

입체적 횡다중원호각을 이용한 광자선수술의 다중원호각의 선량변수 결정

계명대학교 의과대학 의공학교실, 방사선종양학교실, 신경외과학교실

최태진 · 정영연 · 김진희* · 김옥배* · 이성렬# · 손은익#

Determination of Target Coordinates and Dose Parameters of Trans-multi-arc Beam in Photon Knife System

Tae Jin Choi, Ph.D., Yeoung Yeun Jeung, M.D., Jin Hee Kim, M.D. *,
Ok Bae Kim, M.D. *, Seung Yeul Lee, M.D. *, Eun Ik Son, M.D. #

Department of Bio-Physics Medical Engineering, Department of Radiation Oncology,
and Department of Neurosurgery#, Keimyung University School of Medicine, Daegu, Korea*

Abstract : To obtain small rim thickness of normal brain tissue against high dose which is concentrated at target region, the authors developed the Photon Knife system (PKS) for stereotactic radiosurgery with linear accelerator which is 6 MV x-rays. The beam of PKS was specially designed for the trans-multi-arc beam (TMAB) combined the multi-arc beam to avoid the limitation of arc beam selection as dependence of critical organ around target lesion. The TMAB was processed with right decubitus of patient position to obtain a proper beam selection. When the beam selection was a TMAB, the coordinate should be represented the geometric rotation system with dose matrix to obtaining the stereotactic dose distribution. The authors converted the parameter of the couch and gantry angle in trans-multi-arc system to that of multi-arc beam and used an intermediary parameter of cubic coordinate system. Furthermore, this study showed the determination of depth from skin to any dose matrix using schematic cubic contours.

Key Words : Non-coplanar multi-arc beam, Photon knife, Stereotactic radiosurgery,
Trans-multi-arc beam

서 론

방사선수술은 뇌병변에 15-30 Gy 정도의 다량

의 방사선을 일시에 집중 조사하여 두개부내 정상조직의 손상 없이 병소를 소멸 또는 진행중지를 유발시키는 치료법이다[1-3].

방사선수술 선원에는 감마선 방출체인 코발트-60과 양성자를 가속한 중입자선, 선형가속기의 X-선이 있다. 양성자선의 특성은 입자 비정의 끝에서 높은 전리를 나타내는 Straggling효과를 이용하여 병소에 높은 선량을 도달시키며 관련 설비가 있는 연구소에서 주로 이루어지고 있다. 방사선학적으로 감마선과 X-선은 투과력으로 나타나는 에너지와 반응영역의 크기, 출력선량이 다를 뿐 동일한 광자선이다[4].

Lekshell[1]이 개발한 감마나이프는 방사성동위원소인 코발트-60에서 방출되는 평균에너지 1.25 MeV의 감마선을 이용하며, 구형 차폐체 내부에 원형궤도로 배열되어 있는 204개의 코발트-60 선원에서 나온 빔은 환자의 두부를 고정하고 있는 반구형인 헬멧형 차폐체의 중앙에 집중되도록 설계되어 있다.

선형가속기의 X-선은 6-10 MV의 X-선을 주로 이용한다. Hartmann 등 [4]은 선형가속기를 이용하여 방사선수술법을 발표한 바 있다. 선형가속기의 X-선은 코발트-60감마선에 비해 에너지가 높아 심부선량분포가 높고 선원크기도 3mm에 불과해 반응영역이 작고 측방산란이 적은 것으로 알려져 있어 병소의 정상 조직의 손상을 줄일 수 있으므로 방사선수술에 적합한 것으로 알려져 있다[4-6].

선형가속기의 X선을 이용한 방사선수술은 선형가속기의 지지체 (gantry)의 회전과 치료대 (couch)의 회전면이 직각을 이루고 있어 회전각을 적절하게 설정하면 입사선속과 출구선속이 마주보지 않는 비공면조사 (non-coplanar)를 얻을 수 있다. 비공면조사를 시행하면 정상 장기에 도달되는 선량을 줄이면서 높은 선량을 병소에 집중시킬 수 있다. 그러나 지지체의 운동궤도가 지정되어 종적궤도를 이루며 조사가 되어지므로 종양모양에 접근하는 선량분포를 얻는데 제한이 많았다[6].

Pike 등[7]은 선형가속기의 지지체를 임의의 각도로 고정하고 환자를 앉은 자세로 회전시키는 비공면 회전조사를 시행하여 병소에 원형궤도의 선량분포를 이루게 함으로써 종적궤도에 의한 회전조사에서 일어나는 선량분포의 제한점을 줄이고자 하였다.

저자들은 선형가속기를 이용해 종적궤도와 횡적궤도를 병합하여 조사할 수 있는 입체적 횡다중회전조사에 의해 병소의 모양에 따라 집중조사가 용이하

고, 선량분포를 종양의 크기와 모양에 적합하게 조사할 수 있는 방사선수술법을 개발 발표한 바 있다 [6].

횡다중원호조사는 선원 지지체의 회전과 치료대의 회전각에 환자의 회전을 추가하여 이루어지므로, 이 연구에서는 환자의 회전에서 결정된 지지체의 각도와 치료대의 각도로부터 환자 체위변환 이전의 좌표계로 해석하여 일치됨을 밝히고자 하였다.

