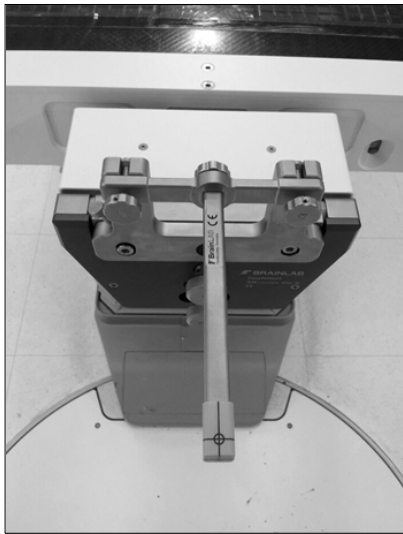


Fig. 5. The setup for a Winston Lutz Test ball at the isocenter.



Fig. 6. The image of film setup for Winston Lutz Test at gantry 0° and Table 0°.

기 이전에 방사선수술을 위해 사용하는 선형가속기의 겐트리와 콜리메이터 그리고 테이블의 회전중심점의 일치를 확인하였다. 치료 테이블위에 텅스텐 시험 볼을 장착한 후 EPID를 이용하여 다양한 겐트리의 각도에 대하여 영상을 얻고, 윈스턴 루츠 소프트웨어를 이용하여 결과를 분석하였다.

2. 방사선조사면의 중심과 회전중심점의 일치확인

일반적인 선형가속기에 추가의 미세다엽 콜리메이터(micro multileaf collimator, m3, Brain Lab. Co.)를 장착하여 방사선수술을 시행하는 경우는 회전중심점의 일치와 함께 미세다엽 콜리메이터에 의하여 형성된 방사선필드의 중심과 회전중심점이 일치하는가를 확인하여야 한다. 본 연구에서는 방사선 조사면의 중심과 회전중심점의 일치를 윈스턴루츠시험을 이용하여 확인하였다. 결과는 주로 필름(Gafchromic film, EBT)을 이용하고 있는데 본 연구에서는 방사선필름과 전자포탈영상을 이용하여 결과를 얻어 비교하였다.

일치확인 방법은 Fig. 6, 7과 같이 테이블위에 테스트 볼을 설치하고 레이저와 광학적 필름을 이용하여 회전중심점을 맞춘 후 테스트 볼 아래 방사선필름을 방사선과 수직이 되도록 설치한다. 필름의 위치는 SSD 110 cm이었다. 테이블을 0°로 고정하고 겐트리를 0°, 90°, 180°, 270°로 회전시켜가면서 방사선을 조사하였고 그 다음은 반대로 겐트리를 0°와 180°로 고정하고 테이블을 90°, 270°로 회전하면서 미세다엽 콜리메이터로 인한 방사선의 필드의 중심과 겐트리와 테이블의 중심점의 일치에 대하여 평가하였다.

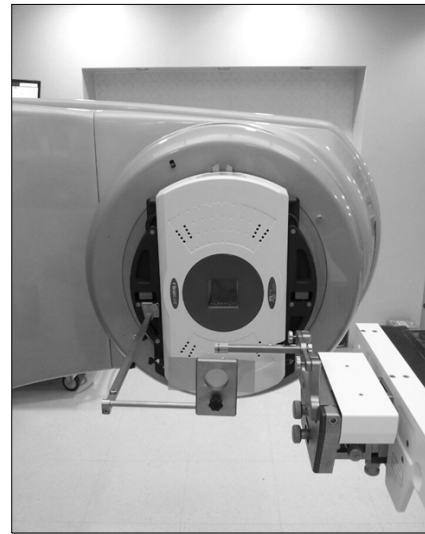


Fig. 7. The image of film setup for Winston Lutz Test at gantry 90° and Table 0°.

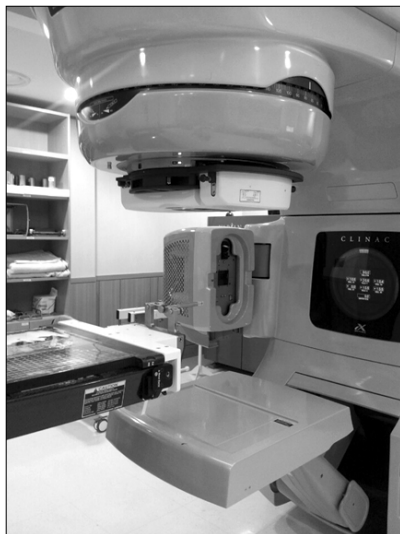


Fig. 8. The image of EPID setup for Winston Lutz Test at gantry 0° and Table 0°.



