

A Comparison of the Independent Verification Methods for the Results of Leksell GammaPlan for Gamma Knife Predecessor with the Hemispherical Collimators

Beong Ik Hur

Department of Neurosurgery, Pusan National University Hospital

Received: October 07, 2016. Revised: December 01, 2016. Accepted: December 01, 2016

Abstract

Since Gamma Knife® radiosurgery(GKRS) is based on a single-fraction high dose treatment strategy, independent verification for the results of Leksell GammaPlan® (LGP) is an important procedure in assuring patient safety and minimizing the risk of treatment errors. Several verification methods have been developed and reported previously. Thus these methods were tested statistically and tried on Leksell Gamma Knife(LGK) target treatments through the embodiment of the previously proposed algorithms(PPA). The purpose of this study was to apply and evaluate the accuracy of verification methods for LGK target treatments using PPA. In the study 10 patients with intracranial lesion treated by GKRS were included. We compared the data from PPA and LGP in terms of maximum dose, arbitrary point dose, and treatment time at the isocenter locations. All data were analyzed by Paired t-test, which is statistical method used to compare two different measurement techniques. No statistical significance in maximal dose at 10 cases was observed between PPA and LGP. Differences in average maximal dose ranged from -0.53 Gy to 3.71 Gy. The arbitrary point dose calculated by PPA and LGP was not statistically significant too. But we found out the statistical difference with $p=0.021$ between TMR and LGP for treatment time at the isocenter locations. PPA can be incorporated as part of a routine quality assurance(QA) procedure to minimize the chance of a wrong overdose. Statistical analyses demonstrated that PPA was in excellent agreement with LGP when considering the maximal dose and the arbitrary point dose for the best plan of GKRS. Due to the easy applicability we hope PPA can be widely used.

Keyword : Gamma Knife radiosurgery(GKRS), Leksell GammaPlan(LGP), Variable Ellipsoid Modeling Technique(VEMT)

I INTRODUCTION

20세기 중반 스웨덴의 렉셀(Lars Leksell)교수가 정위적 방사선수술(stereotactic radiosurgery)의 개념을 도입한 후 물리학적, 생물학적 연구지식을 바탕으로 집약된 기술적 응용의 비약적인 발전과 의학적인 풍부한 경험의 축적이 이루어져 왔다.^[1,2] 특히 신경외과적 질환을 다루는 정위적 방사선수술은 기존 개두술을 보조하거나 대체해 가는 방향으로 큰 틀을 만들어가고 있다.^[2] 감마나이프 방사선수술은 한 회에 고선량의 방사선을 뇌병변에 조사하여 괴사시키는 비침습적인 무혈수술

방법으로서 절차는 총 네 단계로 구성되어 있다. 첫 단계로 삼차원 좌표계의 설정과 고정시킴을 위하여 환자의 머리에 국소 마취를 하여 정위틀(stereotactic frame)을 고정한다. 두 번째 단계는 두개내 병변의 위치를 정의하고 측정하기 위하여 MRI 지시기를 장착하여 MRI 영상을 얻는 과정이다. MRI 영상을 PACS 시스템을 통해 컴퓨터로 전송받아 치료계획을 수립하는 과정이 세 번째 단계이다. 치료계획은 감마나이프 장비사에서 제공한 치료계획용 소프트웨어인 렉셀감마플랜을 활용하여 이루어진다. 치료계획이 마무리됨과 동시에 감마나이프를 이용한 치료인 최종 단계가 이루어진다. 치료과

정이 하루 일 회에 끝나는 아주 간편한 수술이기는 하나 고방사선량을 조사하는 매우 조심성을 요구하는 수술이기 때문에 감마나이프 방사선수술 준비와 치료 과정에서 환자의 안전과 정밀한 치료시스템을 유지하는 것이 감마나이프 방사선수술에 있어서 무엇보다도 중요한 과제이다. 그러므로 정확한 치료계획 시스템과 정밀한 치료시스템의 유지를 위하여 정기적인 정도관리가 필수적으로 이행되어야 한다.^[1] 정기적이고 지속적으로 이행되어야 할 감마나이프관련 정도관리의 항목들 중에서 중요한 세 가지는 다음과 같다. 첫째 고유한 MRI영상 왜곡 측정과 보정에 관한 사항이다. 둘째로 치료계획에 따라 감마나이프 장비가 얼마나 정확히 작동하는가에 관한 감마나이프 장비의 정밀도 검증 항목을 들 수 있다. 셋째로 감마나이프 장비사에서 제공하는 치료계획 시스템인 렉셀감마플랜이 하드웨어적, 소프트웨어적 에러로 수행될 수 있는 치료계획 결과물의 오류를 우회적으로 PC에서 행해지는 독립적이고 이차적인 검증에 관한 것이다. 본 연구에서는 렉셀감마플랜의 치료 결과물에 대한 검증 알고리즘을 소개하고 이들을 PC에서 구현하여 렉셀감마플랜의 치료 결과물을 비교 분석하였다. 핵심적인 문제는 제한된 수의 측정 지점들로부터 수집된 두개골의 기하학을 어떻게 모사하고 그 모사한 두개골을 지나가는 많은 감마선 감쇠 경로길이를 계산하는 방법이다. 다음 절에서 제안된 검증 알고리즘을 소개한다.

