

Ir-192 방사성소선원에 의한 뇌종양의 치료계획

계명대학교 의과대학 방사선과학교실

최태진 · 박정호 · 김옥배 · 서수지

= Abstract =

Ir-192 Brachytherapy Planning of Brain Tumor

Tae Jin Choi, M.S., Jeong Ho Park, M.D.
Ok Bae Kim, M.D. and Soo Ji Suh, M.D.

*Department of Radiology, College of Medicine,
Keimyung University Dongsan Medical Center*

Although widely used in external beam treatment planning, computed tomography scans are infrequent in intracranial tumors by implanting of Radioactive isotope.

This intracranial brachytherapy has only become possible by using CT scans and stereotactic operation methods.

The coincidence of single source and tumor axes in brachytherapy is very important to determine the therapeutic dosages.

Eventhough using the CT scan, according to spatial location of tumor lying, the section of tumor will be seen enlargement, cause the tumor will be cut off with slight angle to its axes.

Correct analysis of tumor size from source is required for rotated axes in analytical geometry.

Key Words: Brachytherapy, Stereotaxic

서 론

방사선치료에서 종양진단과 치료계획을 위해 이용되는 전산화단층촬영은 종양의 정확한 위치와 크기 및 침윤부위 등 치료에 관한 많은 정보를 제공해 준다.

그러나 Brachytherapy를 위한 직접 이용은 흔하지 않다. Brachytherapy를 위한 CT scan이 이루어지려면 applicator를 삽입하는 환자의 위치와 선원축이 치료모의 촬영조건과 일치되어야 하며, 대개 stereotaxic 기구를 이용한 뇌종양내 applicator 삽입과 이의 CT scan은 병灶의 위치에 따라 일치되지 않는 경우가 많다. 따라서 치료계획에 필요한 선원위치의 선정과 종양의 크기가 정확하게 나타나지 않게 된다.

방사성소선원에 의한 자입조사에는 종양의 위치, 모양, 크기 및 선원위치의 결정이 치유율에 큰 영향을 주게 된다. 특히 방사선에너지가 낮은 Ir-192 방사성소선원의 경우, Co-60 또는 Cs-137 선원에 비해 조직흡수

계수가 크므로, 근접거리의 종양선량은 매우 높아지고, 비교적 떨어져 있는 조직에는 매우 적은 선량이 도달하게 된다. 종양에 충분한 치료선량을 주기 위해서는 선원의 위치와 종양범위를 정확히 파악하므로서 최적 치료시간을 결정할 수 있게 된다¹⁾.

저자들은 간단한 신경외과적 처리와 시술에 의해 뇌정위 수술기구인 Brown-Robert-Well stereotaxic 기구를 이용한 선원 삽입과 전산화단층촬영 및 치료모의 촬영 필름으로 선원의 위치와 종양범위를 결정하고자 하였다.

대상 및 방법

방사성소선원을 체내 삽입한 경우 주위 조직에 도달되는 방사선량은 방사성 물질의 강도 및 방사선 특성에 관한 자료를 입력한 치료계획용 컴퓨터에 선원의 위치를 지정하여 구한 선량분포로 결정될 수 있다.

뇌종양내 선원삽입은 Fig. 1A와 같은 BRW stere-

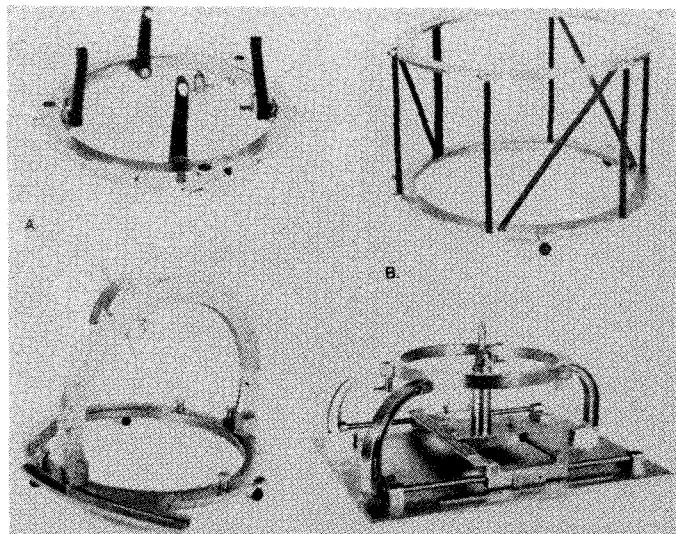


Fig. 1A. The major components of BRW stereotaxic system.
a) Head-ring b) Localizer-ring c) BRW Arc system d) Phantom base



