

방사선 진행방향을 이용한 원격치료장치의 기계적 정확성 평가 방법*

강 위 생

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

초 록

목적 : 별모양무늬를 이용하여 원격 방사선치료기의 회전축의 정확성을 평가할 때 방사선의 진행방향을 고려해야 하는 이론적 근거와 방법을 개발하고, 방사선의 진행방향이 기록되지 않는 경우 길이 방향의 비대칭 조사면을 이용하여 흉내내는 방법을 개발하는 것이다.

방법 : 갠트리 회전축의 기계적 정확성을 평가하기 위해 방사선의 진행방향을 고려하였다. 좁은 조사면에 의해 별모양무늬를 만들어 회전축이라고 어렵되는 교점에서 10cm 떨어진 위치의 측방선량분포를 필름농도계로 측정하여 선축의 좌표를 구하고 하나의 선축에 있는 한 쌍의 좌표를 이용하여 선축의 식을 구한다. 선축과 일치하는 방사선 진행방향의 단위 벡터 \vec{A} 를 구하고 가정된 회전축의 좌표에서 각 선축으로 향하는 벡터 \vec{d}_{0ax} 와 \vec{A} 의 벡터곱 $\vec{d}_{0ax} \times \vec{A}$ 을 구하여 평균을 취하고 평균에 대한 벡터곱의 최소자승법을 적용하여 회전축의 좌표를 구한다. 그 때 벡터곱의 최대치의 절대값이 구하는 회전축의 정확도이다. 방사선의 진행방향을 고려할 수 없는 콜리메이터와 치료대에 대해서는 진행방향에 대응하는 것으로 긴 방향이 비대칭인 조사면을 이용하였다.

결과 : 동일한 별모양 무늬에 대해 방사선의 진행방향을 고려할 때 회전축의 기계적 정확성이 진행방향을 무시할 때와 다르게 평가되었다.

결론 : 별모양 무늬를 이용하여 원격치료기의 기계적 정확성을 평가할 때는 방사선의 진행방향을 고려하거나 흉내내어 정량적으로 평가해야 한다.

서 론

선형가속기에 의한 뇌정위적 방사선수술¹⁻³⁾과 3차원동형방사선치료⁴⁻⁷⁾(3 dimensional conformal radiation therapy)가 방사선치료의 새로운 방식으로 등장하면서 선형가속기의 기계적 정확성의 측정과 평가가 중요한 관심사로 대두되고 있다. 앞에 제시된 치료방법이 등장하기 전에도 선형가속기나 코발트치료기와 같은 원격치료기로 이미 SAD법 치료나 회전치료를 실행하여 왔기 때문에 원격치료기의 기계적 정확성이 중요한 관리대상이었지만 새로운 치료법이 등장한 뒤로는 더 높은 기계적 정확성이 요구되고 있다.⁸⁾

선형가속기의 기계적 정확성을 평가할 때 일반적으로 정성적인 방법⁹⁾에 의존하고 있다. 필름에 별모양 무늬를 만들어 목측으로 선축을 찾아 자를 대고 연필로 그어, 선축에 의한

Key work : 방사선치료기, 회전축교점, 성능관리, 방사선진행방향

*이 연구는 1988년도 서울대학교병원 지정진료연구비의 지원에 의하여 수행된 것임.

교점들의 분포를 육안으로 보고 정확성을 대략 평가하는 방식이다. 방사선의 진행방향은 고려되지 않는다. 평가방법이 정성적이기 때문에 평가자에 따라 그 결과가 다를 수 있으며, 평가가 정확하게 되었는지 판단할 수 있는 객관적인 기준이 없다.

정성적인 평가에 의해 기계적 정확성을 실제보다 좋게 평가하게 되는 경우에는 치료기를 설치할 때는 주문한 규격에 충족되지 않는 기계를 인수할 수도 있고, 방사선치료에서는 엄격한 정확성이 요구되는 대상에 적용할 때 예상하지 않는 부작용이 초래될 수도 있다. 반대의 경우에는 기계적 정확성을 높힌다며 필요하지 않은 수리를 할 수도 있고, 수리가 오히려 더 나쁜 결과를 초래할 수도 있다. 따라서 선형가속기의 기계적 정확성은 정량적으로 평가되어야 한다.

선형가속기의 gantry 회전축의 정확성을 평가할 때 방사선의 진행방향이 고려되어야 한다. 방사선의 진행방향과 선축에 대한 회전축의 위치가 벡터량이기 때문이다. 이 논문에서 방사선의 진행방향을 고려하여 선형가속기의 gantry 회전축의 기계적 정확성을 평가하는 이론적 방법을 제시하고자 한다. gantry 경우와는 달리 방사선의 진행방향이 있을 수 없는 콜리메이터나 치료대에 대해서는 그 대안을 제시하고자 한다. 또 선형가속기의 기계적 정확성을 정량적으로 평가하는 방법을 제시하고 그 결과를 고찰하고자 한다.

