

# Comparisons between the Two Dose Profiles Extracted from Leksell GammaPlan and Calculated by Variable Ellipsoid Modeling Technique

Beong Ik Hur

Department of Neurosurgery, Pusan National University Hospital

Received: January 11, 2017. Revised: February 15, 2017. Accepted: February 28, 2017

## Abstract

A high degree of precision and accuracy in Gamma Knife Radiosurgery(GKRS) is a fundamental requirement for therapeutical success. Elaborate radiation delivery and dose gradients with the steep fall-off of radiation are clinically applied thus necessitating a dedicated Quality Assurance(QA) program in order to guarantee dosimetric and geometric accuracy and reduce all the risk factors that can occur in GKRS. In this study, as a part of QA we verified the accuracy of single-shot dose profiles used in the algorithm of Gamma Knife Perfexion(PFX) treatment planning system employing Variable Ellipsoid Modeling Technique(VEMT). We evaluated the dose distributions of single-shots in a spherical ABC phantom with diameter 160 mm on Gamma Knife PFX. The single-shots were directed to the center of ABC phantom. Collimating configurations of 4, 8, and 16 mm sizes along x, y, and z axes were studied. Gamma Knife PFX treatment planning system being used in GKRS is called Leksell GammaPlan(LGP) ver 10.1.1. From the verification like this, the accuracy of GKRS will be doubled. Then the clinical application must be finally performed based on precision and accuracy of GKRS. Specifically the width at the 50% isodose level, that is, Full-Width-of-Half-Maximum(FWHM) was verified under such conditions that a patient's head is simulated as a sphere with diameter 160mm. All the data about dose profiles along x, y, and z axes predicted through VEMT were excellently consistent with dose profiles from LGP within specifications( $\leq 1$ mm at 50% isodose level) except for a little difference of FWHM and PENUMBRA(isodose level: 20%~80%) along z axis for 4 mm and 8mm collimating configurations. The maximum discrepancy of FWHM was less than 2.3% at all collimating configurations. The maximum discrepancy of PENUMBRA was given for the 8 mm collimator along z axis. The difference of FWHM and PENUMBRA in the dose distributions obtained with VEMT and LGP is too small to give the clinical significance in GKRS. The results of this study are considered as a reference for medical physicists involved in GKRS in the whole world. Therefore we can work to confirm the validity of dose distributions for all collimating configurations determined through the regular preventative maintenance program using the independent verification method VEMT for the results of LGP and clinically assure the perfect treatment for patients of GKRS. Thus the use of VEMT is expected that it will be a part of QA that can verify and operate the system safely.

Keyword : Quality Assurance(QA), Leksell GammaPlan(LGP), Variable Ellipsoid Modeling Technique(VEMT)

## I INTRODUCTION

감마나이프는 뇌종양, 뇌동정맥기형이나 삼차신경통 등의 치료에 쓰이는 방사선수술 장비로서 국내에서도 많이 도입되어 널리 이용되고 있다.<sup>[1]</sup> 감마나이프 장비

의 본체에는 시준기(collimator) 중심축에 대해 대칭적으로 분산 배치되어 있는 방사성 동위원소  $^{60}\text{Co}$  에서 핵붕괴의 한 형태인 베타 마이너스 붕괴와 동시에 감마 붕괴로 발생되는 감마선 빔(gamma ray beam)이 한 초점에 중첩되도록 설계되어 있는데 이 초점에 치료하고자 하는 병변을 일치시켜 괴사시키는 과정이 감마나