Fig. 1B. CT scan of Brain tumor and stereotactic locator.

otaxic 기구를 사용하여 CT 촬영 하에 applicator를 유도 삽입한다.

Stereotaxic 기구의 구성은 Head Ring, Localizing system, Arc guidance system, phantom simulator로 구성되어 있다. Head Ring은 전 system의 기준이 되며, 환자의 뇌저부에 씌워 고정시킨다. Localizing system을 Head Ring에 설치하여 CT scan을 하면 Fig. 1B와 같은 Localizer의 plastic 막대의 단면이 인

체촬영단면상 주위에 나타나고, 그 점들로부터 arc guidance system 상에서 천자할 입사점과 Target간의 각도와 깊이를 정하고, phantom simulator로 재확인한 다음 Head Ring에 설치된 Localizer와 arc guidance system을 교체하여 정해진 각도와 깊이로 종양에 applicator를 삽입한다²⁾.

뇌종양의 방사성소선원 치료에서 가장 중요한 것은 종양의 중앙 장축 방향으로 applicator를 삽입하는 일이다. 따라서 stereotaxic을 이용한 하나의 단면상으로는 천자할 위치를 결정지을 수 없게 된다. 선원이 종양의 중앙에 놓이도록 하기 위해서는 적어도 3개 이상의 종양 단면으로 가장 적절한 천자할 방위각과 위치를 결정하는 것이 바람직하다.

한편 CT 촬영상은 직교좌표계의 선원 위치를 정확하게 표현시킬 수 없다. 대개 선원의 크기가 유한하며 stereotaxic 기구를 사용한 CT 영상에서도 선원의 Y축(촬영대의 이동축) 위치는 결정되어지지 않는 경우가 많고, 특히 applicator가 휘어질 때는 선원의 양끝이 결정되지 않게 된다. 따라서 simulation 사용에 의한 AP, LAT 촬영이 수행되어야 선원위치가 정확히 표현된다. 그러나 simulation 영상에서는 뇌종양의 윤곽이 잘 드러나지 않으므로, CT상의 종양 윤곽을 simulation 영상에 의해 계산된 선량분포와 비교하여 적절한

동선량공선을 선택할 필요가 있다³⁾. 이것은 simulation에서 나타나는 선원축을 중심으로 한 종양법위를 결정하기 위해서 CT 촬영상의 종양을 선원축에 대한 새로운 좌표 설정으로부터 해석되어야 함을 의미하게 된다.

CT 촬영시 지지체가 임의의 각도(θ)로 기울어져 촬영된 경우, 종양의 크기 또는 윤곽의 한 좌표를 $X_0Y_0Z_0$ 라 하면, 지지체가 0° 일 때의 단면상 크기는 각각 다음의 새로운 좌표 $X'Y'Z'$ 으로 구해진다. 즉 $X'Y'Z'$ 은

$$\begin{aligned} X' &= X_0 \\ Y' &= Y_0 + Z_0 \sin \theta \\ Z' &= Z_0 \cos \theta \end{aligned} \quad -(1)$$

이 된다. 여기서 Y_0 의 좌표는 CT 촬영대의 위치로 부터 얻어진다.