Fig. 9. The image of EPID setup for Winston Lutz Test at gantry 180° and Table 0°.

또한 같은 일치성 확인과정을 Fig. 8, 9와 같이 필름대신에 EPID를 이용하여 시험하였다. EPID의 위치는 SSD 120 cm 이었다. 과정은 테이블을 0°로 고정하고 겐트리를 0°, 90°, 180°, 270°로 회전시켜 가면서 방사선을 조사하여 영상을 얻었고, 다음으로 겐트리의 각도를 0°와 180°로 고정하고 테이블을 90°, 270°로 회전하면서 방사선을 조사하여 영상을 얻어서 미세다엽 콜리메이터로 인한 방사선의 필드의 중심과 겐트리와 테이블의 중심점의 일치에 대하여 평가하였다.



Fig. 10. The results of Winston Lutz Test for clinical linear accelerator.

3. 필름의 결과와 EPID 영상의 결과 비교

방사선 조사면의 중심과 겐트리 테이블의 회전중심점의 일치의 결과에 대하여, 필름과 EPID 영상의 결과를 비교 분석하였다. 방사선수술 등의 과정에서 행하여지는 윈스턴 루츠 시험에서 대부분의 필름을 이용하던 부분을 EPID영상으로 대체할 경우의 유용성을 확인하였다.

결 과

할 경우 본원에 의료용 선형가속기의 설치시에 행했던 콜리메이터, 겐트리, 테이블의 회전 중심점 일치 검사의 결과는 Fig. 10과 같이 0.5 mm 이하로 잘 일치함을 확인할 수 있다.

1. 필름을 이용한 방사선필드와 회전중심점의 일치 결과

Gafchromic 필름을 이용한 방사선 조사면의 중심과 겐트리 테이블의 회전중심점의 일치의 결과는 Fig. 11과 같이 나타났으며, 대부분의 반복된 시험에서도 Table 1과 같이 유사한 결과를 얻을 수 있었다. Table에 언급되는 수치는 윈스턴 루츠 시험 프로그램으로 얻어진 결과의 표시이다.

2. 전자포탈영상장치(EPID)를 이용한 회전중심점의 일치 결과

EPID를 이용한 방사선의 필드의 중심과 겐트리 테이블의 회전중심점의 일치에 대한 결과는 Fig. 12와 같이 나타났으

며, 반복된 실험 결과도 Table 2와 같이 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 역시 Table에 얻어진 수치들은 윈스턴 루츠의 프로그램에서 얻어진 결과들이다.

3. 필름과 EPID 영상의 결과 비교

방사선의 필드의 중심과 겐트리 테이블의 회전중심점의

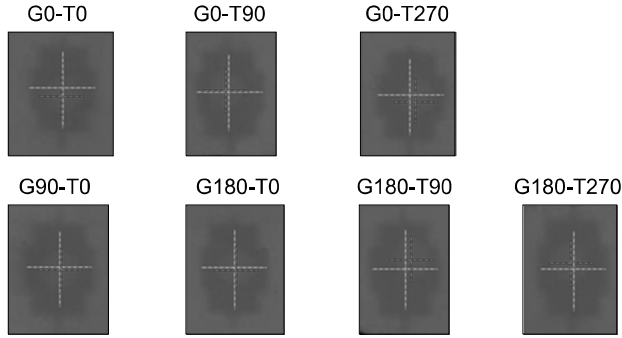


Fig. 11. Film of a passed Winston-Lutz test m3 for radiation field and isocenter for FSRT.

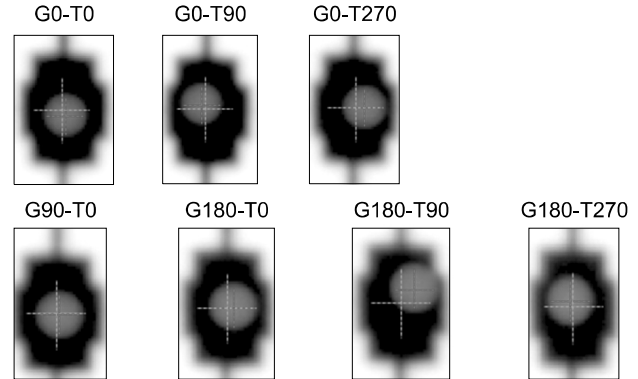


Fig. 12. EPID results of a passed Winston-Lutz test m3 for radiation field and isocenter.