이프 방사선수술이다. 감마나이프는 몇 차례의 진화를 거쳐 현재 최신 기종인 감마나이프 퍼펙션(Gammaknife® Perfexion™, ELEKTA, SWEDEN)이 널리 공급되고 있다. 감마나이프 퍼펙션은 Fig. 1에 묘사한 것과 같이 기존 모델과는 전혀 다르게 방사성 동위원소  $^{60}\text{Co}$ 을 원추면에 배치한 기하학적 구조와 통합된 시준기 시스템 그리고 환자를 치료 위치에 배치시키는 자동화 시스템 등을 갖추고 있다. B, C 모델로 대표되는 기존 모델의 감마나이프는 중심축에 대해 대칭적으로 배치된 201개의  $^{60}\text{Co}$ 에 대응하는 이차 시준기를 갖춘 반구형 헬멧을 통해 전달되는 감마선 빔을 헬멧 중심에 중첩시키는데 감마나이프 퍼펙션은 기존 모든 시준기 헬멧을 하나로 통합한 형태로 본체 방사장치(radiation unit)에 고정 설치되어 치료 중 헬멧 교체 없이 시작부터 끝까지 세 종류 감마 앵글(gamma angle)  $70^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $110^\circ$ 에만 의존하여 전체 치료과정이 진행되는 원스탑 치료로 이루어진다. 감마나이프 퍼펙션 방사장치에는 192개의  $^{60}\text{Co}$  방사선원들이 8개의 섹터 각각에 24개씩 고정 탑재되어 있는데 각 섹터에는 또다시 5개의 링(ring)으로 배열되어 각 링에 6개, 4개, 5개, 4개, 5개의  $^{60}\text{Co}$ 이 배치되어 있다. 8개 섹터 각각은 독립적으로 움직이면서 네 군데 16 mm, 4 mm, Block, 8 mm에 위치할 수 있기 때문에  $4^8 - 1 = 65,535$  가지의 샷 구성을 이용하여 다양한 모양의 방사선량 분포를 구현할 수 있도록 감마선을 조사(irradiate)할 수 있다. 따라서 어떤 복잡한 모양의 병변도 정확하게 병변의 모양에 맞추어 감마선을 조사하는 최적의 맞춤 치료를 실현할 수 있다.<sup>[2]</sup> 또한 자동환자이송장치(Patient Positioning System: PPS)는 치료 시 환자의 위치를 0.1 mm 단위로 조정 배치할 수 있는 시스템이다. 치료를 위해 환자 위치를 계획된 위치 조정하는 것은 방사선수술의 가장 중요한 요소중 하나인데 감마나이프 퍼펙션에서는 자동으로 고도의 정밀도를 가진 로보틱스로 수행함으로써 방사선수술의 정확도와 안전성을 획기적으로 개선하였다. 감마나이프 방사선수술은 고에너지 감마선을 조사하여 하루에 일회로 시행하는 치료이기 때문에 수술 전후의 안전성 확보가 매우 중요하다. 그래서 감마나이프 방사선수술에서의 정도관리(Quality Assurance)는 무엇보다 중요하고, 정기적이고 지속적으로 이루어져야 한다.<sup>[3]</sup> 대표적이고 중요한 정도관리중 하나는 감

마나이프 장비와 함께 제조사 엘렉타에서 제공하는 치료계획 프로그램 시스템인 렉셀 감마플랜(Leksell GammaPlan: LGP)의 결과물에 대한 검증을 수행하는 것이다. 감마나이프 방사선수술은 렉셀 감마플랜의 결과물에 바탕하여 치료가 수행되기 때문에 컴퓨터상에서 데이터의 손상, 알 수 없는 소프트웨어적인 제한사항 및 치료 시점의 선량률 오류로 인한 잠재적인 선량 오차가 있을 수 있기 때문에 렉셀 감마플랜의 결과물에 대한 검증은 매우 중요하다. 입력된 물리학과 기하학 데이터가 우연히 변경되고 또한 심지어 치료계획 시스템의 날짜와 시간이 변경될 수 있는 가능성이 항상 존재하는데 이는 방사성 동위원소  $^{60}\text{Co}$ 의 잘못된 감쇠 시간으로 이어지고, 잘못된 선량측정의 결과를 야기시키기 때문에 치료계획 시스템에서 산출된 결과물을 검증하는 것은 무엇보다 중요한 일이 아닐 수 없다. 그래서 저자는 치료계획 결과물 검증 정도관리에 초점을 맞추어 기존의 치료장비인 감마나이프 B, C 모델과 함께 운용된 치료계획 프로그램 시스템인 렉셀 감마플랜 버전 5.34의 결과물에 대한 검증 방법으로 최적화되고 정확성이 입증된 가변 타원체 모형화기술(Variable Ellipsoid Modeling Technique: VEMT)이라 명명하는 검증 방법을 개발 활용하여 왔다.<sup>[4]</sup> 선량 계산에서 제일 중요한 문제가 감마선 빔이 통과하는 두피에서 병변 위치까지의 깊이인데 우리는 간단히 환자의 머리모양을 유두체(mammillary body)를 중심으로 하는 타원체로 가정하고 모든 감마선 빔을 직선으로 간단화시켜서 타원체와 직선의 기하학적 관계로부터 깊이를 구하여 선량 계산을 하였다. 이를 토대로 렉셀 감마플랜에서 산출된 결과와 VEMT로 계산한 결과와의 비교 분석을 통해 VEMT가 좋은 일치를 보인다는 것을 보았다. 그러나 감마나이프 장비는 이전부터 시뮬레이션을 위한 노력들이 있어 왔으나 새롭게 디자인된 퍼펙션 장비가 출현하여 기존의 방법들을 사용할 수 없게 되었고, 소수의 개발자만 사용할 수 있었던 단점이 있어 컴퓨터에 익숙하지 않은 사람도 널리 사용할 수 있도록 보편화하는 과정이 필요하였다. 이에 저자는 Java에서 제공하는 UI tool(Netbeans Platform)을 이용하여 직관적으로 메뉴를 구성하고 데이터베이스(database)대신 엑셀 파일을 이용하여 감마나이프 사용자라면 모두가 이용이 가능한 수정 보완된 VEMT 검증 프로그램을 창출하고자 하였다. 그래서 실질적으로 이 검증 프로그램의 적용

가능성을 시험하기 위해 반경 80 mm ABC 팬텀 중심에 모든 섹터가 동일 위치에 있는 시준기 배치 16 mm, 4 mm, 8 mm 에서의 조사를 할 경우를 가정하여 감마 나이프 퍼펙션에 적합하게 개발된 검증 프로그램 VEMT를 이용한  $x, y, z$  축 방향으로의 선량분포와 렉셀 감마플랜부터 추출된 선량분포를 서로 비교 분석하였다.