이 론

갠트리 회전축의 정확성을 평가하는 일반적인 방법은 필름 면이 선축과 평행하도록 필름을 세우고 여러 방향에서 좁은 조사면의 방사선을 필름에 조사한다. 현상된 필름에서 필름의 농도와 조사면 너비의 변화가 분명하게 확인되기 때문에 방사선의 진행방향은 쉽게 식별된다(Fig. 1).

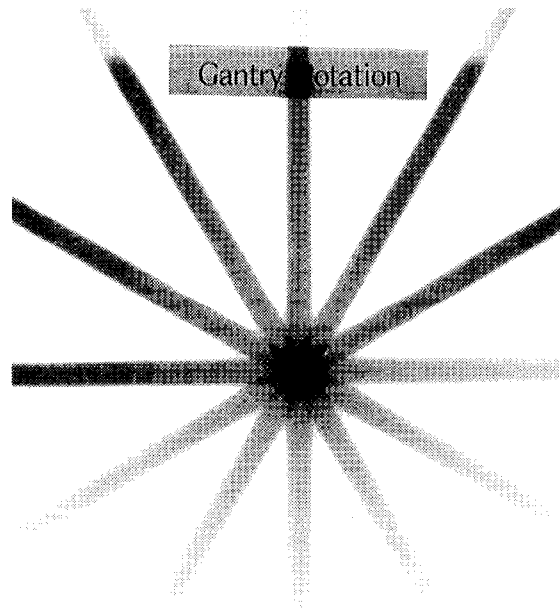


Fig. 1. Star pattern of gantry rotation. Decreasing density and increasing field width indicate beam direction.

반면에 상하 각 콜리메이터 쌍의 회전축의 정확성을 평가하고자 할 때는 필름을 선축에 직각이 되도록 두고 좁은 조사면의 방사선을 여러 개의 콜리메이터 각에서 필름에 조사한다. 치료대의 회전축에 대해서는 콜리메이터 각 대신에 치료대 각을 바꾸는 것을 제외하고는 콜리메이터 쌍의 회전축 정확성 평가와 같은 방법이 적용된다. 조사면의 긴 방향이 대칭이면 현상된 필름에서 조사면의 방향성 구별은 사실상 불가능할 것이다.

조사면의 방향성을 알 수 없을 때 회전축의 정확성 식별에는 어려움이 따를 수 있다. Fig. 2는 그 이유를 설명하기 위한 한 예이며, 방사선의 진행방향이 표시된 선축을 보여주고 있다. 그 그림의 (a)와 (b)에서 수평방향의 진행방향이 서로 반대인 것을 빼고는 같다. Fig. 2(a)에서 isocenter는 세 선축에 의해 형성되는 삼각형의 내심에 있겠지만 Fig. 2(b)에서 isocenter는 각 선축의 진행방향의 왼쪽에 있는 외접원의 중심에 있다. 선축이 회전축에서 벗어난 거리는 Fig. 2(a)에 대해서는 내접원의 반지름, Fig. 2(b)에 대해서는 외접원의 반지름이 될 것이다. 방사선의 진행방향을 고려하는 경우에는 이와 같이 선축이탈거리가 같지 않음이 분명함에도 불구하고 의례히 선축이탈거리로 삼각형 내접원의 반지름을 고려하게 될 것이다.

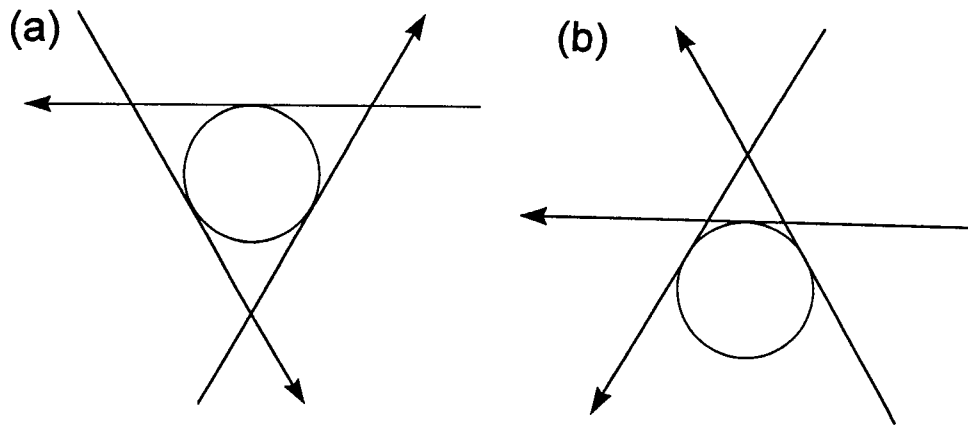


Fig. 2. Beam direction and position of isocenter. The isocenter is measured to be in a triangle formed by three beam axes when the direction of radiation beam is ignored, but when beam direction is considered, the isocenter could be measured to be out of the triangle.