Table 1. The results of film for winston lutz test at various gantry and couch angles.

| Gantry Table Δx Δy | G=0 | | | | | | G=90 | | | | G=180 | | | |
|--|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | T=0 | | T=90 | | T=270 | | T=0 | | T=0 | | T=90 | | T=270 | |
| | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) |
| | 0.10 | -0.60 | -0.10 | 0.50 | 0.80 | 0.00 | 0.01 | -0.01 | 0.00 | 0.60 | 1.10 | 1.10 | -0.03 | 0.30 |
| | 0.30 | -0.20 | 1.10 | -0.01 | 0.01 | -0.40 | 0.80 | -0.10 | 0.30 | 0.15 | 1.10 | 1.10 | -0.30 | 0.50 |
| | -0.01 | -0.80 | -0.30 | 0.85 | 1.10 | -0.01 | 0.30 | -0.25 | 0.60 | 0.15 | 1.10 | 1.10 | -0.40 | 0.25 |
| | 0.01 | -0.30 | -0.20 | 0.90 | 1.10 | 0.01 | 0.15 | -0.01 | 0.20 | 0.00 | 1.10 | 1.10 | -0.20 | 0.60 |
| | -0.01 | 0.10 | -0.20 | 0.80 | 0.80 | 0.00 | 0.15 | 0.01 | 0.70 | 0.05 | 0.90 | 1.10 | -0.15 | 0.40 |
| Mean | 0.08 | -0.36 | 0.06 | 0.61 | 0.76 | -0.08 | 0.28 | -0.07 | 0.36 | 0.19 | 1.06 | 1.10 | -0.22 | 0.41 |
| St.Dev. | 0.13 | 0.35 | 0.59 | 0.38 | 0.45 | 0.18 | 0.31 | 0.11 | 0.29 | 0.24 | 0.09 | 0.00 | 0.14 | 0.14 |
| Min | -0.01 | -0.80 | -0.30 | -0.01 | 0.01 | -0.40 | 0.01 | -0.25 | 0.00 | 0.00 | 0.90 | 1.10 | -0.40 | 0.25 |
| Max | 0.30 | 0.10 | 1.10 | 0.90 | 1.10 | 0.01 | 0.80 | 0.01 | 0.70 | 0.60 | 1.10 | 1.10 | -0.03 | 0.60 |

Table 2. The results of EPID images for winston lutz test at various gantry and couch angles.

| Gantry Table Δx Δy | G=0 | | | | | | G=90 | | | | G=180 | | | |
|--|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | T=0 | | T=90 | | T=270 | | T=0 | | T=0 | | T=90 | | T=270 | |
| | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) |
| | 0.01 | -0.05 | 0.01 | -0.90 | 0.50 | -0.10 | -0.15 | -0.10 | -0.40 | 0.00 | 0.50 | 0.50 | -0.15 | 0.01 |
| | -0.01 | -0.90 | -0.20 | 0.01 | 0.20 | -0.60 | 0.00 | -0.15 | 0.00 | -0.01 | 0.80 | 0.85 | -0.01 | 0.25 |
| | 0.00 | -0.80 | -0.30 | 0.85 | 1.00 | -0.01 | 0.30 | -0.10 | 0.30 | 0.10 | 1.00 | 1.00 | -0.20 | 0.30 |
| | 0.01 | -0.30 | -0.05 | 0.70 | 0.70 | 0.30 | 0.20 | -0.15 | 0.40 | 0.40 | 1.10 | 0.90 | -0.30 | 0.40 |
| | -0.01 | -0.40 | -0.10 | 0.80 | 0.85 | 0.05 | 0.10 | 0.05 | 0.10 | 0.30 | 1.00 | 1.00 | -0.15 | 0.50 |
| Mean | 0.00 | -0.49 | -0.13 | 0.29 | 0.65 | -0.07 | 0.09 | -0.09 | 0.08 | 0.16 | 0.88 | 0.85 | -0.16 | 0.29 |
| St. Dev. | 0.01 | 0.35 | 0.12 | 0.75 | 0.31 | 0.33 | 0.17 | 0.08 | 0.31 | 0.18 | 0.24 | 0.21 | 0.10 | 0.18 |
| Min | -0.01 | -0.90 | -0.30 | -0.90 | 0.20 | -0.60 | -0.15 | -0.15 | -0.40 | -0.01 | 0.50 | 0.50 | -0.30 | 0.01 |
| Max | 0.01 | -0.05 | 0.01 | 0.85 | 1.00 | 0.30 | 0.30 | 0.05 | 0.40 | 0.40 | 1.10 | 1.00 | -0.01 | 0.50 |