II. MATERIAL AND METHOD

감마나이프 정위적 방사선수술에 관련한 특정 지점에서의 선량계산은 단일 ⁶⁰Co 방사선원 채널의 측정값에 기초하여 동일한 201개의 ⁶⁰Co 방사선원에서 조사되는 선량의 선형적 중첩으로 이루어진다. ⁶⁰Co 방사선원 i로 부터 콜리메이터 헬멧(collimator helmet)을 통해 조사된 감마선의 임의의 점 P에서의 방사선량률과 방사선량은 다음 (1), (2)식과 같이 주어진다.^[4,5]

$$\dot{D}_i(\Omega_c; t)[P] = \frac{\dot{D}_{18}(80, t_0) \cdot \Omega_c \cdot e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}}(t-t_0)}}{201} \cdot \left(\frac{d_{sf}}{d_{sf} - l_i} \right)^2 \cdot e^{\mu \cdot l_i} \cdot e^{-\mu(d_j - 80)} \cdot PW_i \cdot F(\Omega_c; d_i) = \frac{r_i \cdot d_{sf}}{d_{sf} - l_i} \quad (1)$$

$$D_i[P] = \dot{D}_i(\Omega_c; t)[P] \cdot t \quad (2)$$

$\dot{D}_{18}(80, t_0)$ 는 초기시각 t_0 에 18mm 콜리메이터 헬멧을 사용하여 반경 80 mm ABS 플라스틱 구형 팬텀의 중심에서 측정된 선량률을 나타내고, Ω_c 는 특정한 콜리메이터 헬멧의 출력요소(output factor)를 나타내며, PW_i 는 방사선원 i에 대한 플러그웨이트(plug weight)를 나타내고 있으며 플러그오프 상태는 1, 플러그온 상태는 0을 나타낸다. $F(\Omega_c; d_i)$ 는 초점으로부터 감마선 진행 축에 수직거리 d_i 에 제공되는 횡적 선량과 관련된 측면도이고 $F(\Omega_c; 0) = 1$ 과 같이 정규화된다.

본 연구에서는 본원에서 개발한 검증 알고리즘 가변 타원체 모형화기술(Variable Ellipsoid Modeling Technique: VEMT)과 제안된 검증 알고리즘을 PC 상에서 구현하여 수학적 선량계산을 하기위해 PHP: Hypertext Preprocessor language(<http://www.php.net>)를 사용하였다. 또한 Apache web server program(<http://www.apache.org>), PHP scripting language와 MySQL softwares이 사용되었다. 렉셀감마플랜과 제안된 검증 방법들로부터 얻어진 모든 데이터는 감마나이프 정위적 방사선수술로 치료를 받은 무작위로 선택된 10명의 환자들을 대상으로 얻어진 것이다.

1. 검증 알고리즘들

1.1 평균 깊이 모델

(Average Depth Model: ADM)

ADM 알고리즘에서의 목표물 평균 경로 깊이는 다음의 두 가지 방법이 제시되었다. 첫째, 머리다리방향(cranio-caudal direction)의 15mm 간격의 MRI/CT 네 개의 횡단영상(axial image)을 이용하여 다음과 같이 구한다.^[6]

$$d_{av} = \left[\frac{\sqrt{\langle r_{tgt-30} \rangle^2 + 900} + \sqrt{\langle r_{tgt-15} \rangle^2 + 225} + \langle r_{tgt} \rangle + \sqrt{\langle r_{tgt+15} \rangle^2 + 225}}{4} \right] \quad (3)$$

여기서 r_{tgt-30} , r_{tgt-15} , r_{tgt} , r_{tgt+15} 는 각 횡단영상에서 병변의 기하학적 중심에서 두피까지의 평균 거리를 나타낸다. 둘째, Fig. 1과 Table 1에 묘사한 두개골 크기 측정도구(Skull Scaling Instrument)를 이용하여 측정된 측정도구 중심에서 두피까지의 거리 A_k, B_k, C_k, D_k 를 이용해서 다음과 같이 구할 수 있다.

$$d_{av} \approx \sum_k [(A_k - \Delta Z) + B_k + C_k + D_k] / 32 \quad (4)$$

여기서 ΔZ 는 병변의 기하학적 중심의 z좌표인 Z 로부터 $\Delta Z = 100 - Z$ 를 구한다.

