

Development of 3-D Stereotactic Localization System and Radiation Measurement for Stereotactic Radiosurgery

Tae-Suk Suh, Doug-Young Suh*, Sung-Hun Park[†], Hong-Seok Jang, Bo-Young Choe, Sei-Chul Yoon, Kyung-Sub Shinn, Yong-Whee Bahk, Il-Hwan Kim[‡], Wee-Sang Kang[‡], Sung-Whan Ha[‡], Charn-Il Park[‡]

Catholic University, * Kyung Hee University,

[†] Kun Kuk University, [‡] Seoul National University

Department of radiology, Catholic University Medical College, 505 Banpo-dong, Seocho-Ku, Seoul 137-040

(Received 5 January 1995; Accepted 15 February 1995)

방사선수술을 위한 3차원 정위 시스템 및 방사선량 측정 시스템 개발

서태석 · 서덕영* · 박승훈[†] · 장홍석 · 최보영 · 윤세철

신경섭 · 박용휘 · 김일환 · [‡] · 강위생[‡] · 하성환[‡] · 박찬일[‡]

가톨릭대학교 의과대학 방사선과학교실, * 경희대학교 공과대학 전자공학과

[†] 건국대학교 의과대학 의공학과, [‡] 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

Abstract - The purpose of this research is to develop stereotactic localization and radiation measurement system for the efficient and precise radiosurgery.

The algorithm to obtain a 3-D stereotactic coordinates of the target has been developed using a Fisher CT or angio localization. The procedure of stereotactic localization was programmed with PC computer, and consists of three steps: (1) transferring patient images into PC; (2) marking the position of target and reference points of the localizer from the patient image; (3) computing the stereotactic 3-D coordinates of target associated with position information of localizer. Coordinate transformation was quickly done on a real time base. The difference of coordinates computed from between Angio and CT localization method was within 2 mm, which could be generally accepted for the reliability of the localization system developed.

We measured dose distribution in small fields of NEC 6 MVX linear accelerator using various detector; ion chamber, film, diode. Specific quantities measured include output factor, percent depth dose (PDD), tissue maximum ratio (TMR), off-axis ratio (OAR). There was small variation of measured data according to the different kinds of detectors used. The overall trends of measured beam data were similar enough to rely on our measurement. The measurement was performed with the use of hand-made spherical water phantom and film for standard arc set-up. We obtained the dose distribution as we expected.

In conclusion, PC-based 3-D stereotactic localization system was developed to determine the stereotactic coordinate of the target. A convenient technique for the small field measurement was demonstrated. Those methods will be much helpful for the stereotactic radiosurgery.

Key words : Stereotactic localization, Radiosurgery Small field measurement, LINAC

요약 - 본 연구는 방사선 수술시 필수적으로 이용되는 환자의 정위적 데이터 및 방사선 측정 데이터를 효율적으로 처리하여 종래의 시행착오적 방식을 통한 수술 계획상의 오류 및 부정확성을 지양하고 능률적이고 효율적인 수술이 될 수 있도록 하는데 목적이 있다.

정위시스템 개발을 위하여 Fisher 프레임이 사용되었으며, 뇌혈관 촬영 및 CT의 정위적 방법에 의하여 병변의 위치를 3 차원적으로 정확히 얻을 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 정위시스템 과정은 컴퓨터에 의해 쉽게 운영될 수 있도록 프로그램화하였으며, 환자 영상을 컴퓨터에 입력하는 과정, 입력된 영상의 위치 정보로부터 병소 및 위치측정 보조기구 (localizer)에 대한 정보를 추출하는 과정, 입력된 영상의 위치 정보로부터 병소의 3 차원적 정위좌표로 변환하는 과정 등으로 나누었다. 좌표 변환 계산은 실시간에 구해졌으며, CT 및 혈관촬영술의 정위적 방법에 의하여 얻어진 병소의 3 차원 좌표를 서로 비교한 결과 오차는 통상적으로 인정되는 2 mm 이내였다.