재료 및 방법

1. 대상 및 방법

계명대학교 의과대학에서 개발된 방사선수술기 구인 포톤나이프는 선형가속기 (ML-15MDX)의 6 MV 광자선을 이용하며, 뇌정위기구를 두개부에 장착한 다음 전산화단층촬영과 방사선수술 프로그램을 통하여 입체적 병소중심을 결정한다.

포톤나이프의 특성은 Fig. 1과 같이 치료대를 회전한 다음, 선형가속기의 지지체를 상하로 원호조사를 시행하는 다중-원호조사빔 (multi-arc beam)과 환자를 모로 뒤고 선속 지지체를 상하로 회전함으로써 환부에 횡다중-원호조사빔 (trans-multi-arc beam)을 사용하여 환부에 높은 집적 선량분포를 얻었다[8-10].

환부에 도달되는 방사선 선량은 병소를 중심으로 지정된 격자 (matrix)에 도달되는 회전조사에 의한 선량을 이산적으로 누적하여 나타내었다 (Fig. 2). 회전조사에 의해 x,y,z 위치를 격자로 하는 점 D(x,y,z)의 선량은 식(1)과 같다.

$$D(x,y,z) = A \sum_{m=1}^m \sum_{n=1}^n D(r', dm) \cdot PDD(r', d) \cdot K(h) + B \sum_{m=1}^m \sum_{n=1}^n D(r', dm) \cdot PDD(r', d) \cdot K(h) \quad (1)$$

식(1)에서 우변의 첫째 이산적분항은 종적으로 조사되는 다중-원호조사빔에 의한 선량이며, 둘째 항은 횡으로 조사되는 횡다중-원호조사빔에 의한 선량이다. 또, 각 항에서 상수항 A= 1/mn과 B= 1/mn로 규격화하였다. D(r, dm)은 각 입사선의 최

대선량값이고, PDD는 심부선량백분율을 나타내며, $K(h)$ 는 중심 선속에서 h 만큼 떨어져 있는 선량점(행렬위치)에 대한 이탈선량계수를 나타내는 실험식으로 결정된다.

심부선량은 피부에서 행렬격자까지의 깊이에 의해 결정되므로, 격자에서 선속과 수직되는 깊이를 필요로 한다. 이탈계수는 선속의 수직되는 깊이에서 이탈거리를 구한다(Fig. 1).

다중원호조사에서는 회전중심(isocenter)에서 선원(source)까지 거리(source-isocenter distance; $\rho = 1,000$ mm)가 Fig. 1과 같이 주어지

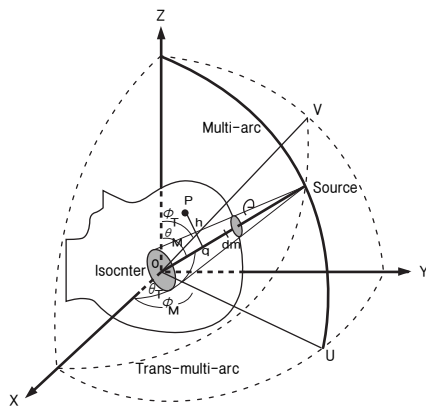


Fig. 1. Schematic diagram of the coordinates in PKRS.

면 선원의 위치는 couch의 각도에 의해 결정된 비공면 각(Φ_M)과, 지지체(gantry)의 각(θ_M)으로부터 선원점(s_x, s_y, s_z)이 결정된다.

$$\begin{aligned} s_x &= \rho \sin \theta_M \cos \Phi_M \\ s_y &= \rho \sin \theta_M \sin \Phi_M \\ s_z &= \rho \cos \theta_M \end{aligned} \quad (2)$$

횡다중-원호조사를 시행하는 경우 환부에 도달되는 선량은 환자를 모로 누여 횡으로 회전조사하여 얻도록 고안하였다. 횡다중-원호조사는 Fig. 1과 같이 선속이 x축에서 이동하여 YZ 면에 대해 z축과의 각도 Φ_T 를 절편으로 하는 궤도로 $0 \leq \Phi_T \leq \frac{\pi}{2}$ 범위를 조사하게 되며, 지지체의 각 θ_T 는 $0 \leq \theta_T \leq \frac{\pi}{2}$ 의 범위에서 조사된다. Φ_T 와 θ_T 가 주어질 때 구좌표계

를 써서 다중-원호조사빔의 각도로 환산할 수 있다.

2. 횡다중-원호 선속의 방향각 결정

횡다중-원호선속에 의한 선량을 평가하는 경우 격자 행렬(matrix)의 회전과 반전을 반복하기보다 θ_T 와 Φ_T 에 의해 결정되는 선원위치와 일치하는 multi-arc 빔의 θ_M 과 Φ_M 으로 변환하는 방법을 택했다.

횡다중-원호조사는 인체의 체축 방향을 y축으로 지정하고, y축에서 볼 때 환자를 시계방향(CW)으로 90도 회전하면 곧 y축을 반시계방향으로 90도 회전하게 되므로 식(3)과 같이 회전좌표 $[X', Y', Z']$ 를 갖는다.

$$[X', Y', Z'] = [x, y, z] \begin{vmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{vmatrix} \quad (3)$$

격자를 회전하는 경우 선량분포를 구현하기 위해 체운과격자 위치를 회전해야 하며, 원래의 영상 위에 선량분포를 구현해야 함으로 다시 반회전시켜야 된다. 따라서 횡다중-원호조사의 각을 종적 다중-원호조사에 의한 각도로 환산하면 격자-선량값을 함께 지정해서 회전을 반복하게 되는 재계산을 줄일 수 있다.