Table 3. Difference of results in film and EPID for winston lutz test at varius gantry and couch angles.

| Gantry Table Δx Δy | G=0 | | | | | | G=90 | | G=180 | | | | | |
|--|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | T=0 | | T=90 | | T=270 | | T=0 | | T=0 | | T=90 | | T=270 | |
| | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) | X (mm) | Y (mm) |
| Film | 0.08 | -0.36 | 0.06 | 0.61 | 0.76 | -0.08 | 0.28 | -0.07 | 0.36 | 0.19 | 1.06 | 1.10 | -0.22 | 0.41 |
| EPID | 0.00 | -0.49 | -0.13 | 0.29 | 0.65 | -0.07 | 0.09 | -0.09 | 0.08 | 0.16 | 0.88 | 0.85 | -0.16 | 0.29 |
| Diff. | 0.08 | 0.13 | 0.19 | 0.32 | 0.11 | -0.01 | 0.19 | 0.02 | 0.28 | 0.03 | 0.18 | 0.25 | -0.05 | 0.12 |

일치의 결과에 대하여, 필름과 EPID 영상의 결과를 비교 분석한 결과 Table 3과 같이 필름과 전자포탈영상에서의 결과가 최대 0.32 mm 이하로 잘 일치함을 알 수 있었다. 이와 같은 차이는 선형가속기의 기본설치 시 겐트리, 콜리메이터, 테이블의 회전중심점 일치 기준보다도 작은 값이다.

이와 같은 결과로 방사선수술 등의 과정에서 행하여지는 윈스턴 루츠 시험에서 대부분의 필름을 이용하던 부분을 EPID 영상으로 대체할 하여도 같은 결과를 나타낼을 보여 주고 있다.

고 찰

정위적방사선치료(SRT) 기법은 내부의 작은 영역에 선택적으로 방사선을 조사할 수 있다. 높은 방사선선량은 종양의 중심에 집중될 수 있고 정상 조직에 방사선조사는 필할 수 있다.⁹⁾ 최근에는 두개골 내에 있는 종양을 위한 정위적방사선치료는 쉽게 고정 가능한 선형가속기를 사용하여 수행되어져 왔다. 뇌종양을 위해 특별히 사용되는 감마나이프는 침습적으로 고정 후에 사용하기 때문에 원리적으로 방사선조사 필드의 중심에서 정확도가 높아서 한번에 시술이 가능하다.¹⁰⁾ 이와는 반대로, 분할로 조사하는 정위적방사선수술(FSRT)는 비침습적 고정장치를 사용할 수 있고, 입원하지 않고도 수행할 수 있다. 분할방사선조사는 청신경종(acoustic neurionoma)과 같은 악성 종양의 치료에 있어서는 생물학적으로 더 효과적이다. 그리고 분할정위방사선치료(FSRT)는 청력의 감소나 안면 마비와 같은 부작용의 감소가 줄어들기 때문에 더 유용하게 고려되어 진다.¹¹⁻¹²⁾ 독일사미세다엽콜리메이터(m3, BrainLAB, AG, Heimstetten, Germany) 시스템은 3 mm의 이내의 방사선필드를 제어할 수 있으며 다양한 병변의 모양에 적용할 수 있는 고성능 시스템이다. BrainLAB 시스템은 단일 조사뿐만이 아니라 분할 조사에도 사용이 가능하다. 물론 분할정위방사선치료를 수행할 때는 고정장치의 높은 정확도가 요구 된다.¹³⁾ 실제로

추가 장치의 장치를 이용하여 정위적방사선치료를 시행할 경우 기존의 선형가속기의 회전중심점과 추가된 장치의 중심의 일치에 대한 오차를 확인하고 고려해야하는 어려움이 있다. 추가로 발행한 오차는 치료계획의 수정에 영향을 줄 수 있다. 요즘에 분할 방사선치료의 활용이 높아짐에 따라서 방사선치료의 효과를 높이기 위해서는 방사선치료 전의 정도관리에 더욱 노력을 기울여야 할 것이다. 또한 정도관리 과정의 보다 효율적인 방법과 편리성을 찾는 것은 매우 중요하다 생각된다. 본 논문에서는 EPID의 기계적 정확도를 논의 하지 않았지만 EPID를 이용한 정도관리는 재현성에 있어서도 수동으로 설치하는 필름에 대하여서 보다 더 좋을 수 있을 것이다. 이와 같은 면에서 정위적방사선수술 시에 방사선필드의 중심과 기기의 회전중심점의 일치확인용 보다 빠르면서도 정확히 수행할 수 있는 EPID 사용은 유용할 것으로 생각된다.