Fig. 3에 보이는 바와 같이 방사선 선축에 있는 두 점을 $P_1(x_1, y_1)$, $P_2(x_2, y_2)$ 라고 할 때 선축에 일치하는 직선의 식은 아래와 같다.

$$y = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} (x - x_1) + y_1 \quad (1)$$

x방향과 y방향의 단위벡터를 각각 \vec{i} , \vec{j} 라 하고, 방사선이 점 P_1 에서 점 P_2 로 진행하고 진행방향의 단위 벡터를 \vec{A} 라고 하면 \vec{A} 는

$$\vec{A} = \frac{(x_2 - x_1)\vec{i} + (y_2 - y_1)\vec{j}}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \quad (2)$$

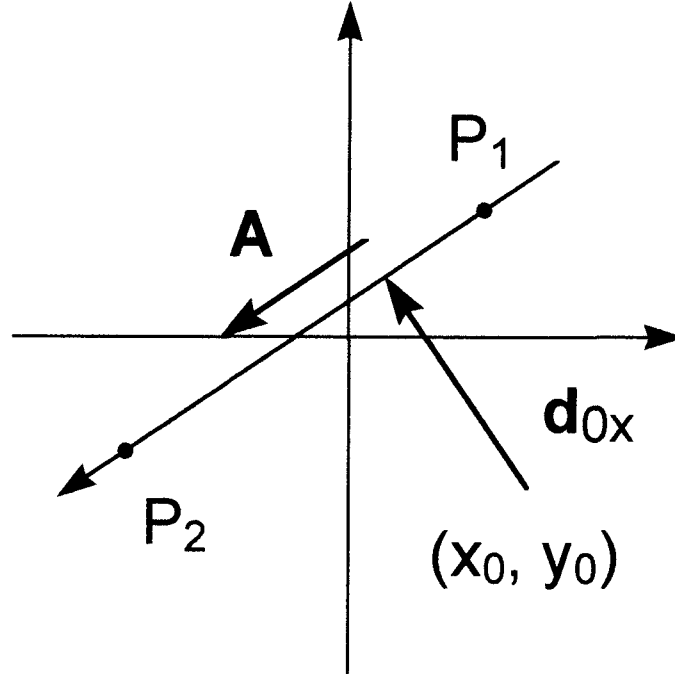


Fig. 3. Vector relation between beam direction and isocenter. P_1 and P_2 are points on beam axis. Beam goes from P_1 toward P_2 . Vector \hat{A} is an unit vector parallel to beam direction. Point (x_0, y_0) is the coordinate of rotational axis. \vec{d}_{0ax} is an arbitrary vector from (x_0, y_0) to the beam axis.

와 같이 표현된다. 회전축의 좌표를 (x_0, y_0) 라 하고 점 (x_0, y_0) 에서 선축에 있는 임의의 점 (x, y) 까지의 벡터를 \vec{d}_{0ax} 라고 하면 \vec{d}_{0ax} 는 아래와 같다.

$$\vec{d}_{0ax} = (x - x_0)\vec{i} + (y - y_0)\vec{j} \quad (3)$$

벡터 \vec{d}_{0ax} 와 방사선 진행방향의 단위 벡터 \hat{A} 의 벡터곱은 두 벡터에 의해 형성되는 나란히꼴의 면벡터이다. 그 면벡터를 \vec{C} 라 하고 식(1), (2), (3)을 이용하면 \vec{C} 는

$$\begin{aligned} \vec{C} &= \vec{d}_{0ax} \times \hat{A} \\ &= \frac{-(y_2 - y_1)x_0 + (x_2 - x_1)y_0 + x_1y_2 - x_2y_1}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \vec{k} \end{aligned} \quad (4)$$

와 같이 표현되며 벡터 \vec{C} 의 절댓값은 선축상 점에 관계없이 점 (x_0, y_0) 에서 선축까지의 거리와 같다. x_0 과 y_0 의 계수를 각각 a 와 b 라하고 나머지 항을 c 라하면 \vec{C} 는

$$\vec{C} = (a x_0 + b y_0 + c) \vec{k} \quad (5)$$

와 같이 간략하게 표시될 수 있다. 여기서

$$a \equiv -\frac{y_2 - y_1}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \quad (6)$$

$$b \equiv \frac{x_2 - x_1}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \quad (7)$$

$$c \equiv \frac{x_1 y_2 - x_2 y_1}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}} \quad (8)$$

와 같이 표현된다.