구좌표계를 원점으로 하고 x축을 기축으로 정하여 횡다중-원호조사를 시행하는 경우 선원 ρ 의 선속이 x축과 횡각을 θ_T 로 하고, YZ 축에 평행투사한 선분과 z축과 이루는 각 Φ_T 이 정해지며, 선분의 크기(ρ)를 1000 mm로 일정하게 둘 때 선원의 위치(s_x, s_y, s_z)는 식(4)와 같이 얻어진다.

$$\begin{aligned} s_x &= \rho \sin \theta_T \\ s_y &= \rho \sin \theta_T \cos \Phi_T \\ s_z &= \rho \cos \theta_T \sin \Phi_T \end{aligned} \quad (4)$$

다중-원호조사에 의한 선원위치가 지정될 때, 횡다중-원호조사의 위치는 y축을 중심으로 2회전한 것과 동일한 효과를 갖도록 θ_T, Φ_T 를 지정하고, 식

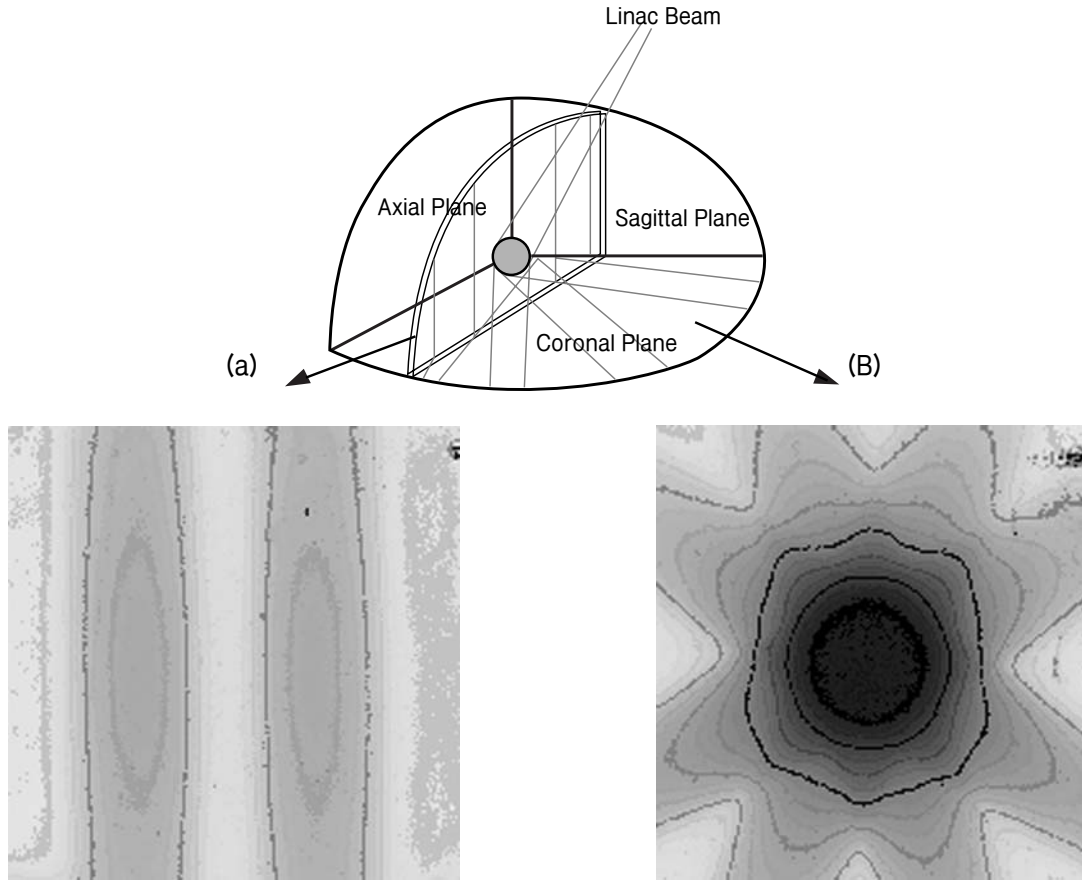


Fig. 2. Verification of beam pathway of multi-arc mode in axial (a) and coronal plane (b) with using the 2 cm diameter of collimator. Inserted schematic diagram represents the plane of film setup and show the beam pathway.

(2) 와 식(4)에서, θ_M 에 Φ_M 대해 정리하면 s_z 성분의 좌표로부터 식(5)를 구할 수 있고, s_x 성분의 좌표로부터 식(6)의 관계식을 구할 수 있다.

$$\theta_M = \cos^{-1}(\sin \theta_T \cos \Phi_T) \quad (5)$$

$$\Phi_M = \cos^{-1}\left(\frac{\sin \theta_T}{\sin \theta_M}\right) \quad (6)$$

3. 격자행렬과 선축간 거리 h 결정

회전중심(isocenter)에서 Fig. 1과 같이 선원 S(s_x, s_y, s_z)의 기하학적 선분을 유향직선 g로 하고, 격자가 유향직선에 수직으로 교차하는 점을 q라 하면, 원점에서 q까지 거리는 식(7)과 같다.

$$oq = l \cdot g_x + m \cdot g_y + n \cdot g_z \quad (7)$$

여기서 l, m, n 은 원점-선원이 이루는 방향 코사인이다.