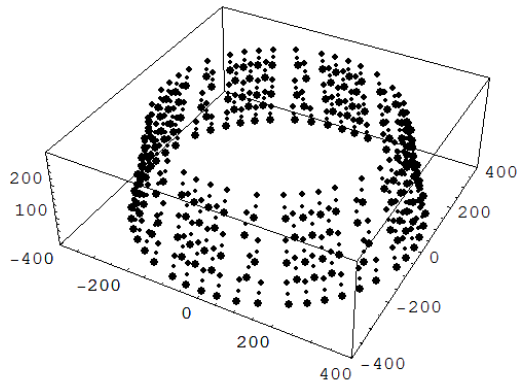


Fig. 1. Collimating system of Gamma Knife Perfexion with 576 positions that radioisotopes can be positioned: 16mm(•), 4mm(•), 8mm(•)

## II. MATERIAL AND METHOD

본 연구에서 제공하고자 하는 프로그램 VEMT는 기존의 감마나이프 장비 시스템과 다른 별도의 PC에 설치하여 감마나이프 방사선수술을 시행할 때마다 각 환자의 데이터를 입력하여 산출된 결과 값을 감마나이프 장비의 치료계획 프로그램 시스템 렉셀 감마플랜의 결과 값과 비교할 수 있게 디자인 하였으며 사용자가 사용하고자 하는 운영체제에 관계없이 작동하도록 Java로 작성하였다. 우선 개발된 검증 프로그램 VEMT의 적용 타당성을 확인하기 위해 80 mm 반경을 가지는 팬텀의 중심에 16 mm, 4 mm, 8mm 샷 시준기 배치에서 조사를 행하는 시뮬레이션 상황에서 렉셀 감마플랜 버전 10.1.1과 VEMT로 구한  $x, y, z$  축 방향으로의 선량분포를 비교 분석하였다.

### 1. 시뮬레이션 프로그램의 작동 조건

감마나이프의 방사선량 계산 알고리즘은 명확히 알려져 있지 않는 대신 감마나이프 장비에 부착된 치료계획 시스템인 렉셀 감마플랜에서 계산된 선량, 선량

률, 목표물의 부피 등의 결과 값은 시뮬레이션의 결과 값과 일치할 해야 한다. 따라서 방사선원  $^{60}Co$  의 물리적 위치의 집합과 방사선이 두피를 통과해서 초점까지 침투한 깊이, 방사선량 측정지점과 방사선과의 수직거리와 각도에 따른 방사선량의 윤곽분포 즉 측면도에 기초하여 물리학적 계산을 통해서 중요한 결과 값을 산출할 수 있어야 한다. 그리고 도출된 결과는 렉셀 감마플랜 결과 값과 통계적인 오차 범위 안에 있어야 한다.

### 2. 두개골(skull)의 모형화(modeling)

방사선원  $^{60}Co$  에서 나온 감마 빔이 두피를 통과하고 뇌 조직을 지나 초점에 이르는 동안 방사선량이 감소하게 되는데 이를 계산하기 위한 두개골의 모형화가 필수적이다. 본원에서 활용 중인 검증 시뮬레이션 프로그램 VEMT는 렉셀 감마플랜에서 이용하는 방법을 사용하지 않고 두개골을 타원체로 모형화 하였다. 타원체를 구성하기 위해 반 주축(semi-principal axes)의 길이  $a, b, c$  는 감마나이프 방사선수술에 사용된 MRI 영상에서 측정하는데 두개골의 중심에 있는 유두체를 기준점, 즉 타원체의 중심으로 하여 정수리, 이마, 측두부까지의 길이로 정의하였다. 타원체의 식은 다음과 같이 주어진다.

$$\frac{[(x_s - l) \cdot \cos\beta + (y_s - m) \cdot \sin\beta \cdot \cos\alpha + (z_s - n) \cdot \sin\beta \cdot \sin\alpha]^2}{a^2} + \frac{[-(x_s - l) \cdot \sin\beta + (y_s - m) \cdot \cos\beta \cdot \cos\alpha + (z_s - n) \cdot \cos\beta \cdot \sin\alpha]^2}{b^2} + \frac{[-(y_s - m) \cdot \sin\alpha + (z_s - n) \cdot \cos\alpha]^2}{c^2} = 1 \dots\dots\dots (1)$$

$(x_s, y_s, z_s)$ 는 샷 중심 좌표계에서 본 좌표이고,  $\alpha$ 는 감마 각(gamma angle)  $\gamma$  와  $\alpha = 90^\circ - \gamma$  인 관계가 있는 각이고,  $\beta$  는 MRI 측면영상(axial image)에서 정위틀에 대한 영상의 좌우방향 회전 각도를 나타낸다. 그리고  $(l, m, n)$  은 틀 좌표계에서 본 유두체의 좌표이다.