결 론

정위적방사선수술은 뇌종양의 모양에 최적의 방사선을 조사하는 방법이다. 정위적방사선수술에 앞서 먼저 시행되어야만 하는 정도관리는 방사선필드의 중심과 선형가속기의 회전중심점의 일치이다. 대부분의 방법은 따라서 정위적방사선수술 시에 필수적인 윈스턴 루츠 시험은 필름을 주로 사용해왔는데 이는 다소 시간의 소요와 번거로움이 발생한다. 본 연구에서는 윈스턴 루츠의 실험에서 필름을 사용하는 대신 EPID를 상용함으로써 보다 편리하게 빠르고 정확하게 시행할 수 있음을 확인하였다.

References

1. Lutz W, Winston KR, Maleki N: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1988;14(2):373-81.

2. Podgorsak EB, Pike GB, Olivier A, Pla M, Souhami L: Radiosurgery with high energy photon beams: a comparison among techniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1989;16(3):857-65.
3. Podgorsak EB, Pike GB, Pla M, Olivier A, Souhami L: Radiosurgery with photon beams: physical aspects and adequacy of linear accelerators. *Radiother Oncol.* 1990;17(4):349-58.
4. Ramaseshan R and Heydarian M: Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Biol.* 2003;48(14):N199-N205.
5. Verellen D, Linthout N, Bel A, et al: Assessment of the uncertainties in dose delivery of a commercial system for linac-based stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999;44(2):421-33.
6. Serago ChF, Lewin AA, Houdek PV, et al: Radiosurgery target point alignment errors detected with portal film verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1992;24(4):777-80.
7. Leksell L: The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand.* 1951;102(4):316-19.
8. Pejman Rowshanfarzad, Mahsheed Sabet, Daryi J. O'Connor, Peter B. Greer, et, al: Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques. *J of Appl. Clin. Med. Phys.* 2011;12(4)
9. E. Shaw, C. Scott, L. Souhami, et al: Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: Final report of RTOG protocol 90-05 *Int J Radiat Oncol Biol Phys,* 47 (2000), pp. 291-298
10. L. Walton, A. Hampshire, A. Roper, et al: Development of a relocatable frame technique for gamma knife radiosurgery: Technical note *J Neurosurg,* 93 (2000), pp. 198-202
11. H. Shirato, T. Sakamoto, N. Takeuchi, et al: Fractionated stereotactic radiotherapy for vestibular schwannoma (vs): Comparison between cystic-type and solid-type vs, *Int J Radiat Oncol Biol Phys,* 48 (2000), pp. 1395-1401
12. J.A. Williams: Fractionated stereotactic radiotherapy for acoustic neuromas, *Int J Radiat Oncol Biol Phys,* 54 (2002), pp. 500-504
13. Zheng C, Zhiheng W, Jinli M, et al: Six degree-of-freedom image guidance for frameless intra-cranial stereotactic radiosurgery with kilo-voltage cone-beam CT, *J Nucl Med Radiat Ther* 2010, 1:101

EPID를 이용한 정위적방사선수술의 중심점 검사에 대한 연구

*단국대학교병원 방사선종양학과, [†]동남권원자력의학원 연구센터

신교철* · 최상규* · 김정기[†] · 정동혁[†]

본 연구에서는 선형가속기를 이용한 정위적방사선수술의 시행에 있어서 필수적인 품질관리의 하나로서 Winston Lutz 시험을 상용의 전자포털영상장치를 이용하여 수행하였다. 전형적으로 이용되는 필름 분석 방법을 추가로 시행하여 EPID 방법의 장점을 평가하였다. EPID 방법으로 결정한 등중심 오차는 필름 방법으로 구한 값과 최대 0.32 mm 이내로 일치하는 것으로 나타났다. EPID를 이용한 Winston Lutz 시험은 시간의 절약 측면과 측정시의 개인 오차를 방지하는 측면에서 매우 실용적인 방법이라고 생각된다.

중심단어: 정위적방사선수술, 전자포털영상장치, 윈스턴루츠 시험, 정도관리