수직 교점 q는 방향코사인을 사용하여 식(8)을 구하고,

$$\begin{aligned} q_x &= l \cdot oq \\ q_y &= m \cdot oq \\ q_z &= n \cdot oq \end{aligned} \quad (8)$$

선축의 중심에서 격자간 거리 h는 격자-교점간의 수직거리 hS이므로 식(9)와 같이 구한다.

$$pq = \sqrt{(p_x - q_x)^2 + (p_y - q_y)^2 + (p_z - q_z)^2} \quad (9)$$

조사면의 선속에서 이탈된 위치의 선량은 실험식에 의한 선속이탈계수 $K(h)$ 로부터 얻는다 [8].

4. 입사선속의 깊이 결정

병소에 도달되는 선량에 영향을 주는 변수들은 방사선에너지, 조사면적, 깊이, 조직밀도, 선량평탄도 등이 있으며, 임상에서 영향이 가장 큰 변수는 깊이이다.

입사선의 깊이는 피부에서 격자와 선속의 수직교점까지로 정한다. 격자행렬간의 간격은 1, 3, 5 mm로 하며 선량계획프로그램에서 선택할 수 있게 하였으며, 행렬의 크기는 두개내 환부를 충분히 포함할 수 있는 31 x 31 x 31로 하였다.

피부입사면은 전산화단층영상의 단면에 나타난 TP(table position) 값을 y축으로 두고, 단면 영상의 좌표계를 x축과 z축으로 구분한다. 저장되어 있는 영상 메모리의 차원은 식(10)과 같고, mn은 영상 수를 나타내며 최대 99개 영상을 입력할 수 있다.

$$\text{Image}(mn, X, TP, Z) \tag{10}$$

체윤곽은 스크린상에 나타난 단면 영상의 HU(Hounse unit)의 차이를 이용해 자동으로 추출하고, 인접 윤곽의 잘림(cipping)이 나타날 때는 마우스로 윤곽점을 임의 입력한 다음, 5도씩 72개의 윤곽점을 추출한다.

피부윤곽에서 격자점까지 깊이는 Fig. 3과 같이 정육면체의 각 모서리를 윤곽 모델로 하며, 면에서 중심까지 깊이를 나타낸 다음 임상에 확장 적용한다. 면과 선속의 교점은 평면벡터와 선속벡터의 곱으로 얻는다. 평면의 방정식이 식(11)과 같이 주어지면, 이 평면상의 3점으로 평면의 단위벡터를 구할 수 있다.

$$a(x-x_0) + b(y-y_0) + c(z-z_0) = d \tag{11}$$

평면은 인접 윤곽점을 택해서 C(1,1)-C(1,2)을 잇는 한 선분 $\|A\|$ 와 다음 윤곽점C(2,1)과 이은 한 선분 $\|B\|$ 를 동일 평면상에 두고 두 벡터의 벡터곱

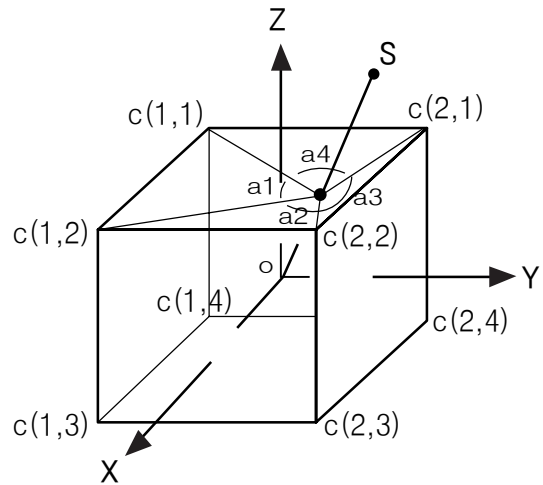


Fig. 3. The model for determination of plane cross-point on a given cubics.

에 의한 평면의 단위벡터 $\|N\|$ 를 얻는다.

$$\|N\| = \|A\| \times \|B\| = \begin{bmatrix} i & j & k \\ a_i & a_j & a_k \\ b_i & b_j & b_k \end{bmatrix} \tag{12}$$

식(12)로부터 식(13)과 같이 평면방정식의 계수를 얻는다[9].

$$\begin{aligned} a &= a_j * b_k - a_k * b_j \\ b &= -a_i * b_k + a_k * b_i \\ c &= a_i * b_j - a_j * b_i \\ d &= a * x_0 + b * y_0 + c * z_0 \end{aligned} \tag{13}$$

평면과 입사선속이 교차하는 점은 입사선속의 isocenter를 좌표계의 원점에 두고, 선원의 위치 (sx, sy, sz)를 잇는 선분 $\|S\|$ 의 벡터곱으로 얻는다. Isocenter를 좌표계의 원점으로 하는 선원벡터는 식(14)와 같다.

$$\|S\| = S_x + S_y + S_z \tag{14}$$

선원벡터의 성분비를 평면방정식에 대입하면 평면과의 교점 Cx, Cy, Cz는 식(15)와 같다.