### 3. 매트릭스(matrix)의 구성

매트릭스는 감마나이프 방사선수술에서 치료 목표물을 에워싸는 정육면체로서 보통 목표물의 중심에 매트릭스의 중심점을 잡고 격자 크기(0.1 mm ~ 2.5 mm)를

설정하면 그 매트릭스의 중심을 기준점으로 하여  $x, y, z$  축 양 방향으로 격자 크기 간격으로 31개의 격자점들(lattice points)이 결정되고 이 격자점들에서 선량 계산이 이루어지게 된다. 감마나이프 방사선수술에서 삼차원적인 선량분포는  $31 \times 31 \times 31 = 29,791$  개의 격자점들에서 계산된 선량값들을 바탕으로 구성되어 진다. 본 연구에서 이용되는 시뮬레이션 시스템도 렉셀 감마플랜과 동일하게 매트릭스를 설정하고 29,791 개의 격자점들에서 방사선량 및 선량률을 계산한다.

#### 4. 자료의 입출력

검증 시뮬레이션 프로그램 VEMT에 이용되는 입력 체계는 감마나이프 방사선수술을 할 때 필요한 인자들을 입력할 때 이용된다. 입력된 데이터를 데이터베이스를 사용하면 용이하게 관리를 할 수 있지만 데이터베이스를 관리할 능력이 없는 사용자나, 입력된 자료를 다른 컴퓨터 등에 옮기는 경우를 고려하여 자료의 관리를 엑셀 스프레드시트(spreadsheet)를 이용하여 관리할 수 있게 하였다. 특히 데이터베이스의 경우에는 수정하고 싶은 데이터가 있다 하더라도 프로그램의 메뉴에서 지원하지 않을 경우에는 직접 쿼리(query)를 해야 하는 지식이 필요하지만 스프레드시트의 경우는 언제든지 파일을 열어서 자료를 입력하거나 수정하는 것이 용이한 장점이 있다.

#### 5. 선량 계산

감마나이프 방사선수술에서 선량계산에 관련된 기하학은 복잡한 편이다. 관련 좌표계는 틀 좌표계(frame coordinate system)  $(x_f, y_f, z_f)$ , 샷 중심 좌표계(shot center coordinate system)  $(x_s, y_s, z_s)$ , 틀 중심 좌표계(frame center coordinate system) 그리고 각각의 감마 빔을 좌표계의 한 축인  $z_b$  축으로 하고 초점을 지나고 감마 빔 축에 수직인 평면을  $x_b y_b$  평면으로 하는 좌표계  $(x_b, y_b, z_b)$  가 있다. 위 좌표계들의 좌표 관계는 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_f - s_x \\ -(y_f - s_y)\cos\alpha - (z_f - s_z)\sin\alpha \\ (y_f - s_y)\sin\alpha - (z_f - s_z)\cos\alpha \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{pmatrix} x_b \\ y_b \\ z_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_2 & \sin\theta_2 \\ 0 & -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{pmatrix} \quad (3)$$

선량 계산에 있어서 두피에서 초점까지의 깊이  $d_{ef}^i$  와  $l^i$  에 의한 감쇄 인자 등이 중요 인자들이다. 감마나이프 퍼펙션 경우 치료설계 결과물 즉 매트릭스 내의 격자점  $31 \times 31 \times 31 = 29,791$  곳의 방사선량률, 방사선량, 선량 최대치 그리고 50% 이상 선량 값을 가지는 부피(병변의 부피) 등은 감마 빔을 방사하는  $^{60}\text{Co}$  위치에 따라 즉 각 섹터가 어디에 위치하고 방사선원  $^{60}\text{Co}$  이 위치한 고리에 의존하여 Table 1에 나타난 바와 같이 각기 다른 고정 인자 값을 이용해서 구한다. 기존의 감마나이프 B, C 모델과는 달리 최신 감마나이프 퍼펙션 모델은 확연히 다른 기하학적 구조와 감마 빔 조사 시스템을 갖춘 관계로 방사선량 계산에서 적지 않은 변화가 있는데 대표적으로 선량 계산에 도입되는 기존 B, C 모델과 퍼펙션의 유효출력인자(effective output factor)를 살펴보면 다음과 같이 주어진다.