또 CT 촬영상의 종양 중심 또는 선원의 단면상 좌표를 $X_1Y_1Z_1$ 로 하고, 또 다른 CT 영상에서 $X_2Y_2Z_2$ 를 택하면, simulation의 AP, LAT 필름상 선원축과 좌표축이 이를 각을 쉽게 구할 수 있게 된다. Fig. 2와 같이 AP 필름의 XY 평면에서 X축과 이루는 각 θ_{xy} 과 LAT 필름상 Y축과 이루는 각 θ_{yz} 는

$$\theta_{xy} = \cos^{-1} \frac{X_2 - X_1}{\sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2}} \quad -(2)$$

$$\theta_{xy} = \cos^{-1} \frac{Y_2 - Y_1}{\sqrt{(Y_2 - Y_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2}} \quad -(2)$$

이 된다. 또 XZ 면의 X축과 이루는 각도는 θ_{xz} 는 CT 단면상으로부터 직접 측정하여 구한다.

한편 종양의 모양에 따른 장축과 단축이 직교좌표상의 어느 축과도 평행하지 않는 경우가 대다수 일 것이라고 보면, CT 촬영시 지지체의 각도 θ 가 0° 이더라도 Axial tomography 상의 종양은 비스듬히 절편된 영상으로 나타나게 됨을 의미한다. 선량분포의 적절한 해석은 선원축과 종양의 축이 일치한 상태에서 얻어지게 되므로, 종양의 가장자리가 선원에서 떨어진 거리를 정확히 알려면 직교좌표계의 어느 한 축을 선원축과 일치시키는 일이 필요하다⁴⁾.

일반적으로 인체의 장축을 Y축, 전후를 Z축, 좌우를 X축으로 두고, XZ 축의 단면상은 Y축을 선원축과 일치되도록 X축을 중심으로 θ_{yz} 만큼 회전하여 얻는다 (Fig. 2).

회전 후의 좌표 $X'Y'Z'$ 은

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_{yz} & \sin \theta_{yz} \\ 0 & -\sin \theta_{yz} & \cos \theta_{yz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad -(3)$$

으로 얻어진다.

AP 필름상 또는 CT 영상으로부터 XY평면상의 단면상은 종양축이 Y축과 이루는 각도 θ_{yx} 만큼 Z축을 중심으로 회전했을 때 $X''Y''Z''$ 은 다음과 같다

$$\begin{pmatrix} X'' \\ Y'' \\ Z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_{yx} & \sin \theta_{yx} & 0 \\ -\sin \theta_{yx} & \cos \theta_{yx} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} \quad -(4)$$

되며, CT 필름상 종양축과 X축과 이루는 각 θ_{xz} 만큼 Y축을 중심으로 회전하면 최종적인 종양 단면상의 한 점의 좌표를 얻게 된다. 이 때의 좌표를 $X'''Y'''Z'''$ 이라 하면

$$\begin{pmatrix} X''' \\ Y''' \\ Z''' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_{xz} & 0 & \sin \theta_{xz} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_{xz} & 0 & \cos \theta_{xz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} \quad -(5)$$

가 된다. 특히 좌표변환에 있어서 회전방향은 시계반대 방향을 택하였다.

종양의 길이 L은

$$L = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2} \quad -(6)$$

이 되며, 종양의 크기 L에 따라 적합한 선원을 선정하게 된다. 특히 선원의 크기를 진동자로 결정하거나 선

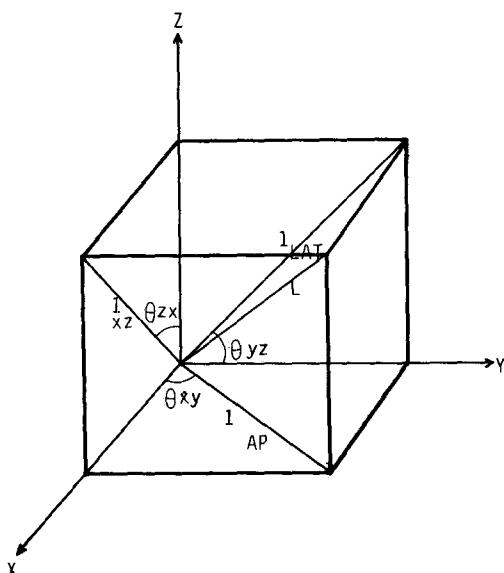


Fig. 2. Spatial coordinate.

원을 임의 간격으로 이동하여 전체 치료범위를 정하는 데 유용하다.