$$C_x = (d - K_x) / (a + b * S_y / S_x + c * S_z / S_x)$$

$$\begin{aligned}
 C_y &= (d-K_y) / (a * S_x/S_y + b + c * S_z/S_y) \\
 C_z &= (d-K_z) / (a * S_y/S_z + b * S_x/S_z + c)
 \end{aligned}
 \tag{15}$$

단, isocenter 가 원점인 경우 K_x, K_y, K_z 는 "0" 이된다. Isocenter가 원점 (s_{x0}, s_{y0}, s_{z0})에서 벗어나는 경우, 각 계수는 식(16)으로 구한다[10].

$$\begin{aligned}
 K_x &= - (b*s_y/s_x + c*s_z/s_x)*s_{x0} + b*s_{y0} + c*s_{z0} \\
 K_y &= a*s_{x0} - (a*s_x/s_y + c*s_z/s_y)*s_{y0} + c*s_{z0} \\
 K_z &= a*s_{x0} + b*s_{y0} - (a*s_y/s_z + b*s_x/s_z)*s_{z0}
 \end{aligned}
 \tag{16}$$

평면방정식을 이용하여 isocenter-선원과 교차하는 점 $C(C_x, C_y, C_z)$ 이 평면의 내부 또는 외부에 있는지 평가는 교점 C와 평면상의 $c(1,1), c(1,2), c(2,2), c(2,1)$ 모서리가 이루는 각($a1, a2, a3, a4$)을 합한 각도가 360도이면 평면 내부에 있는 경우이며, 360도보다 적으면 외부에 있는 점인 것을 이용하였다.

모델로 설정한 정육면체의 모서리 좌표는 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 C(1,1) &= (-25, -25, 25), C(1,2) = (25, -25, 25) \\
 C(1,3) &= (25, -25, -25), C(1,4) = (-25, -25, -25) \\
 C(2,1) &= (-25, 25, 25), C(2,2) = (25, 25, 25) \\
 C(2,3) &= (25, 25, -25), C(2,4) = (-25, 25, -25)
 \end{aligned}$$

이 모서리 좌표들은 임상에서 단면 영상의 윤곽점들로 확장 치환될 수 있다.

성 적

선형가속기를 이용한 광자선수술은 치료계획에서 지정된 각도(Φ)만큼 치료대를 회전하고 고정된 후, 지지체를 회전운동하면서 방사선을 환부에 정밀하게 집중조사하게 된다.

치료대 각도 표시는 치료대가 Fig. 3a와 같이 0도가 가속기 지지체를 향해 있으며, 0도로 고정하고 지지체를 회전조사하면 배외위 환자의 좌측두로 회전운동 조사하게 되며, 치료선량계획에서도 0도로 지정되어 선량계획의 각도표시와 일치한다.

치료대의 각 Φ 위치가 90도 이내인 경우, Gantry 각(θ)은 선량계획에서 결정된 구간 각인 $\theta_{M\text{초기각}}$ 에서 $\theta_{M\text{최종각}}$ 까지 회전운동조사를 시행하였다.

방사선수술치료계획에서 지정된 치료대 각도(Φ)가 90도 보다 크면, 치료대를 270도 방향을 향하게 하였다. 치료대의 각이 ± 110 도로 회전이동의 제한이 있으므로 90도까지 조사한 후, 치료대의 각 위치를 180도로 회전이동하도록 설정하였다. 이 때 치료대의 궤도에 표시된 각의 위치는 $270 + (\theta - 90)$ 도 만큼 회전후 고정하고, gantry 각(θ)은 $360 - \theta_{M\text{초기각}}$ 에서 $360 - \theta_{M\text{최종각}}$ 까지 지정된 각도만큼 회전운동조사를 시행하였다.

Fig. 2는 multi-arc 법으로 비공면 회전운동조사를 시행한 경우, axial 단면에 나타나는 방사선계획적 과 관상면에 나타나는 방사선계획적을 보여준다.

방사선을 환부의 종방향의 비공면회전조사와 병합하여 횡방향(trans-multi-arc)으로 조사하는 경우 방사선수술부위의 정상 치명장기의 보존이 보다 용이해짐을 알 수 있다.

환부에 횡방향의 비공면회전조사는 환자를 우와 위하고, 치료대의 지정 각도(Φ)만큼 회전하고 지지체를 지정된 원호각만큼 회전운동으로 조사하게 된다.

횡방향의 비공면회전운동조사는 지지체가 환부의 좌측에서 우측으로 회전하며, 치료대의 각(T) 위치가 환부의 Z축과 이루는 각이다.

이때 치료대 궤적의 각표시는 $360 - \Phi_T$ 로 나타나며 치료대 회전범위는 $270 < 360 - \Phi_T < 360$ 도로 설정되며, 지지체의 회전각표시와 범위는 $360 - \Phi_{T\text{초기각}}$ 에서 $360 - \Phi_{T\text{최종각}}$ 으로 설정된다. Φ_T 가 90도를 초과하면 $90 - (\Phi_T - 90)$ 로 나타나며(Fig. 4b), 지지체는 구간 각인 $\Phi_{T\text{초기각}}$ 에서 $\Phi_{T\text{최종각}}$ 까지 회전운동조사를 시행한다.

Fig. 5는 우측측두엽에 AVM을 multi-arc와 trans-multi-arc를 병행하여 회전조사한 입체선량계획을 보여준다.