$$O_c = D_c(80,t)/D_{18}(80,t), (c = 4, 8, 14, 18) \quad (4)$$

$$O_c = D_c(80,t)/D_{18}(80,t), (c = 4, 8, 16) \quad (5)$$

등식 (4)식이 B, C 모델 경우이고 (5)식이 퍼펙션 모델에서의 유효출력인자이다. B, C 모델의 경우 선량 출력인자는 반구형 기하학적 구조인 헬멧이 탑재되어 방사선원과 초점간의 거리가 동일하기 때문에 시준기 위치에 무관하게 단지 시준기 헬멧에 만 의존한다. B, C 모델에 기초한 치료계획 시스템 렉셀 감마플랜 버전 5.34에서 이용되는 각 시준기 헬멧에 대한 선량 출력인자는 0.87(4 mm), 0.956(8 mm), 0.984(14 mm), 1.00(18 mm)이다. 이에 반해 퍼펙션 모델의 출력인자는 방사선원이 원추면에 원추 중심축에 대하여 대칭적으로 분포되어 있는 기하학적 구조로 인해 원추면 위에서의 섹터의 위치, 고리에 따라 다른 값을 가진다. 각 시준기의 유효출력인자는 1.00(16 mm), 0.814(4 mm), 0.90(8 mm) 이다. 뿐만 아니라 퍼펙션 경우 선량계산은 방사선원  $^{60}\text{Co}$  에서 초점까지의 거리  $d_{sf}^i$ , 스케일링 거리

또한 섹터 고리 번호에도 의존한다. 위에서 언급한 인자들을 사용하여 임의의 지점에서 하나의 감마 빔에

대한 B, C 모델과 퍼펙션 모델의 선량률은 다음과 같이 계산된다.<sup>[5,6]</sup>

Table 1. Parameters related to Gamma Knife Perfexion

Collimator	Output factor: $O_f^i (c = 16, 4, 8)$	Attenuation coefficient(1/mm): $\mu^i$	Scaling distances(mm): $d_{scaling}^i$	Source to focus distance(mm): $d_{sf}^i$
P4_1	0.812	0.00685	387	482
P4_2	0.823	0.00682	390	474
P4_3	0.795	0.00688	397	489
P4_4	0.726	0.00693	408	521
P4_5	0.664	0.00689	430	545
P8_1	0.934	0.00652	384	405
P8_2	0.919	0.00656	392	411
P8_3	0.874	0.00658	404	424
P8_4	0.782	0.00666	418	459
P8_5	0.708	0.00658	443	475
P16_1	0.961	0.00695	391	467
P16_2	1	0.00688	389	449
P16_3	0.981	0.00689	393	453
P16_4	0.914	0.00701	399	485
P16_5	0.847	0.00707	419	518

$$\dot{D}_i(O_c; t) = \frac{\dot{D}_{18}(80, t_0) \cdot O_c \cdot e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}}(t-t_0)}}{201} \cdot \left( \frac{d_{sf}}{d_{sf}-l_i} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d_{sf}-l_i-80)} \cdot PW_i \cdot F(O_c; r_i) \quad \dots (6)$$

$$\dot{D}_i(t) = \dot{D}_{16}(80, t_0) \cdot e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} \cdot (t-t_0)} \cdot O_f^i(c) \cdot \left( \frac{d_{sf}^i}{d_{sf}^i-l^i} \right)^2 \cdot e^{-\mu^i \cdot (d_{sf}^i-80-l^i)} \cdot P^i(d_i = \frac{r_i \cdot d_{scaling}^i}{d_{scaling}^i-l^i}, \theta) \cdot \left( \sum_{i=1}^5 n_i \cdot O_f^i(c=16mm) \right)^{-1} \quad \dots (7)$$

렉셀 감마플랜에서의 선량 계산은 등식 (6), (7)식과 같이 하나의 감마 빔 계산에 기초해서 치료 목표물 위치의 선량은 201개(B, C 모델), 192개(퍼펙션 모델)의 방사선원으로 부터의 기여가 합해짐으로써 구해진다. 하나의 빔에 대해서 빔 축 상에서의 선량은 역자승 법