방사선을 여러 방향으로 필름에 조사하였을 때, i 번째 선축이 점 (x_i, y_i) 에서 점 (x_0, y_0) 로 향한다고 하자. 이때 회전축의 좌표를 (x_0, y_0) 이라고 가정하면 i 번째 선축과 그 축으로 향하는 벡터에 의해 형성되는 면벡터 \vec{r}_i 는

$$\vec{r}_i = (a_i x_0 + b_i y_0 + c_i) \vec{k} \quad (9)$$

와 같이 쓸 수 있으며 a_i, b_i, c_i 는 아래와 같다.

$$a_i \equiv -\frac{y_{i2} - y_{i1}}{\sqrt{(x_{i2} - x_{i1})^2 + (y_{i2} - y_{i1})^2}} \quad (10)$$

$$b_i \equiv \frac{x_{i2} - x_{i1}}{\sqrt{(x_{i2} - x_{i1})^2 + (y_{i2} - y_{i1})^2}} \quad (11)$$

$$c_i \equiv \frac{x_{i1} y_{i2} - x_{i2} y_{i1}}{\sqrt{(x_{i2} - x_{i1})^2 + (y_{i2} - y_{i1})^2}} \quad (12)$$

각 면벡터에서 면벡터의 평균을 뺀 값의 제곱의 합을 σ^2 이라고 하고 선축의 수가 n 이라고 하면 σ^2 은 아래와 같이 표현될 수 있다.

$$\sigma^2 = \sum_i \left\{ a_i x_0 + b_i y_0 + c_i - \frac{1}{n} \sum_j (a_j x_0 + b_j y_0 + c_j) \right\}^2 \quad (13)$$

σ^2 이 최소일 때 x_0 과 y_0 이 회전축의 좌표가 될 것이다. σ^2 이 최소가 되기 위해서는 x_0 과 y_0 이 미분조건

$$\partial \sigma^2 / \partial x_0 = 0 \text{ 과 } \partial \sigma^2 / \partial y_0 = 0 \quad (14)$$

을 동시에 만족해야 한다. 선축의 수 n 이 "1"일 때는 회전축이 고려되지 않았으므로 의미가 없고 선축의 수 n 이 "2"일 때는 아래와 같은 직선식을 얻게 된다.

$$(a_1 - a_2)x_0 + (b_1 - b_2)y_0 + c_1 - c_2 = 0 \quad (15)$$

이 직선에 있는 임의의 점도 미분조건을 만족시킬 수 있으므로 회전축좌표 (x_0, y_0) 을

정할 수 없다. 따라서 $n \geq 3$ 인 경우에 대해서만 식(13)으로부터 미분조건을 만족하는 x_0 과 y_0 을 구할 수 있으며 아래와 같다.

$$x_0 = \frac{\begin{vmatrix} -\sum_i a_i c_i + \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j c_j & \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j \\ -\sum_i b_i c_i + \frac{1}{n} \sum_i b_i \sum_j c_j & \sum_i b_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i b_i)^2 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \sum_i a_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i a_i)^2 & \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j \\ \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j & \sum_i b_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i b_i)^2 \end{vmatrix}} \quad (16)$$

$$y_0 = \frac{\begin{vmatrix} \sum_i a_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i a_i)^2 & -\sum_i a_i c_i + \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j c_j \\ \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j & -\sum_i b_i c_i + \frac{1}{n} \sum_i b_i \sum_j c_j \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \sum_i a_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i a_i)^2 & \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j \\ \sum_i a_i b_i - \frac{1}{n} \sum_i a_i \sum_j b_j & \sum_i b_i^2 - \frac{1}{n} (\sum_i b_i)^2 \end{vmatrix}} \quad (17)$$

면벡터 \vec{r}_i 의 절댓값 r_i 가 회전축에서 선축까지의 거리이므로 식(16)과 식(17)에서 얻어진 회전축 좌표 (x_0, y_0)를 식(9)에 적용하여 r_i 를 구할 수 있다.

$$r_i = |a_i x_0 + b_i y_0 + c_i| \quad (18)$$

r_i 의 최대값이 선축에서 가장 멀리 이탈된 선축까지의 거리를 의미하고 있으며, 선축의 수가 충분하다면 그 최대값이 회전축의 정확성을 나타낸다고 할 수 있을 것이다.

방 법

선형가속기의 gantry 회전축의 정확성을 평가할 때 방사선의 진행방향을 고려하는 것은 어렵지 않다. 선량측정용 필름에 별모양 무늬를 만들 때 방사선의 진행방향에 따라 필름 농도가 감소되고 조사면의 폭이 넓어지므로 방사선의 진행방향을 쉽게 확인할 수 있다.