동일한 종양에 대해 couch 각을 30도, 60도 120도, 150도로 두고 Gantry 각도 30-150도를 원호조사한 경우 multi-arc 법에서는 선량분포가 두개부의 전후로 길어지며, 횡다중-원호조사에서는 전후좌우

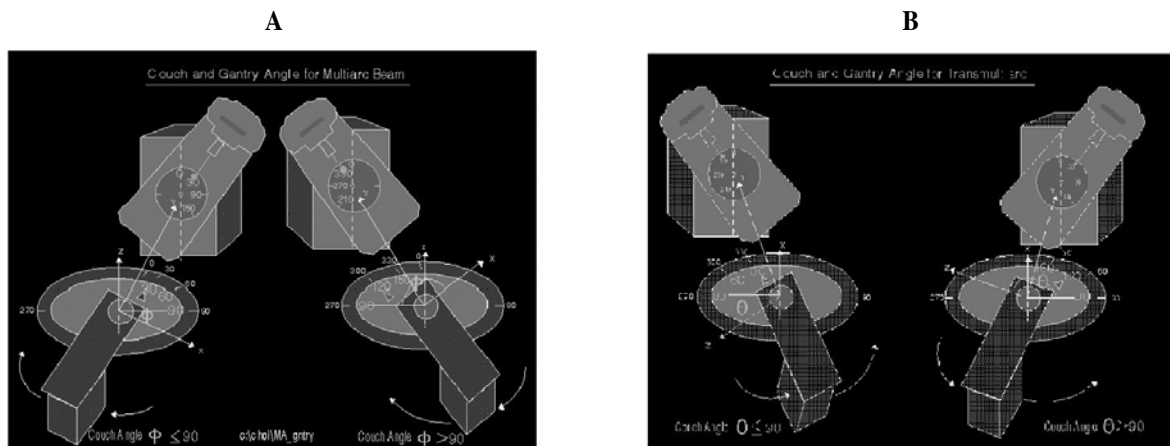


Fig. 4. A: Schematic angular mode represents the couch and gantry angle for multi-arc beam. B: Schematic angular mode represents the couch and gantry angle for trans-multi-arc beam.

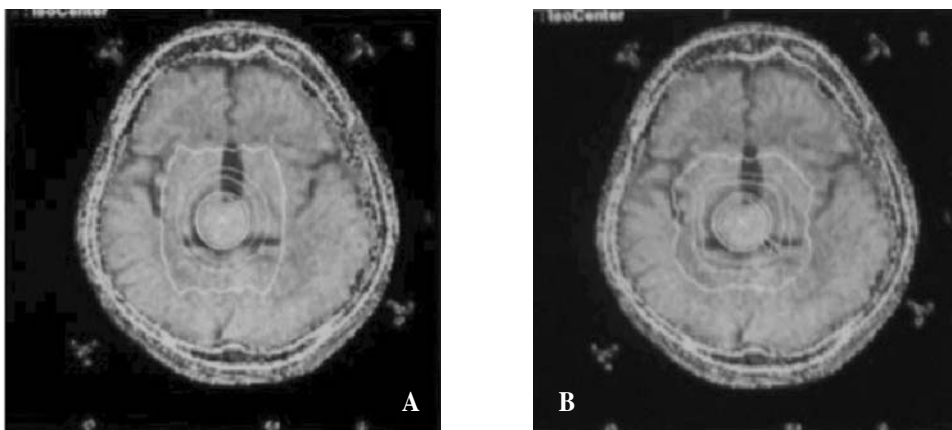


Fig. 5. Typical isodose distributions of multi-arc beams (A) and combined trans-multi-arc beams (B).

로 균등하게 분포되어 있는 것을 알 수 있다.

Fig. 1과 같이 회전중심(isocenter)에서 선원(source)까지 거리(source-isocenter distance; 100 cm)를 두고 multi-arc를 시행하는 경우 조직내 격자행렬에 도달할 선량은 입사각과 단면 절편각이 결정되면 식(3)에 따라 선원의 위치가 결정된다.

횡다중운동조사는 환부를 중심으로 횡다중비공면조사를 시행함으로써 환부와 정상치명장기의 위치를 피하면서 운동조사가 용이한 점이 있으나, 횡다중 비공면조사의 방사선의 입사각과 치료대 회전각을 종방향 비공면회전각으로 변환이 필요하다. 횡다중-원호조사 각을 다중-원호조사 각으로 변환한 결과는 Table 1과 같다.

표1에는 횡다중비공면조사의 치료대 각(CTA)과 선형가속기 지지체의 각(GTA)이 지정될 때 식(4)와 (5)에 따라 multi-arc 조사의 절편각(CMA)과 gantry각(GMA)으로 변환하였으며, 선원의 위치가 표시되어 있다.

횡다중 원호조사의 각이 주어지면 다중원호의 각으로 환산하여 각 matrix의 회전을 시행하지 않고 각 행렬(matrix)에 도달되는 방사선 선량을 평가할 수 있다.