선량분포 계산을 위한 선원의 위치는 AP, LAT 필름의 확대율을 M_{AP} , M_{LAT} 라 하고 선원의 실제 길이를 S 라 하면 각 필름에 나타날 선원의 크기는

$$L_{AP} = S \cdot M_{AP} \cdot (1 + \sin^2 \theta_x \cot^2 \theta_z)^{-\frac{1}{2}}$$

$$L_{LAT} = S \cdot M_{LAT} \cdot (1 + \sin^2 \theta_z \cot^2 \theta_x)^{-\frac{1}{2}}$$

로 나타난다⁵⁾. 여기서 θ_x , θ_z 는 선원의 축이 X축, Z축과 각각 이루는 각도이다.

고 찰

원발성 또는 재발된 뇌종양의 치료에 CT와 함께 뇌정위 수술장치인 BRW stereotaxic을 이용하여 종양에

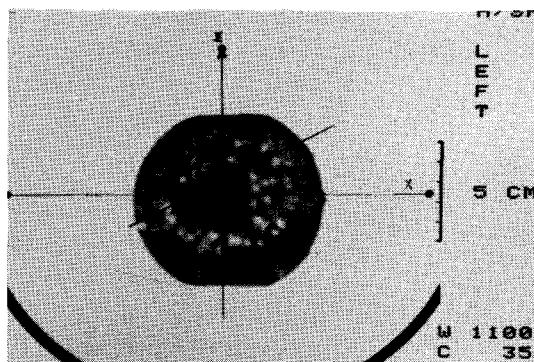


Fig. 3. CT scan of phantom tumor with CT gantry 0° and $\theta_{xz} = 24^\circ$.

방사성물질을 정확하게 유도 자입함으로써 좋은 치료효과를 얻는 시술이 최근 소개되고 있다^{2,5)}.

뇌종양내 방사성선원의 유도 자입은 종양의 위치와 모양에 따라 천자할 위치가 대개 제한을 받게 된다. 이것은 Brachytherapy에서 가장 중요히 여기는 종양의 축방향으로 APPLICATOR를 자입하여 적절한 선량분포를 취할 수 있는 치료계획에 어려움을 주는 요인이다. 실험은 phantom속에 $1.5 \times 2.9 \times 5.0 \text{ cm}^3$ 의 가상 종양에 applicator를 삽입하고, phantom의 어느 축과도 평행하지 않게 고정하여 CT(Fig. 3) 및 simulation AP, LAT 필름을 촬영하였다. Fig. 4의 필름들로 부터 선원축을 중심으로 좌표변환을 통하여 종양의 X축 및 Z축상의 크기를 실물과 비교한 결과는 Table 1에서와 같이, CT상에서 직접 측정된 크기보다 계산한 값들이 더욱 실물에 가깝게 나타났다. 이 때 실측된 각도는 θ_{yx} 가 2° , θ_{yz} 17° 및 θ_{xz} 는 24° 이었다. 이로 보아 phantom Tumor의 기울기가 더욱 커진다면 CT 영상에 의한 종양 평가는 더욱 큰 오차가 있을 것으로 생각된다. 특히 방사선의 에너지가 비교적 낮은 Ir-192 선원의 조직내 선량분포는 Fig. 5에서와 같이 근접거리의 선량은 에너지가 높은 Brachysource의 Co-60 선원에 의한 분포에 비해 상대적으로 높고 정상조직의 선량은 낮을 수 있으므로 수 mm 거리에서도 상당한 요차가 있

Table 1. Diameters of Phantom Tumor Size (Cm)

Actual size	CT measurement	Calculation
$1.5 \times 2.9 \times 5.0$	$1.8 \times 3.3 \times 4.4$	$1.5 \times 3.0 \times 5.0$

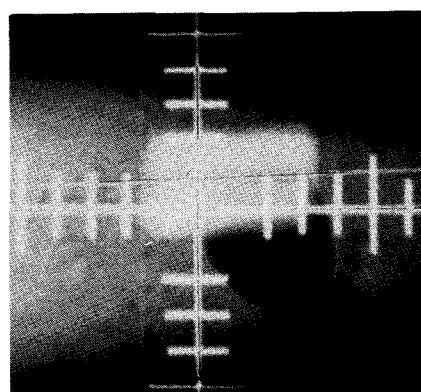


Fig. 4. Simulation of Phantom Tumor.