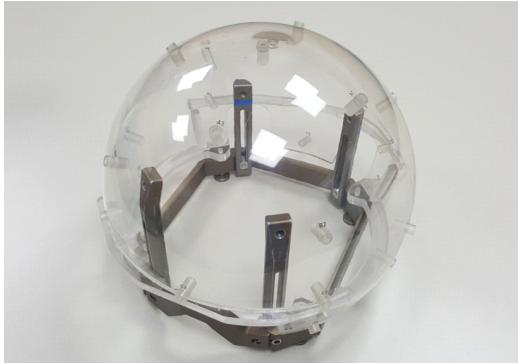


Fig. 1. Skull Scaling Instrument.

Table 1. Skull Scaling Instrument setup

Layer	Interval degree	azimuth angle(θ)
A	45°	37.5°
B	45°	63.8°
C	45°	90°
D	45°	107.6°

1.2 구형 근사 방법

(Spherical Approximation Method: SAM)

SAM 방법에서 환자의 두개골은 구(sphere)로 모형화된다. 두개골 크기 측정도구의 C행에서 측정된 값들의 평균 $R = \sum_{i=1}^8 C_i / 8$ 을 구의 반경으로 근사하고, 구의 중심의 x, y좌표는 C행 측정치로부터 구하고, z좌표는 정위틀 좌표계 원점에서 두피까지의 거리 T_z 와 머리 위 두피로부터 정위틀 중심까지의 깊이 T 로부터 다음 식으로 유도된다.^[7]

$$(100 + \frac{C_1 - C_5}{2}, 100 + \frac{C_3 - C_7}{2}, T_z + T) \quad (5)$$

그래서 구로 모형화된 두개골의 표면으로부터 초점까지의 모든 감마선의 경로 길이 d_{ef} 는 알려진 콜리메이터 헬멧의 기하학과의 관계로부터 반복적인 과정을 사용해서 계산된다. SAM은 플러그의 유무에 관계없이 임의의 헬멧 크기에 대해서 사용될 수 있다는 장점

을 지니고 있다.

1.3 조직 최대 비율

(Tissue Maximum Ratio: TMR)

TMR 방법은 모든 감마선 각각의 조직 최대비율을 사용하여 각 샷의 조사시간을 계산하는 알고리즘이다. TMR 알고리즘에서의 샷 깊이 즉 감마선 감쇠 경로길이 d_{ef}^i 는 각 가중평균(angle-weighted average)으로부터 구한다. 두개골 크기 측정도구를 사용할 때의 측정 지점을 틀 좌표계 (x_f, y_f, z_f) 에서 등선량중심점을 원점으로 하는 샷 좌표계 (x_s, y_s, z_s) 로의 좌표변환 관계를 통해 구한 좌표 벡터들 \vec{V}_j 와 방사선원들의 위치벡터들 \vec{r}_i 의 내적으로부터 \vec{V}_j 와 \vec{r}_i 이 이루는 사이 각(angle)을 다음과 같이 구한다.

$$\theta_{ij} = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{r}_i \cdot \vec{V}_j}{|\vec{r}_i| \cdot |\vec{V}_j|} \right) \quad (6)$$

Eq. (6)식으로 주어진 각 중에서 가장 작은 각에 대응되는 세 개의 \vec{V}_j 로부터 다음과 같이 각 가중평균으로 근사하여 감마선 감쇠 경로길이를 계산한다.^[8]

$$d_{ef}^i = \frac{\sum_{j=1}^3 |\vec{V}_j| / \theta_{ij}}{\sum_{j=1}^3 \frac{1}{\theta_{ij}}} \quad (7)$$

참고로 틀 좌표계, 샷 좌표계, 틀중심 좌표계에서 본 측정 지점의 벡터들 $\vec{V}_f, \vec{V}_j, \vec{V}_c$ 과 틀중심 좌표계에서 본 샷 지점의 위치벡터 \vec{r}_{sc} 는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \vec{V}_f &= x_f \hat{i}_f + y_f \hat{j}_f + z_f \hat{k}_f, \\ \vec{V}_j &= x_s \hat{i}_s + y_s \hat{j}_s + z_s \hat{k}_s, \\ \gamma &= \cos^{-1}(\hat{j}_f \cdot \hat{k}_s), \\ \vec{V}_c &= D[\sin\theta \cos\phi \hat{i}_f + \sin\theta \sin\phi (-\hat{j}_f) \\ &\quad + \cos\theta (-\hat{k}_f)], \\ \vec{r}_{sc} &= \vec{r}_s - \vec{r}_c = (x_{ic} - 100)\hat{i}_f + (-y_{ic} + 100)(-\hat{j}_f) \\ &\quad + (-z_{ic} + 100)(-\hat{k}_f), \\ \vec{V}_j &= \vec{V}_c - \vec{r}_{sc} \end{aligned} \quad (8)$$

여기서 γ 는 치료계획에서 중요한 인자인 감마각(gamma angle)을 나타낸다.