별모양 무늬를 이용하여 갠트리 회전축의 정확성을 평가하고자 할 때 여섯 방향의 갠트리 각에서 방사선을 조사하여 별모양 무늬를 만들 수 있다. 선축 사이의 각은 30°로 하고 갠트리의 회전각이 270°를 넘게 하고 반대 방향의 조사를 피하는 것이 바람직하다. 예를 든다면 0°, 60°, 120°, 150°, 210°, 270°의 갠트리 각에 대하여 조사한다.

선축을 정하기 위하여 필름 농도계(Macbeth TD504, USA)를 이용하여 측방선량분포를 측정하였다. 선축상의 좌표를 정하기 위해서는 필름의 기준좌표가 필요하다. 측방선량분포를 측정할 때 기준점에 대한 측정점의 좌표를 알고 필름을 직선상에서 이동시키기 위하여 농도계에 고정된 좌표와 필름에 고정된 직선이 필요하다. 농도계에는 mm 눈금의 방안지를 붙였다. 방안지의 십자선의 교점을 빔방출구의 중심과 일치시켰다.

필름의 좌표 원점으로부터 일정한 거리의 측방선량분포를 측정하였다. 측정된 측방선량분포를 이용하여 선축의 좌표를 구한다. 이 때 선축을 따라 원점에서 멀어지는 방향을

+x'축으로 가정한다. 원점에서 거리를 x', 축방선량분포곡선의 중심의 좌표를 y'라 한다. x'축이 오른 쪽으로 향하게 할 때 축방선량분포곡선의 중심이 x'축의 위에 있으면 y'의 부호는 "+"로, 반대이면 y'의 부호는 "-"로 한다.

원점이 일치하고 필름에 고정된 좌표계의 x축에 대하여 x'축이 반시계방향으로 각도 θ 만큼 돌아가 있다면 좌표 (x', y')를 아래 식에 의하여 xy좌표계에 대한 좌표 (x, y)로 변환할 수 있다.

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} x' \cos \theta - y' \sin \theta \\ x' \sin \theta + y' \cos \theta \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (19)$$

하나의 선축에 대하여 두 개의 좌표가 얻어진다. i번째 선축에 대하여 선원 쪽의 좌표를 (x_{in}, y_{in}) , 반대 방향의 좌표를 (x_{out}, y_{out}) 라 한다.

그러나 별모양 무늬를 이용하여 콜리메이터와 치료대의 회전축의 정확성을 평가하고자 할 때 필름에 별모양 무늬를 만들 수는 있지만 방사선의 진행방향을 이용할 수는 없다. 필름면이 방사선의 선축에 직각으로 놓이기 때문이다. 그럴지라도 조사면의 방향을 확인할 수 있게 필름에 표시할 수 있으면 방사선의 진행방향으로 대응할 수 있을 것이다. 비대칭 조사면을 만드는 것이 가장 쉬운 방법이다. 조사면 길이 방향의 콜리메이터가 비대칭적으로 움직이는 것이면 그 방향의 조사면을 비대칭으로 열면 된다. 콜리메이터가 대칭적으로 움직이는 것이면 조사면의 길이 방향의 한 끝에 납이나 세로벤드로 차폐하여 비대칭 조사면을 만들 수도 있고(Fig. 4), 쉘기각 30° 이상의 쉘기조사면을 이용할 수도 있다. 콜

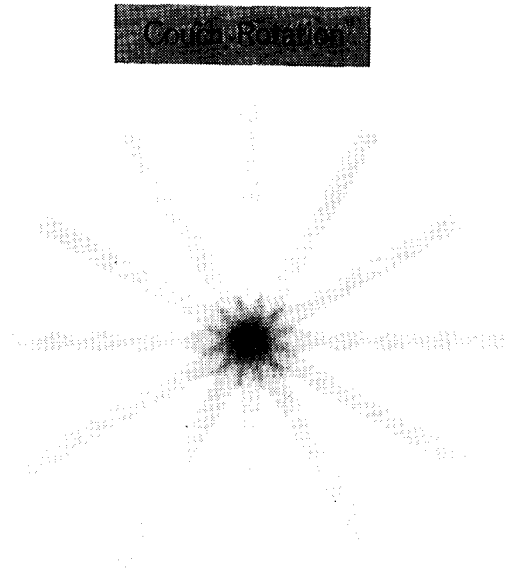


Fig. 4. Star pattern by fields asymmetric in length direction of long-narrow field. This kind of star pattern can be used to evaluate the mechanical accuracy of collimator jaws and couch.

리미터와 치료대의 회전범위는 180°보다 크지만 360°에 훨씬 미치지 못하므로 30°간격으로 여섯 개의 콜리메이터 또는 치료대 각에서 필름에 조사하여 별모양 무늬를 얻을 수 있다.