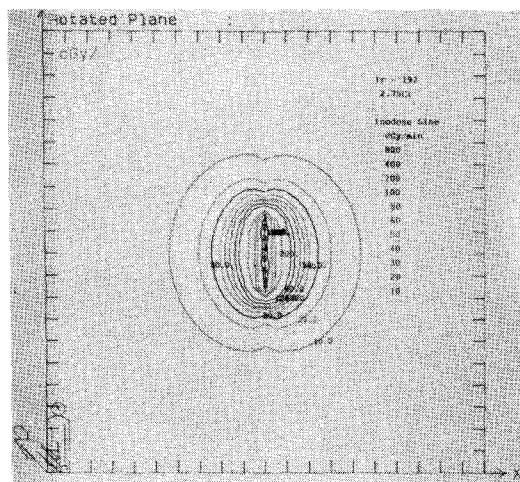


Fig. 5. Isodose Curve of Ir-192 Source with 3.5 cm Oscillation.

을 것으로 예상된다⁶⁾.

결 론

Brachytherapy의 선량계산에서 종양의 크기 결정은 치료 성패율에 큰 영향을 준다⁶⁾. Ir-192 선원을 비교적 뇌종양 중심에 자립하기 위해서는 stereotaxic 기구의 유도하에 이루어지는 것이 지금까지 가장 정확한 방법으로 알려져 있다⁷⁾.

선원 위치 결정은 simulation의 AP, LAT 필름으로 충분하지만 종양 윤곽이 불확실함으로 선량 평가는 신생물이 잘 나타나는 CT 촬영을 통해 그 윤곽을 선량분포와 비교하여 결정한다. 이 때 종양의 위치에 따라 절편된 크기는 항상 실제보다 큰 직경으로 나타남으로 종양축과 계산에 이용된 좌표축과 일치시킨 좌표변환

으로부터 결정되어야 한다. 이것은 낮은 에너지를 이용한 Brachytherapy에서는 더욱 강조 되어야 할 것으로 사료된다.

특히 뇌종양의 Ir-192 brachytherapy에서 종양내 비교적 균등한 선량분포를 구하기 위해서는 단일 선원보다 복수 선원의 사용이 더 바람직하지만¹⁾ applicator의 크기와 천자 위치의 제한이 뒤따르므로 더욱 연구가 필요한 것으로 생각된다.

REFERENCES

1. David K, Kwan A, Robert Kagan AJ, Olch Paul YM, Chan Brace L, Hintz Myron Wollin: Single and double jplane Ir-192 interstitial implants: Implantation guidelines and Dosi metry, *Med Phys* 10(4): 456-461, 1983
2. M, Peter Heilbrun, Theodore S, Roberts Michael LJ, Apuzzo, Trent H, Wells James K, Sabshin: Preliminary experience with Brown-Roberts-Wells (BRW) computerized tomography stereotaxic guidance system. *J Neurosurg* 59: 217-222, 1983
3. Gutin PH, Dormandy RH, Jr: A coaxial catheter system for afterloading radioactive sources for the interstitial irradiation of Brain tumors: Technical note: *J Neurosurg* 56: 734, 1982
4. MS, Rosenthal: An automatic seed identification technique for interstitial implants using three isocentric radiographs. *Med Phys* 10(4) Jul/Aug, 475-479, 1983.
5. 강위생, 박찬일 : 자궁경부암 강내 치료시 선량 계산에 관한 고찰. *대한방사선의학회지* 16(1), 237-241, 1980
6. Christopher Smythies EJ, Dropcho, MS, Mahaley: Adjunctive therapy for brain tumors. *Contemporary Neurosurg* 10 (16): 1-4, 1988
7. Roy AE, Bakey: Brachytherapy. *Contemporary Neurosurg* 22:1-6, 1987