1.4 가변 타원체 모형화기술(Variable Ellipsoid Modeling Technique: VEMT)

본원에서 개발한 검증 방법으로서 두개골을 기존의 환자 MRI/CT 횡단영상과 시상단면영상에서 유두체(mammillary body)를 중심으로 좌우, 앞뒤, 위 두피까지의 거리를 측정하여 타원체로 모형화한다. 두피로부터 초점까지의 감마선 경로 깊이는 감마선과 타원체의 기하학적 관계로 부터 획득한다.⁹⁾

2. 환자 선택

Table 2와 같이 본원에서 반구형 시준기를 가진 감마나이프를 이용해서 감마나이프 정위적 방사선수술을 받은 10명의 환자를 무작위로 선택하여 관련 연구 데이터를 수집 비교 분석하였다.

3. 통계적 방법

치료계획 시스템 렉셀감마플랜과 검증 알고리즘들에 의해서 얻어진 데이터의 일치성을 분석하기 위해서 대응표본 t 검증이 사용되었다. 0.05보다 작은 p값은 통계적으로 유의하다고 고려되었다. 본 연구에서 통계적인 차이의 유의성을 고려한 것은 최대 선량위치에서의 최대선량, 임의의 지점에서의 선량, 방사선 등선량중심점에서의 치료시간의 차이였다.

III. RESULT

Table 3과 같이 렉셀감마플랜으로 계산된 최대선량의 경우 평균 최대선량은 42.90 ± 20.97 Gy를 보인 반면, ADM(1), ADM(2), SAM, VEMT를 통해 계산된 최대선량은 각각 43.43 ± 20.67 Gy, 39.19 ± 18.66 Gy, 39.31 ± 17.79 Gy, 41.88 ± 19.64 Gy 평균 최대선량을 보였다. 감마플랜과 검증 시스템들로 계산된 평균 최대선량의 차이는 각각 $-0.53(95\% \text{ CI})$, $3.71(95\% \text{ CI})$, $3.59(95\% \text{ CI})$, $1.02(95\% \text{ CI})$ 이고 표준편차는 각각 4.42, 7.43, 7.29, 3.89를 보였다. 평균 최대선량 차이의 95% 신뢰구간의 하한은 -3.69 , -1.61 , -1.62 , -1.77 이고, 상한은 2.63, 9.03, 8.80, 3.81을 나타내었다. 같은 방법으로, 임의의 지점에서의 선량을 10명의 환자에 대해서 렉셀감마플랜과 검증 알고리즘들을 이용해서 계산하였다. Table 4와 같이 렉셀감마플랜으로 계산된 임의의 지점에서의 선량의 경우 평균 선량은 34.04 ± 21.44 Gy을 보인 반면, ADM(1), A

DM(2), SAM, VEMT를 통해 계산된 선량은 34.25 ± 21.98 Gy, 30.97 ± 20.46 Gy, 31.75 ± 19.74 Gy, 33.65 ± 20.33 Gy 평균 선량을 보였다. 렉셀감마플랜과 검증 시스템들로 계산된 임의의 지점에서의 평균 선량의 차이는 $-0.21(95\% \text{ CI})$, $3.07(95\% \text{ CI})$, $2.29(95\% \text{ CI})$, $0.39(95\% \text{ CI})$ 이고, 표준편차는 각각 4.17, 6.67, 6.52, 3.59를 보였다. 임의의 지점에서의 평균 선량 차이의 95% 신뢰구간의 하한은 -3.19 , -1.70 , -2.37 , -2.18 이고, 상한은 2.77, 7.84, 6.95, 2.96을 나타내었다. Table 3, Table 4에 렉셀감마플랜과 검증 알고리즘들 ADM(1), ADM(2), SAM, VEMT 사이의 차이에 대해 평가하기 위해서 이루어진 대응표본 t 검증의 결과 또한 보여주는데 통계적 차이는 관측되지 않았다. 또한 등선량중심점에서의 조사시간을 검증하기 위해서 Zhang등이 제안한 검증 시스템 TMR을 구현하여 렉셀감마플랜의 조사시간과의 차이를 비교하였다. Table 5와 같이 렉셀감마플랜으로 계산된 초점에서의 조사시간(irradiation time)의 경우 평균 조사시간 9.06 ± 5.25 min를 보였고 TMR을 통해 계산된 평균 조사시간은 9.38 ± 5.59 min를 나타내었다. 렉셀감마플랜과 TMR의 비교 결과 평균 차이는 $-0.32(95\% \text{ CI})$ 이고 표준편차는 1.18이었다. 조사시간 차이의 95% 신뢰구간의 하한은 -0.60 , 상한은 -0.05 이었다. 두 방법에 의해서 계산된 평균 조사시간은 p값이 0.021을 나타내어 통계적으로 유의한 차이가 있음을 보였다.