횡다중원호조사에서 사용할 지지체의 각도 θ_T 와 Φ_T 로부터 다중조사의 지지체각도 θ_M 을 구하고, Φ_M 을 결정할 때 경계조건은 지지체의 각이 0, 180도 일 때이며, 0도에서는 X축에서 조사되며, 180도에서

Table 1. Couch and gantry angles of multi-arc were converted from trans-multi-arc beam angles

Trans-multi-arc		Multi-arc		Source position		
CTA	GTA	CMA	GMA	Sx	Sy	Sz
15	0.0	0	90.0	1000.0	0	0
	45.0	14.5	46.9	707.1	183.0	683.0
	90.0	90.0	15.0	0	258.8	965.9
	135.0	165.5	46.9	-707.1	183.0	683.0
	180.0	180.0	90.0	-1000.0	0	0
	270.0	270.0	160.0	0	-258.8	-965.9
60	0.0	0.0	90.0	1000.0	0.0	0.0
	45.0	40.9	69.3	707.1	612.4	353.6
	90.0	90.0	60.0	0.0	866.1	500.0
	135.0	139.1	46.9	-707.1	612.4	353.6
	180.0	180.0	90.0	-1000.0	0.0	0.0
	270.0	270.0	120.0	0.0	-866.1	-500.0
135	0.0	0.0	90.0	1000.0	0.0	0.0
	45.0	35.2	120.0	707.1	500.0	-500.0
	90.0	90.0	135.0	0.0	707.1	-707.1
	135.0	144.8	120.0	-707.1	500.0	-500.0
	180.0	180.0	90.0	-1000.0	0.0	0.0
	270.0	270.0	45.0	0.0	-707.1	-707.1

The sx, sy and sz are elements of source position in mm. CTA represents couch angle and GTA for gantry angle in trans-multi-arc. CMA represents couch angle and GMA for gantry angle in multi-arc.

는 원형조사면이 아닌 경우 병소의 윤곽의 좌표가 -X, -Y축으로 좌표부호가 바뀌게 되어 Z축에 관해 180도 회전한 결과가 됨을 알 수 있다.

$$[X', Y', Z'] = [wx, wy, wz] \begin{bmatrix} \cos \Phi & -\sin \Phi & 0 \\ \sin \Phi & \cos \Phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

피부와 병소 중심까지의 깊이는 multi-arc의 couch angle(Φ_M)과 Gantry angle(θ_M)이 주어졌을 때 SSD 100 cm의 방사선 선속이 임의의 주어진 육면체를 통과하는 표면과 교점을 식(3)과 같이 벡터 해석을 통해 구한 결과 Table 2와 같이 얻어졌다.

고 찰

Leksell [1]은 X-선관의 빔을 뇌병변에 집중조사하여 방사선에 의한 병변괴사를 일으켜 수술효과를 얻는 뇌정위수술을 최초로 발표하였으며, 초기에 시도한 뇌정위수술의 방법은 X-선관을 원호궤도상을 이동시켜 방사선 빔이 뇌병변에 집중조사하는 방법으로, 선형가속기의 원호조사와 원리가 동일하나, 사용된 에너지가 수백 keV에 불과하고 입체적으로 선량평가가 이루어지지 않아 원호조사에 의한 뇌정위수술은 계속되지 못하였다. 이 후 Leksell은 1967년에 감마선의 평균에너지가 1.25 MeV인 코발트-60 선원을 구형납속에 197개를 장착하여 콜리메이터를 통해 나온 감마선의 빔이 뇌병변에 집중조사되는 감마나이프를 개발하여 신경외과에 소개

Table 2. Cross-points on a given cubic surface as a function of couch and gantry angles

Angle		Source position			Cross-point on a given cubic surface		
Couch	GMA	Sx	Sy	Sz	Cx	Cy	Cz
0	0	0.0	0.0	1000.0	0.0	0.0	25.0
	45	707.1	0.0	707.1	25.0	0.0	25.0
	60	866.0	0.0	500.0	25.0	0.0	14.4
	90	1000.0	0.0	0.0	25.0	0.0	0.0
	135	707.1	0.0	-707.1	25.0	0.0	-25.0
45	45	500.0	500.0	707.1	17.7	17.7	25.0
	90	707.1	707.1	0.0	25.0	25.0	0.0
	135	500.0	500.0	-707.1	17.7	17.7	-25.0
90	45	0.0	707.1	707.1	0.0	25.0	25.0
	90	0.0	1000.0	0.0	0.0	25.0	0.0
	135	0.0	707.1	-707.1	0.0	25.0	-25.0
135	45	-500.0	500.0	707.1	-17.7	17.7	25.0
	90	-707.1	707.1	0.0	-25.0	25.0	0.0
	135	-500.0	500.0	-707.1	-17.7	17.7	-25.0
180	90	-1000.0	0.0	0.0	-25.0	0.0	0.0
	180	0.0	0.0	-1000.0	0.0	0.0	-25.0

The source position is also determined by equations in text as a couch and gantry angles.

되어 뇌정위방사선수술이 활발하게 되었다.

감마나이프의 병변선량분포는 2차 콜리메이터 역할을 하는 텅스텐합금체로 된 헬멧에 설치된 원형 콜리메이터의 크기에 의해 결정되며, 주로 4 mm, 8 mm, 14 mm, 18 mm의 조합에 의해 이루어지고 있다.

Wilson[11]은 높은 에너지의 하전입자빔이 체조직에 입사될 때 입사부위에는 낮은 선량이 도달되고 입자비정이 끝나는 지점에서 높은 전리도를 나타내는 양성자의 Straggling 효과를 이용하여 뇌정위수술법을 발표(1946)하여 현재까지 고에너지 입자가속기가 있는 연구소를 중심으로 임상에 활발하게 적용하고 있다.