고 찰

선형가속기의 갠트리 각 0°, 60°, 120°, 150°, 210°, 270°에서 방사선을 필름에 조사하여 별모양 무늬를 얻었다. Fig. 5(a)는 그 별모양 무늬의 선축과 방사선의 진행방향을 표시한 것으로서 선축의 교차상황을 쉽게 알아볼 수 있게 확대한 것이다. 별모양 무늬의 교점에서 10.0cm 위치에서 측방선량분포를 측정하여 선축의 좌표를 구하였더니 아래와 같았다. 여기서는 원점에서 선축을 x' 축으로 하고 선축을 따라 멀어지는 방향을 +축으로 취급하였다. 여기서 단위는 "cm"이다.

$$\begin{aligned}
 0^\circ &: (x'_{11}, y'_{11}) = (10.0, -0.1), (x'_{12}, y'_{12}) = (10.0, 0.1), \\
 60^\circ &: (x'_{21}, y'_{21}) = (10.0, 0.2), (x'_{22}, y'_{22}) = (10.0, -0.2), \\
 120^\circ &: (x'_{31}, y'_{31}) = (10.0, 0.0), (x'_{32}, y'_{32}) = (10.0, 0.1), \\
 150^\circ &: (x'_{41}, y'_{41}) = (10.0, 0.0), (x'_{42}, y'_{42}) = (10.0, 0.3), \\
 210^\circ &: (x'_{51}, y'_{51}) = (10.0, 0.1), (x'_{52}, y'_{52}) = (10.0, -0.2), \\
 270^\circ &: (x'_{61}, y'_{61}) = (10.0, 0.1), (x'_{62}, y'_{62}) = (10.0, 0.1),
 \end{aligned}$$

여기서 첫 번째 무릎글자 "i"는 방사선의 i 번째 선축을 나타내며, 두 번째 무릎글자 "1"과 "2"는 각각 방사선의 입사점 방향과 진행방향을 의미한다.

각 좌표 (x', y') 에 대응하는 필름 고정 좌표계의 (x, y) 를 식 (19)를 이용하여 구한다. 여기서 "x"와 "y"는 별모양 무늬가 필름에 고정된 좌표계일 뿐이지 치료기와는 무관하다. 여기서 제시된 각도는 x축에 대하여 반시계 방향의 각이다. 방사선이 빠져나가는 방향에

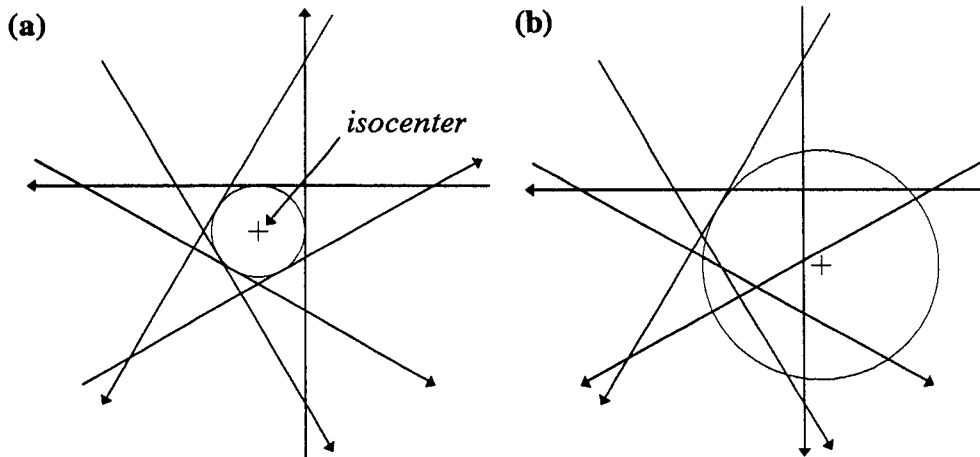


Fig. 5. Star pattern by 6 beam axes. Two of them in (b) are in the opposite direction comparing to (a). The rotational accuracy of gantry, collimator and couch depends on whether beam directions are considered or not.