IV. CONCLUSION & DISCUSSION

ADM 두 알고리즘으로 계산된 최대선량은 치료계획 시스템 렉셀감마플랜과 비교하여 각각 평균 2%, -7% 표준편차 9%, 10% 불일치를 보였다. 임의의 지점에서의 선량은 각각 평균 2%, -7% 표준편차 9%, 10%를 보였다. 특히 F, I 환자의 경우 높은 불일치를 보인 것은 ADM 알고리즘에서의 d_{av} 의 평가가 병변이 두개골 크기 측정도구 중심 근처에 있다는 가정 하에 이루어진 관계로 중심에서 많이 벗어난 병변에 대해서 필연적으로 계산의 불일치가 나타나기 때문이다. Tsai등이 보고한 ADM 알고리즘은 다수의 샷 경우에 계산된 최대선량의 불일치는 렉셀감마플랜의 결과와 비교해서 -11%, 8%의 불일치를 보이는 두 경우를 제외하고는 $\pm 5\%$ 내에서 일치함을 보였고, 평균 -0.2% , 표준편차 4%를 가지는 가우스 분포로 근사되고, 임의의 점에서의

선량은 많게는 20% 이상 차이가 났다. SAM으로 계산된 최대선량과 임의의 점에서의 선량을 렉셀감마플랜과 비교했을 때 각각 -28%에서 9%까지, -25%에서 20%까지의 불일치를 보였다. SAM 알고리즘은 ADM 알고리즘과 유사하게 감쇠 공식을 사용하고 플러그의 유무에 관계없이 임의의 헬멧에 대해서 적용될 수 있다. 이 알고리즘을 제안한 저자들은 7명의 환자에 대한 총 48 샷 중 46 샷에서 초점에서의 선량률이 $\pm 5\%$ 이내를 보였고 두 샷만이 $\pm 6\%$ 이내를 보였다. 그리고 다수의 샷 경우들에서 임의의 점에서의 선량에 대해서 $\pm 3\%$ 이내에서 일치함을 보고했다. SAM의 경우 모든 감마선 경로 깊이의 계산은 매우 지루하고 실질적인 환자의 머리 모양은 구보다는 타원체에 더 가깝기 때문에 선량 계산의 정확도에 필연적으로 영향이 미칠 수 밖에 없는 취약점을 지닌다. VEMT 알고리즘은 환자의 두개골 모양을 유두체를 중심으로 하는 타원체로 근사하는 방법이다. 이 방법으로 접근한 최대선량과 임의의 점에서의 선량은 각각 평균 -1%, 0.4% 표준편차 7%, 6%를 나타내었다. 제시한 알고리즘들 중에서 가장 적은 불일치를 보였다. Zhang등이 제시한 TMR 알고리즘으로 얻은 등선량중심점에서의 조사 시간은 렉셀감마플랜이 제시하는 조사 시간과 유의한 차이를 보였다. 특히 두피 근처의 목표물의 경우에 큰 불일치를 보이는데 이는 감쇠 깊이를 선정함에 있어서 제한된 진입점의 개수로 인해 두피 근처에서 실제 깊이와 큰 차이를 보이는 방법이기 때문으로 사료된다. 대체적으로 이전에 제안된 알고리즘들은 임상적 감마나이프 치료계획의 일상적인 정도관리의 한 부분으로 수행될 수 있다고 여겨진다.

Reference

- [1] L. Leksell, "The stereotaxic method and radiosurgery of the brain," *Acta Chirurgica Scandinavica*, Vol. 102, pp. 316-319, 1951.
- [2] A. Niranjana, L. D. Lunsford, "Radiosurgery: Where We Were, Are, and May Be in the Third Millennium," *Neurosurgery*, Vol. 46, No. 3, pp. 531-543, 2000.
- [3] A. H. Maitz, A. Wu, L. D. Lunsford, J. C. Flickinger, D. Kondziolka, W. D. Bloomer, "Quality Assurance for Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 32, No. 5, pp. 1465-1471, 1995.
- [4] A. Wu, "Physics and Dosimetry of the Gamma Knife," *Neurosurgery Clinics of North America*, Vol. 3, pp. 35-50, 1992.
- [5] A. Wu, G. Lindner, A. H. Maitz, A. M. Kalend, L. D. Lunsford, J. C. Flickinger, W. D. Bloomer, "Physics of Gamma Knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 18, No. 4, pp. 941-950, 1990.
- [6] J. S. Tsai, M. J. Engler, M. J. Rivard, A. Mahajan, J. A. Borden, Z. Zheng, "A formalism for independent checking of Gamma Knife dose calculations," *Medical Physics*, Vol. 28, No. 9, pp. 1842-1849, 2001.
- [7] S. M. Marcu, Q. J. Wu, K. Pillai, M. S. Weinhaus, "GammaPlan®-Leksell Gamma Knife® radiosurgery treatment planning verification method," *Medical Physics*, Vol. 27, No. 9, pp. 2146-2149, 2000.
- [8] P. Zhang, D. Dean, Q. J. Wu, C. Sibata, "Fast verification of Gamma Knife^{TMR} treatment plans," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 1, No. 4, pp. 158-164, 2000.
- [9] B. I. Hur, B. K. Choi, S. G. Sung, W. H. Cho, S. H. Cha, C. H. Choi, "The Variable Ellipsoid Modeling Technique as a Verification Method for the Treatment Planning System of Gamma Knife Radiosurgery," *Journal of Korean Neurosurgical Society*, Vol. 47, pp. 128-133, 2010.