Hartmann 등[2]과 Podgorsak[5]는 방사선에너지가 높은 X-선을 방출하는 선형가속기를 이용해서 비공면 회전조사를 시행하여 입체선량계산과 컴퓨터단층영상을 이용한 선량계획이 지원된 뇌정위

방사선수술법을 발표함으로써 선형가속기에 의한 뇌정위수술의 우수성을 알렸다.

최근에는 많은 학자들에 의해 입체적인 선량계산결과와 풍부한 치료선량계획전산화 기법을 활용하여 선량곡선으로 표현하여 임상에서 감마나이프와 동일한 방사선 수술 효과를 얻고 있음이 많이 발표되고 있다[8-14].

선형가속기의 높은 X-선 에너지(6-10 MV)의 방사선은 코발트-60 감마선원에 비해 선원 초점이 3 mm로 매우 적고, 반음영이 적으며, 방사선학적으로 측방 산란(lateral scattering)이 적은 점이 있어 선량집중이 비교적 용이하다. 선형가속기에 의한 뇌정위수술법이 방사선종류에 따라 선량분포가 각기 다른 모양을 이루고 있어 각각의 장단점을 갖고 임상에 사용되고 있다.

본 연구진에 의해 개발된 포톤나이프는 선형가속

기의 6 MV X-선과 4-40 mm까지 14개의 콜리메이터를 병변의 크기에 따라 적용할 수 있도록 개발되었으며, 특히 횡다중입체원호조사의 시행으로 뇌병변주위의 정상치명장기의 손상을 피하면서 수술효과를 얻을 수 있는 장점이 있는 것[14]으로 알려져 있으며, 비공면조사는 치료대를 일정 각도에 고정하고 선원을 이동하면서 원호조사를 시행하는 경우의 선원지지체의 각을 결정하여 입체적 중앙입체형으로 조사하는 경우 병소 모양과 일치하는 방사선수술을 시행할 수 있을 것으로 생각된다.

요 약

선형가속기의 비공면조사는 높은 선량을 병소에 집중조사할 수 있으나, 지지체의 운동궤도가 지정되어 있어 종적궤도를 이루며 조사가 되어지므로 중앙모양에 접근하는 선량분포를 얻는데 제한이 많아 중앙모양과 주위 치명장기의 위치에 영향을 적게 받는 횡다중입체원호조사법을 개발하고 선량변수 중 중요한 입사각을 결정하였다.

뇌정위입사각은 선형가속기 헤드의 입사각과 치료대의 회전각으로 구성되며, 횡다중원호조사는 환자체위를 90도 회전하여 회전변수를 추가하였다.

횡다중원호조사는 환자의 우와위 상태에서 환자얼굴의 좌측얼굴방향이 항상 0도가 되도록 지정하고, 방사선수술계획에 활용되는 지지체의 각도와 치료대의 각도는 환자체위 회전 이전의 좌표계로 해석하여 다중입체원호조사의 선량행렬과 결합시킬 수 있도록 입사각환산법을 제시 검증하였으며, 입사각에 따른 피부표면과 깊이결정과 선속과 선량행렬의 위치를 나타냄으로 향후 입체기하학적 선량분포해석에 유용하게 이용하도록 하였다.

참 고 문 헌

1. Leksell L. The stereotac method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;**102**:316-9.

2. Hartmann GH, Schlegel W, Sturm V, Kober B, Pastyr O, Lorenz WJ. *et al.* Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985;**11**:1185-92.
3. Lutz W, Winston KR, Maleki PV. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;**14**:373-81.
4. Johns HE. *The Physics of Radiology*. Springfield: Charles C Thomas;1983, p.3-36.
5. Podgorsak EB. Dynamic stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;**14**:1115-26.
6. Choi TJ, Kim OB. Dose characteristics of stereotactic radiosurgery in high energy linear accelerator photon beam. *J Korean Soc Ther* 1992;**2**:137-45.
7. Pike B, Podgorsak EB, Peters TM, Pla C, *et al.* Dose distributions in dynamic stereotactic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;**13**:780-9.
8. 최태진, 김진희, 김옥배. 입체적횡다중회전조사를 병합한 방사선수술의 새로운 접근: 포톤 나이프. *J Korean Soc Ther* 1996;**2**:149-58.
9. 심재홍. 원리를 중심으로 한 컴퓨터 그래픽스. 이한출판사;1996, p.219-45.
10. 신영수, 김현석. 3차원 그래픽. 가남사;1991, p.3-218.
11. Wilson RR. Radiological use of fast protons. *Radiology* 1946;**47**:487-91.
12. 이성열, 손은익 외. 선형가속기 방사선수술을 이용한 뇌동정맥기형의 치료. *대한신경외과학회지* 2000;**29**(8):1030-5.
13. 김진희, 최태진. 선형가속기를 이용한 Photon Knife 방사선수술에 의한 뇌동정맥기형의 치료. *대한방사선종양학회지* 2003;**21**(1):1-9.
14. 최태진, 김진희, 김옥배. Photon Knife 시스템에 근거한 뇌정위 방사선수술에서 표적위치 확인. *의학물리* 2003;**14**(2):99-107.