해당하는 작은 입사각이 180°이하이면 입사각에 180°를 더하고, 180°가 넘으면 입사각에서 180°를 뺀다. 결과는 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
 0^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{11} \\ y_{11} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 0^\circ & -\sin 0^\circ \\ \sin 0^\circ & \cos 0^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ -0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 10.0 \\ -0.1 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{12} \\ y_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 180^\circ & -\sin 180^\circ \\ \sin 180^\circ & \cos 180^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -10.0 \\ -0.1 \end{pmatrix} \\
 60^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{21} \\ y_{21} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 60^\circ & -\sin 60^\circ \\ \sin 60^\circ & \cos 60^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 4.827 \\ 8.760 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{22} \\ y_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 240^\circ & -\sin 240^\circ \\ \sin 240^\circ & \cos 240^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ -0.2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -5.173 \\ -8.560 \end{pmatrix} \\
 120^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{31} \\ y_{31} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 120^\circ & -\sin 120^\circ \\ \sin 120^\circ & \cos 120^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -5.0 \\ 8.660 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{32} \\ y_{32} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 300^\circ & -\sin 300^\circ \\ \sin 300^\circ & \cos 300^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 5.087 \\ -8.610 \end{pmatrix} \\
 150^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{42} \\ y_{42} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 330^\circ & -\sin 330^\circ \\ \sin 330^\circ & \cos 330^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 8.810 \\ -4.740 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{41} \\ y_{41} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 150^\circ & -\sin 150^\circ \\ \sin 150^\circ & \cos 150^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -8.660 \\ 5.0 \end{pmatrix} \\
 210^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{51} \\ y_{51} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 210^\circ & -\sin 210^\circ \\ \sin 210^\circ & \cos 210^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -8.610 \\ -5.087 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{52} \\ y_{52} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 30^\circ & -\sin 30^\circ \\ \sin 30^\circ & \cos 30^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ -0.2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 8.760 \\ 4.827 \end{pmatrix} \\
 270^\circ; \quad & \begin{pmatrix} x_{61} \\ y_{61} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 270^\circ & -\sin 270^\circ \\ \sin 270^\circ & \cos 270^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.1 \\ -10.0 \end{pmatrix} \\
 & \begin{pmatrix} x_{62} \\ y_{62} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 90^\circ & -\sin 90^\circ \\ \sin 90^\circ & \cos 90^\circ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 10.0 \\ 0.1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.1 \\ 10.0 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

위에 계산된 자료를 식 (10)–(12)에 대입하여 계산하면 계수 (a, b, c)에 대하여 아래와 같은 결과를 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned}
 0^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_1 \\ b_1 \\ c_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.0 \\ -1.0 \\ -0.1 \end{pmatrix} & 60^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_2 \\ b_2 \\ c_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.8635 \\ -0.5035 \\ 0.1496 \end{pmatrix} \\
 120^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_3 \\ b_3 \\ c_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.8635 \\ 0.5043 \\ -0.0500 \end{pmatrix} & 150^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_4 \\ b_4 \\ c_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.4870 \\ 0.8734 \\ -0.1500 \end{pmatrix} \\
 210^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_5 \\ b_5 \\ c_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.4957 \\ 0.8685 \\ 0.1500 \end{pmatrix} & 270^\circ; \quad & \begin{pmatrix} a_6 \\ b_6 \\ c_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1.0000 \\ -0.0100 \\ 0.0 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

회전축의 좌표 (x_0, y_0) 를 식 (16)과 식 (17)을 이용하여 계산하기 위해서는 아래에 있는 여덟 개의 값을 먼저 구하는 것이 편리하다.

$$\sum_i a_i = 0.7183, \quad \sum_i b_i = 0.7328, \quad \sum_i c_i = -0.0004$$

$$\sum_i a_i^2 = 2.9740, \quad \sum_i b_i^2 = 3.0251$$

$$\sum_i a_i b_i = 0.0056, \quad \sum_i a_i c_i = -0.0614, \quad \sum_i b_i c_i = -0.0012$$

이리하여 회전축의 좌표 x_0 과 y_0 은 각각

$$x_0 = 0.021\text{cm}, \quad y_0 = 0.001\text{cm}$$

와 같다. 회전축 좌표 (x_0, y_0) 를 식 (18)에 대입하면 계산된 계수 (a, b, c) 에 대응하는 r_i 는 아래와 같다.

$$r_1=0.10\text{cm}, \quad r_2=0.17\text{cm}, \quad r_3=0.03\text{cm}, \quad r_4=0.14\text{cm}, \quad r_5=0.14\text{cm}, \quad r_6=0.02\text{cm}.$$

위의 여섯 개의 r_i 중 가장 큰 값을 갖는 것이 r_2 이며 그 값이 0.17cm이다. 이리하여 그림 2에 제시된 별모양무늬에 대한 회전축의 정확성 r 은

$$r=0.17\text{cm} \text{라고 할 수 있다.}$$

갠트리각 210°와 270°에 대한 방사선 진행방향을 실제와는 다르게 Fig. 5(b)와 같이 반대방향으로 진행하는 것으로 간주하여 계산하면 회전축의 정확성은

$$r=0.24\text{cm}$$

이며 방사선의 진행방향을 고려하여 얻은 결과와 동일하지 않다. 즉 갠트리나 콜리메이터나 치료대의 회전축의 회전에 대한 정확성을 방사선의 진행방향을 고려하지 않으면 정확성 평가에 오류를 범할 수 있다.