A Comparison of the Independent Verification Methods for the Results of Leksell GammaPlan for Gamma Knife Predecessor with the Hemispherical Collimators

Table 2. Clinical case data for 10 patients

Patient	Lesion	No of isocenters	Prescription dose(Gy)/ Prescription isodose(%)
A	Craniopharyngioma	14	16 /50
B	Trigeminal Neuralgia	1	80/100
C	Metastasis(S)	11	20/50
D	AVM	4	22/50
E	Acoustic Schwannoma	5	13/50
F	Melanoma	1	40/50
G	Meningioma	10	13.5/50
H	Metastasis(M)	4	20/50
I	Meningioma	6	16/50
J	Metastasis(M)	18	20/50

Table 3. Comparison of the maximum dose calculated from ADM(1), ADM(2), SAM, VEMT, LGP

Patient	$D_{ADM(1)}$	$D_{ADM(2)}$	D_{SAM}	D_{VEMT}	D_{LGP}	Maximum dose points	$\frac{D_{ADM(1)} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{ADM(2)} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{SAM} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{VEMT} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$
A	22.1	20.2	21.4	20.3	20.1	[97.9, 107.4, 111.7]	0.0995	0.0050	0.0647	0.0100
B	85.9	82.7	80.5	80.5	80.0	[115.1, 100.3, 106.0]	0.0738	0.0338	0.0063	0.0063
C	44.7	41.2	42.0	41.2	40.0	[106.1, 69.2, 118.4]	0.1175	0.0300	0.0500	0.0300
D	47.9	42.7	39.1	47.1	44.0	[64.6, 109.1, 83.1]	0.0886	-0.0295	-0.1114	0.0704
E	27.3	25.8	23.6	26.2	26.0	[82.9, 94.6, 120.8]	0.0500	-0.0077	-0.0923	0.0077
F	71.7	56.9	57.3	69.6	80.0	[102.0, 158.1, 127.6]	-0.1038	-0.2888	-0.2838	-0.1300
G	29.2	26.9	29.4	26.3	27.0	[92.7, 92.7, 119.5]	0.0815	-0.0037	0.0889	-0.0259
H	38.1	34.8	35.2	40.8	39.9	[109.5, 103.9, 63.9]	-0.0451	-0.1278	-0.1178	0.0226
I	27.1	25.6	27.8	26.9	32.0	[86.3, 48.8, 132.8]	-0.1531	-0.2000	-0.1313	-0.1594
J	40.3	35.1	36.8	39.9	40.0	[85.6, 108.8, 73.0]	0.0075	-0.1225	-0.0800	-0.0025
Mean±SD	43.4±20.67	39.19±18.66	39.3±17.79	41.8±19.64	42.9±20.97		0.022±0.093	-0.071±0.109	-0.061±0.114	-0.017±0.072

ADM(1): p=0.714, ADM(2): p=0.149, SAM: p=0.154, VEMT: p=0.429

Table 4. Comparison of the dose calculated from ADM(1), ADM(2), SAM, VEMT, LGP at the arbitrary points other than the maximum dose points

Patient	$D_{ADM(1)}$	$D_{ADM(2)}$	D_{SAM}	D_{VEMT}	D_{LGP}	Arbitrary dose points	$\frac{D_{ADM(1)} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{ADM(2)} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{SAM} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$	$\frac{D_{VEMT} - D_{LGP}}{D_{LGP}}$
A	21.1	19.3	20.6	19.2	19.1	[98.0, 107.0, 111.0]	0.1047	0.0105	0.0785	0.0052
B	85.9	82.8	80.8	81.0	78.6	[115.3, 100.3, 106.2]	0.0929	0.0534	0.0280	0.0305
C	29.9	27.6	33.5	30.6	30.3	[97.6, 69.5, 113.6]	-0.0132	-0.0891	0.1056	0.0099
D	32.6	29.1	23.0	30.7	28.5	[65.6, 114.1, 83.5]	0.1439	0.0211	-0.1930	0.0772
E	19.0	17.9	15.9	18.4	17.9	[82.6, 92.0, 120.4]	0.0615	0.0000	-0.1117	0.0279
F	58.7	46.6	50.2	57.0	67.3	[101.7, 156.3, 127.1]	-0.1278	-0.3076	-0.2541	-0.1530
G	15.4	14.2	20.7	18.4	18.0	[82.0, 92.0, 113.7]	-0.1444	-0.2111	0.1500	0.0222
H	33.2	30.3	27.5	33.5	32.9	[106.0, 102.3, 65.0]	0.0091	-0.0790	-0.1641	0.0182
I	17.9	16.9	22.6	19.0	18.8	[86.0, 50.0, 130.0]	-0.0479	-0.1011	0.2021	0.0106
J	28.8	25.0	22.7	28.7	29.0	[76.7, 110.4, 58.9]	-0.0069	-0.1379	-0.2172	-0.0103
Mean±SD	34.2±21.98	30.97±20.46	31.7±19.74	33.6±20.33	34.0±21.44		0.007±0.096	-0.084±0.113	-0.038±0.169	0.004±0.060