칙과 선형감쇠 지수공식을 이용해서 계산되고, 빔 축에서 벗어난 점에서의 선량은 하나의 빔 선량 윤곽분포(dose profile)를 사용한다. 문제는 환자의 머리 모양을 어떻게 모형화하고 모형화된 머리를 통과하는 수많은 감마 빔 경로의 깊이를 어떻게 계산하는가의 문제로 귀결되는데 앞에서 구체적으로 언급한 바와 같이 저자가 개발한 검증 프로그램 VEMT에서는 환자의 머리 모양을 타원체, 감마 빔을 직선으로 시뮬레이트하여 선량계산을 수행한다. B, C 모델 관련 선량 계산식 (6)에서  $\mu = 0.0063 \text{ mm}^{-1}$ 이고,  $d_{sf}$ 는 방사선원에서 초점까지의 거리를 나타낸다.  $PW_i$ 는 플러그 인자인데 1(plug off) 또는 0(plug on)의 값을 취한다. 그리고  $F(O_c; r_i)$ 는 각 시준기 마다의 윤곽분포 값을 취한다. 퍼펙션의 선량 계산 등식 (7)에서  $\mu^i, d_{sf}^i, d_{scaling}^i, d_{ef}^i$  는 Table 1 과 같이 퍼펙션과 관련된 인자들로서 모두가 각 섹터 고리의 시준기에 의존하는 양들임을 알 수 있고 선량

측면도 분포값  $P^i(d_i = \frac{r_i \cdot d_{scaling}^i}{d_{scaling}^i - l^i}, \theta)$  는 측정 점에서 감마 빔 축까지의 수직거리  $r_i$ , 감마 빔 축에 대한 회전 각도  $\theta$ , 측정 점에서 감마 빔 축으로의 수선의 발에서 초점까지의 거리  $l^i$ , 스케일링(scaling) 거리 즉 선량 측면도 발산 거리  $d_{scaling}^i$  값에 따라 결정된다. 퍼펙션은 방사선원의 독특한 기하학적 배치로 인해 각 감마선 빔마다  $x_b y_b$  평면 상의 선량 분포  $D(x_b = r_i \cdot \cos\theta, y_b = r_i \cdot \sin\theta)$  가 4 mm 시준기 위치에서는 거리에만 의존하는 대칭적인 분포 즉  $D(r_i, \theta) = D(r_i, \theta')$  를 가지나, 16 mm, 8 mm 시준기 위치에서는 방사선원이 시준기 통로들(collimator channels)과 일렬로 위치하지 않은 연유로 선량 분포가 거리와 각도에 의존하는 비대칭적인 분포 즉  $D(r_i, \theta) \neq D(r_i, \theta')$  를 가진다.

### III. RESULT

본 연구에서는 퍼펙션 장비에 부착된 렉셀 감마플랜 버전 10.1.1(Leksell GammaPlan ver 10.1.1: LGP)과 가변 타원체 모형화기술(VEMT)을 사용하여 수행한  $x, y, z$  축 방향으로의 선량분포들을 비교 분석하였다. Fig. 2, Fig. 3, Fig. 4 는 LGP로부터 추출한 데이터로부터 얻은 선량분포와 VEMT 방법으로 계산한 데이터를 메스메티카(mathematica)로 구현한 선량분포를 나타낸다. 뿐만 아니라 Table 2에 보인 바와 같이 LGP와 VEMT를 사용해서 선량 기울기의 가파름 정도를 평가하는 기준인 50% 등선량 높이에서의 너비 즉 최대반값폭(Full-Width-of-Half-Maximum: FWHM)을 구한 결과 각 4 mm, 8 mm, 16 mm 시준기 배치에 대해  $x, y$  축 방향으로는 0.06 mm, -0.04 mm, -0.25 mm만큼의 차이를 보인 반면  $z$  축 방향으로는 -0.12 mm, 0.09 mm, 0.03 mm만큼의 차이를 보였다. 또한 Table 3에 보인 바와 같이 20%~80% 등선량 높이 사이의 반그늘(PENUMBRA) 너비를 비교한 결과  $x, y$  축 방향으로 0.02 mm, 0.05 mm, -0.02 mm 만큼의 차이를 보였고,  $z$  축 방향으로는 0.03 mm, -0.07 mm, 0.03 mm만큼의 차이를 보였다.

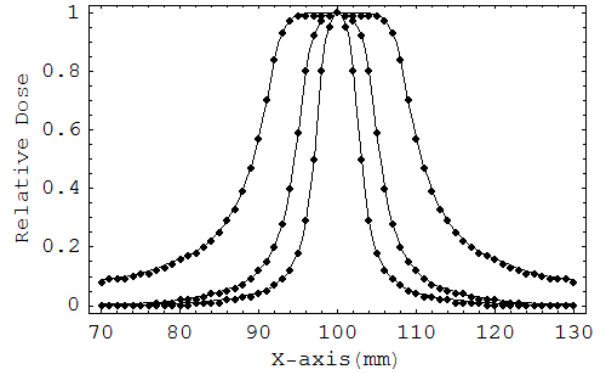


Fig. 2. Comparisons of dose profiles for the 4mm, 8mm, and 16mm collimating configurations along the x axis using VEMT(-) and LGP(•).