결 론

원격치료용 방사선 치료기의 기계적 정확성을 평가하기 위한 방법으로 별모양 무늬를 이용할 때 방사선의 진행방향을 고려하는 방법을 개발하였으며 방사선의 진행방향을 고려하지 않은 결과와 비교하였다. 콜리메이터와 치료대의 회전축 정확성을 평가할 때 별모양무늬를 이용하고자 할지라도 필름에 방사선의 진행방향이 기록되지 않으므로, 방사선 진행방향을 흉내내기 위해 조사면 길이 방향을 비대칭으로 만드는 방법을 개발하였다. 아래와 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 방사선의 진행방향을 고려할 때와 그렇지 않을 때 치료기의 회전축 정확성이 다르게 평가되므로, 별모양 무늬를 이용하여 선형가속기의 기계적 정확성을 평가할 때는 방사선의 진행방향을 고려하여 정량적으로 평가해야 한다.

2. 별모양무늬를 이용하여 콜리메이터와 치료대의 회전축의 정확성을 평가할 때 비대칭 조사면이 방사선 진행방향을 대신할 수 있었다.

참고문헌

1. F. Colombo, A. Benedetti, F. Possa, et. al. : External stereotactic radiosurgery by linear accelerator : *Neurosurgery*, 16, 154–160(1985)
2. V. Sturm, B. Kober, K.H. Hover, et. al. : Stereotactic percutaneous single dose irradiation of brain metastases with a linear accelerator : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 13, 279–282(1987)
3. W. Lutz, K.R. Winston, N. Maleki : A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 14, 373–381(1988)
4. M. Goitein, M. Abrams : Multi-dimensional treatment planning. I. Delineation of anatomy : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 9, 777–787(1983)
5. M. Goitein, M. Abrams, D. Rowell, et. al. : Multi-dimensional treatment planning. II. Beam's eye view, back projection, projection through CT sections : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 9, 789–797(1983)
6. B.A. Fraass, D.L. McShan : Three-dimensional photon beam treatment planning. in *Radiation Therapy Physics* edited by A.R. Smith : Springer-Verlag, Berlin(1995), pp. 43–93
7. G.J. Kutcher, R. Mohan, S.A. Leibel, et. al. : Computer-controlled 3D conformal radiation therapy. *Quality Assurance in Radiation Therapy Physics* edited by A.R. Smith : Springer-Verlag, Berlin (1995), pp. 175–191
8. R.E. Drzymala : Quality assurance for linac-based stereotactic radiosurgery. in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*. Proceedings of an American College of Medical Physics Symposium : edited by G. Starkshall, J.L. Horton : Medical Physics Publishing, Madison(1991), pp. 121–138
9. F.M. Khan : *The Physics of Radiation Therapy*. 2nd ed. : Williams & Wilkins, Baltimore(1994), pp. 505–542

A Method for Evaluation of Mechanical Accuracy of a Teletherapy Machine Using Beam Directions

Wee Saing Kang, Ph.D.

Dept. of Therapeutic Radiology, College of Medicine, Seoul National University,
Seoul, 110-744 Korea

Abstract

Purpose : The purposes of this paper are to develop a theoretical basis that the beam directions should be considered when the mechanical accuracy of teletherapy machine is evaluated by the star pattern test, to develop methods using asymmetric field in length to simulate beam direction for the case that beam direction does not appear on film.

Method : In evaluating mechanical rotational accuracy of the gantry of teletherapy unit by the star pattern test, the direction of radiation beams was considered. A star pattern using some narrow beams was made. Density profiles at 10cm far from estimated gantry axis on the star pattern were measured using an optical densitometer. On each profile, one coordinate of a beam axis was determined. A pair of coordinates on a beam axis form an equation of the axis. Assume that a unit vector \vec{d}_{0ax} is with same direction as radiation beam and a vector \vec{A} is a vector directing to the beam axis from the estimated gantry axis. Then, a vector product $\vec{d}_{0ax} \times \vec{A}$ is an area vector of which the absolute value is equal to the distance from the estimated gantry axis to the beam axis. The coordinate of gantry axis was obtained by using least-square method for the area vectors relative to the average of whole area vectors. For the axis, the maximum of absolute value of area vectors would be an accuracy of the gantry rotation axis. For the evaluation of mechanical accuracies of collimator and couch axes for which beam direction could not be depicted on a star pattern test film, narrow beams asymmetric in field length was used to simulate beam direction.

Result : For a star test pattern to evaluate the mechanical accuracy of rotational axes of a teletherapy machine, the result considering beam direction was different from that ignoring beam direction. For the evaluation of mechanical accuracies of collimator and couch axes by means of a star pattern test, narrow asymmetric beams could simulate beam direction.

Conclusion : When a star pattern test is used to evaluate the mechanical accuracy of a teletherapy unit, beam direction must be considered or simulated, and quantitatively evaluated.