ADM(1): p=0.877, ADM(2): p=0.179, SAM: p=0.295, VEMT: p=0.739

Table 5. Comparison of the treatment time calculated from TMR, LGP at the isocenter locations

Patients	T_{TMR} (min)	T_{LGP} (min)	Isocenters	$\frac{T_{TMR} - T_{LGP}}{T_{LGP}}$
A-1	8.0	8.1	[92.0, 105.5, 86.0]	-0.0123
A-2	11.4	11.8	[102.0, 101.0, 93.0]	-0.0339
A-3	11.4	11.8	[93.5, 107.0, 92.0]	-0.0339
A-4	10.5	10.7	[93.5, 100.0, 82.0]	-0.0187
A-5	9.6	10.1	[96.5, 95.0, 93.0]	-0.0495
A-6	9.6	9.8	[89.0, 109.5, 86.0]	-0.0204
A-7	8.7	9.1	[99.5, 98.5, 91.5]	-0.0440
A-8	8.7	9.0	[102.5, 98.5, 89.5]	-0.0333
A-9	8.7	9.0	[92.5, 101.5, 89.0]	-0.0333
A-10	8.7	9.0	[93.5, 98.5, 86.0]	-0.0333
A-11	8.7	8.8	[94.5, 106.5, 82.0]	-0.0114
A-12	7.0	7.3	[98.0, 94.0, 90.5]	-0.0411
A-13	8.2	8.9	[98.0, 107.5, 113.0]	-0.0787
A-14	8.2	8.8	[97.5, 107.5, 110.0]	-0.0682
B-1	36.3	39.3	[115.3, 100.3, 106.2]	-0.0763
C-1	6.5	6.6	[96.0, 68.5, 110.0]	-0.0152
C-2	6.5	6.6	[110.0, 70.0, 112.5]	-0.0152
C-3	6.5	6.5	[102.5, 69.0, 124.5]	0.0000
C-4	8.0	8.3	[103.0, 73.5, 104.0]	-0.0361
C-5	6.7	6.9	[100.5, 77.0, 110.5]	-0.0290
C-6	6.7	6.9	[100.0, 76.5, 118.0]	-0.0290
C-7	6.7	6.7	[95.0, 67.0, 119.5]	0.0000
C-8	6.7	6.6	[103.0, 61.5, 115.0]	0.0152
C-9	4.7	4.7	[104.0, 65.0, 106.0]	0.0000
C-10	3.3	3.4	[109.5, 68.5, 119.5]	-0.0294
C-11	2.7	2.7	[102.0, 70.0, 123.5]	0.0000
D-1	10.6	9.9	[63.5, 110.5, 85.0]	0.0707
D-2	10.6	9.9	[65.0, 107.0, 81.5]	0.0707
D-3	5.8	5.5	[68.5, 105.0, 82.0]	0.0545
D-4	3.5	3.3	[65.5, 114.0, 85.0]	0.0606
E-1	6.8	7.2	[83.5, 93.0, 120.5]	-0.0556
E-2	6.8	7.2	[82.0, 96.5, 120.5]	-0.0556
E-3	3.4	3.6	[86.5, 93.0, 122.0]	-0.0556
E-4	3.4	3.6	[85.5, 93.0, 123.5]	-0.0556
E-5	3.4	3.6	[83.5, 99.5, 120.5]	-0.0556
F-1	26.0	19.3	[102.0, 158.0, 127.5]	0.3472
G-1	7.0	7.5	[99.0, 101.0, 109.0]	-0.0667

A Comparison of the Independent Verification Methods for the Results of Leksell GammaPlan for Gamma Knife Predecessor with the Hemispherical Collimators