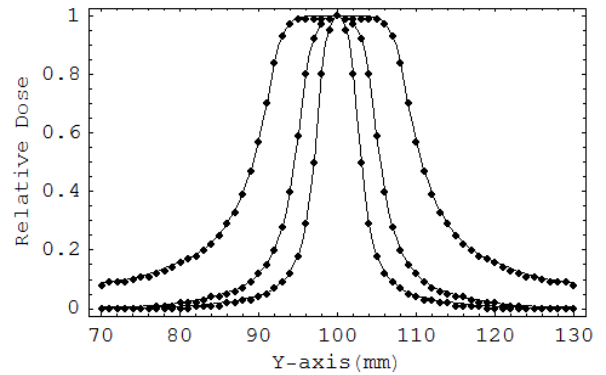


Fig. 3. Comparisons of dose profiles for the 4mm, 8mm, and 16mm collimating configurations along the y axis using VEMT(-) and LGP(•).

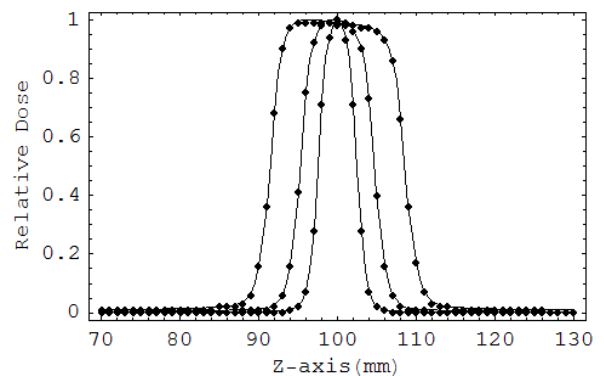


Fig. 4. Comparisons of dose profiles for the 4mm, 8mm, and 16mm collimating configurations along the z axis using VEMT(-) and LGP(•).

Table 2. Differences of Full-Width-of-Half-Maximum(FWHM) obtained from LGP and VEMT on Gamma Knife Perfexion

Collimator	VEMT(mm)	LGP(mm)	Difference: $\frac{FWHM(VEMT) - FWHM(LGP)}{FWHM(LGP)}(\%)$
4 mm(x-axis)	6.10	6.16	-0.9
4 mm(y-axis)	6.10	6.16	-0.9
4 mm(z-axis)	5.16	5.04	2.3
8 mm(x-axis)	11.10	11.06	0.3
8 mm(y-axis)	11.10	11.06	0.3
8 mm(z-axis)	9.71	9.8	-0.9
16 mm(x-axis)	22.00	21.75	1.1
16 mm(y-axis)	22.00	21.75	1.1
16 mm(z-axis)	17.41	17.44	-0.1

Table 3. Differences of PENUMBRA widths obtained from LGP and VEMT on Gamma Knife Perfexion.

Collimator	VEMT(mm)	LGP(mm)	Difference: $\frac{PENUMBRA(VEMT) - PENUMBRA(LGP)}{PENUMBRA(LGP)}(\%)$
4 mm(x-axis)	2.80	2.82	-0.7
4 mm(y-axis)	2.80	2.82	-0.7
4 mm(z-axis)	1.49	1.52	-1.9
8 mm(x-axis)	3.90	3.95	-1.2
8 mm(y-axis)	3.90	3.95	-1.2
8 mm(z-axis)	2.36	2.29	3
16 mm(x-axis)	9.05	9.03	0.2
16 mm(y-axis)	9.05	9.03	0.2
16 mm(z-axis)	2.52	2.55	-1.1

#### IV. CONCLUSION & DISCUSSION

감마나이프의 새로운 모델인 퍼펙션에 대해서 Java 로 작성된 감마나이프 장비의 시뮬레이션 프로그램인 VEMT는 감마나이프 퍼펙션 모델에서 작동이 원활하게 이루어짐을 확인하였고 시준기 16 mm, 4 mm, 8 mm 에 대하여 VEMT로 계산된 단일 샷 선량분포는 기존의 감마나이프 B, C 모델에 바탕한 렉셀 감마플랜 버전 5.34 와 마찬가지로 감마나이프 퍼펙션 치료계획 시스템인 렉셀 감마플랜 버전 10.1.1 에서 얻은 결과값과 훌륭하게 일치함을 보였다. 최대반값폭의 경우 최대의 불일치는  $x, y, z$  축 모든 방향에 대해서 2.3% 보다 작았다. 4 mm  $z$  축 방향의 선량분포에서 최대반값폭의 최대 불일치 2.3%를 보였다. 반그늘의 경우에도 VEMT와 LGP의 최대 불일치는 3% 보다 작게 나타났다. 8 mm  $z$  축 방향의 선량분포에서 반그늘의 최대 불일

치 3%를 보였다. VEMT와 LGP로 얻은 선량분포에서 나타난 최대반값폭과 반그늘 차이는 너무 작아서 감마나이프 방사선수술에서 임상적인 유의함을 주지 못하리라 사료된다. 본 연구결과는 전 세계 감마나이프 방사선수술에 관여하는 의학물리학자들에게 하나의 참고거리로 제공할 수 있는 내용이라 여겨지고 VEMT를 활용한 정도관리가 감마나이프 방사선수술을 시행할 때 야기될 수 있는 오류를 검증하고 안전하게 시스템을 운용할 수 있도록 해주는 정도관리의 한 부분이 될 수 있을 것으로 기대된다.