G-2	7.0	7.4	[92.5, 98.0, 110.5]	-0.0541
G-3	7.0	7.4	[96.5, 97.5, 119.0]	-0.0541
G-4	7.0	7.3	[84.0, 91.5, 107.5]	-0.0411
G-5	7.0	7.3	[88.5, 91.5, 120.0]	-0.0411
G-6	7.0	7.3	[83.5, 91.0, 113.0]	-0.0411
G-7	4.9	5.2	[92.5, 96.5, 104.5]	-0.0577
G-8	7.7	8.1	[94.0, 92.5, 120.0]	-0.0494
G-9	4.6	4.9	[90.5, 89.0, 109.0]	-0.0612
G-10	3.8	4.1	[90.0, 91.0, 113.5]	-0.0732
H-1	25.3	23.5	[109.5, 104.0, 64.0]	0.0766
H-2	14.2	12.7	[59.5, 90.5, 73.0]	0.1181
H-3	12.9	11.8	[57.5, 91.5, 81.0]	0.0932
H-4	7.8	7.1	[60.5, 91.5, 78.5]	0.0986
I-1	20.2	19.3	[91.0, 56.0, 121.5]	0.0466
I-2	11.5	10.7	[87.5, 50.5, 129.5]	0.0748
I-3	11.5	10.6	[84.0, 47.5, 135.5]	0.0849
I-4	11.0	10.0	[97.5, 44.0, 138.0]	0.1000
I-5	9.2	8.2	[105.5, 43.5, 139.0]	0.1220
I-6	9.2	8.1	[103.5, 41.5, 133.0]	0.1358
J-1	11.5	11.6	[85.0, 107.5, 80.0]	-0.0086
J-2	11.5	11.3	[87.5, 109.0, 66.5]	0.0177
J-3	11.5	11.1	[67.5, 108.0, 70.5]	0.0360
J-4	11.5	11.0	[79.5, 125.5, 70.5]	0.0455
J-5	11.5	10.9	[73.5, 101.0, 59.0]	0.0550
J-6	11.5	10.7	[77.5, 118.5, 57.5]	0.0748
J-7	9.2	9.1	[71.0, 118.0, 80.0]	0.0110
J-8	5.7	5.7	[75.0, 98.0, 70.5]	0.0000
J-9	3.6	3.3	[64.5, 109.5, 58.5]	0.0909
J-10	11.9	10.6	[128.5, 135.5, 68.0]	0.1226
J-11	9.9	9.1	[131.5, 137.0, 80.5]	0.0879
J-12	11.0	9.0	[129.0, 154.0, 68.0]	0.2222
J-13	9.9	8.6	[130.0, 151.5, 81.5]	0.1512
J-14	9.9	8.5	[141.0, 147.5, 80.5]	0.1647
J-15	9.9	8.2	[142.0, 145.0, 68.0]	0.2073
J-16	10.2	8.3	[136.0, 147.5, 61.0]	0.2289
J-17	3.1	2.6	[125.0, 158.0, 74.5]	0.1923
J-18	26.0	21.6	[126.0, 18.0, 100.0]	0.2037
Mean±SD	9.38±5.59	9.06±5.25		0.026±0.089

TMR: p=0.021

반구형 시준기를 가진 감마나이프에 대한 렉셀감마플랜 결과물의 독립적인 검증방법들의 비교

허병익

부산대학교병원 신경외과

요 약

감마나이프 방사선수술은 일회에 고방사선량을 조사하는 치료 전략에 기초하기 때문에 렉셀감마플랜의 결과물에 대한 독립적인 검증은 환자의 안전성을 보장하고 치료 오류의 위험을 최소화하는데 중요한 절차 중 하나이다. 기존에 개발된 여러 검증 방법들의 구현을 통해 통계적으로 검토하고 치료에 시도했다. 이 연구의 목적은 감마나이프 치료에 대해 제안된 여러 검증방법의 정확도를 적용하고 평가하는 것이었다. 본 연구에서 감마나이프방사선 수술에 의해 치료된 두개 내 병변을 가진 10명의 환자가 포함되었다. 우리는 최대 선량, 임의의 점에서의 선량, 등선량중심점에서의 치료시간에 관하여 제안된 알고리즘과 렉셀감마플랜으로 획득한 데이터를 비교 하였다. 모든 데이터는 두 개의 상이한 측정 기법을 비교하기 위해 사용되는 통계적 방법인 대응표본 t 검정에 의해 분석되었다. 10가지 사례에서 최대 선량의 통계적 유의성은 제안된 검증방법과 렉셀감마플랜 사이에 관찰되지 않았다. 평균 최대 선량의 차이는 -0.53 Gy에서 3.71 Gy범위 내였다. 제안된 검증방법과 렉셀감마플랜에 의해 계산된 임의의 점에서의 선량 또한 통계적으로 유의하지 않았다. 그러나 우리는 등선량중심점에서의 치료시간에 대한 조직최대비율 알고리즘과 렉셀감마플랜 사이에 $p=0.021$ 인 통계적인 차이가 발견되었다. 통계적 분석에 의하면 제안된 검증방법은 감마나이프 방사선 수술의 최상의 치료계획을 위해 최대 선량과 임의의 점에서의 선량을 고려할 때 렉셀감마플랜과 상당히 일치한다고 볼 수 있다. 제안된 검증방법들은 과다선량 조사 가능성을 최소화하기 위한 통상적인 정도관리 절차의 일부분으로 통합될 수 있다고 여겨진다.

중심단어: 감마나이프 방사선수술, 렉셀감마플랜, 가변 타원체 모형화기술