#### Reference

- [1] A. Niranjan, L. D. Lunsford, "Radiosurgery: Where We Were, Are, and May Be in the Third Millennium," *Neurosurgery*, Vol. 46, No. 3, pp. 531-543, 2000.

- [2] S. J. Jin, J. Y. Je, C. W. Park, "Clinical Analysis of Inverse Planning for Radiosurgery ; Gamma Knife Treatment Plan Study," Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 9, No. 6, pp. 343-348, 2015.
- [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] 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.
- [5] A. Wu, "Physics and Dosimetry of the Gamma Knife," Neurosurgery Clinics of North America, Vol. 3, pp. 35-50, 1992.
- [6] 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.



## 렉셀 감마플랜(LGP)에서 추출된 선량 분포와 가변 타원체 모형 화기술(VEMT)에 의해 계산된 선량 분포 사이의 비교

허병익

부산대학교병원 신경외과

### 요 약

감마나이프 방사선수술(GKRS)의 높은 정밀도와 정확성은 치료 성공을 위한 기본 요건이다. 방사선의 급격한 감소와 함께 정교한 방사선 전달 및 선량 기울기가 임상적으로 적용되어야 하므로 방사선량 측정 및 기하학적 정확성을 보장하고 감마나이프 방사선수술에서 발생할 수 있는 모든 위험 요인을 줄이기 위해서는 전용 정도관리(QA) 프로그램이 필요하다. 본 연구에서는 독립적인 검증 프로그램 가변 타원체 모형화기술(Variable Ellipsoid Modeling Technique: VEMT)을 적용해서 감마나이프 치료계획 시스템 렉셀 감마플랜의 알고리즘에 사용된 단일 샷 선량 분포의 정확성을 검증하였다. 감마나이프 퍼펙션(PFX)에 장착한 직경 160 mm의 구형 ABC 팬텀에 조사한 단일 샷의 선량 분포를 평가했다. 단일 샷의 조사는 ABC 팬텀의 중심으로 향하게 하여 x, y 및 z 축을 따라 4, 8 및 16 mm 크기의 시준기 배치가 고려되었다. 감마나이프 방사선수술에서 사용되는 감마나이프 퍼펙션 치료계획 시스템은 렉셀 감마플랜(LGP) 버전 10.1.1이 사용되었다. VEMT의 검증을 통해서 감마나이프 방사선수술의 정확성은 배가 될 것이다. 그래서 VEMT 검증 후 감마나이프 방사선수술의 정확성과 정밀성을 토대로 임상 적용이 최종적으로 수행되어야 한다. 특히 환자의 머리가 직경 160mm의 구형으로 시뮬레이션된 조건에서 50% 등선량 높이 수준의 너비, 즉 최대반값폭(FWHM)이 검토되었다. VEMT를 통해 예측된 x, y, z 축의 선량 분포에 관한 모든 데이터는 4 mm 및 8 mm 시준기 배치에 대해 z 축을 따라 최대반값폭과 반그늘(PENUMBRA)의 약간의 차이점을 제외하고는 사양 내(등선량 50%에서 1 mm 이내)에서 LGP의 선량 분포와 훌륭하게 일치했다. 최대반값폭의 최대 불일치는 모든 시준기 배치에서 2.3% 미만이었다. 반그늘의 최대 불일치는 z 축을 따라 8 mm 시준기에 대해서 0.07 mm로 주어졌다. VEMT와 LGP로 얻은 선량 분포에서 최대반값폭과 반그늘의 차이는 감마나이프 방사선수술에서 임상적 유의성을 부여하기에는 너무 작았다. 이 연구의 결과는 전 세계 감마나이프 방사선수술에 관련된 의학 물리학자를 위한 참고 자료로 활용될 수 있으리라 사료된다. 따라서 우리는 LGP의 결과물에 대한 독립적인 검증방법 VEMT를 포함하는 정기 예방정비 프로그램을 통해 결정된 모든 시준기 배치에 대한 선량 분포의 유효성을 확인하고 감마나이프 방사선수술 환자에게 임상적으로 완벽한 치료를 보장할 수 있다. 그래서 VEMT의 활용은 시스템을 안전하게 검증하고 운영할 수 있는 정도관리의 한 부분이 될 것으로 기대한다.

중심단어: 정도관리, 렉셀 감마플랜, 가변 타원체 모형화기술