NEC 6 MVX 선형 가속기를 사용하여 소조사면 선량을 측정하였다. 사용된 측정기로는 전리함 (ion chamber), 필름, 다이오드 등이며, 측정된 값은 출력 계수, 깊이선량률 (PDD), 최대조직선량비 (TMR), 축선량비 (OAR) 등이다. 측정기의 종류에 따라, 측정치가 조금씩 상이했으나, 전반적으로 같은 경향을 보여 줌으로써 측정치의 신뢰도를 확인할 수 있었다. 제작된 구형 물렌즈와 필름을 이용하여 표준 방사선 치료시 예측했던 선량 분포가 실제 나오는가를 실험을 통하여 확인하였으며, 예측한 선량 값을 얻을 수 있었다.

본 연구를 통하여 개인용컴퓨터에 의해 병소의 정위좌표를 정확히 얻을 수 있는 프로그램이 개발되었고, 소조사면을 간단하고 편리하게 질 수 있는 방법을 개발함으로써 방사선 수술에 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

중심단어 : 정위적 방법, 방사선 수술, 소조사면 측정, 선형가속기

서 론

뇌의 중심부 또는 기능적으로 중요한 부위에 발생한 동정맥기형이나 종양 등은 수술이 불가능하거나 위험이 따르는 경우 외과적 수술 방식 대신 방사선 수술이 이용되고 있다. 뇌 정위적 방사선 수술은 통상적으로 두개강 내의 직경 4cm 미만의 작은 병변에 여러 방향으로부터 집중적으로 일시에 대량의 방사선을 조사하여 치료하는 것을 말한다[1-4]. 뇌정위적 방사선 수술은 크게 2단계로 나누어 진다. 제 1 단계에서는 뇌정위적 방사선 수술 계획을 위한 환자 위치 및 방사선 분포 데이터를 얻는 과정으로서, 정위시스템 (stereotactic localization) 및 방사선량 측정 시스템을 통하여 얻어진다. 제 2 단계는 전 단계로부터 입력된 3차원적 환자위치 정보, 종양의 정위적 데이터 및 방사선 분포 데이터를 이용하여 병소 부위 및 정상 조직에 집적되는 방사선량 분포를 계획하는 단계이다. 본 연구의 목적은 첫 번째 단계에 대한 연구로서 환자의 병변위치를 나타내는 정위적 데이터와 소조사면에 대한 방사선 측정 데이터를 체계적으로 구할 수 있는 3차원적 정위시스템 및 소조사면 X 선 측정 시스템 개발에 있다. 지금까지는 수동적인 방법에 의하여 환자의 정위적 데이터를 얻었으며, 방사선 분포 데이터 또한 부정확하게 측정이

이루어 졌다. 본 연구에서는 뇌정위적 방사선 수술 계획에 필요한 환자의 정위적 데이터 및 방사선 분포 데이터를 얻을 수 있는 3차원 정위시스템 (stereotactic localization) 및 방사선량 측정 시스템을 개발하고자 한다.

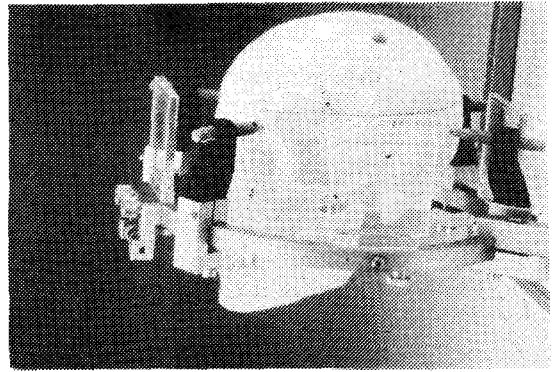
정위시스템은 사용하고자 하는 stereotactic frame 종류와 진단 영상 장치 (CT, MRI 및 뇌혈관 촬영 시스템 등) 종류에 따라 개별적으로 다른 방법이 개발되어 왔다[5-7]. 본 연구 목적은 병원에서 보편적으로 이용되고 있는 기기를 사용하여 시행될 수 있는 통합적 정위 시스템의 개발에 있다. Stereotactic frame을 부착하고 촬영한 2차원적 영상인 CT, 및 뇌혈관 촬영사진상에 나타난 위치측정자 (localizer)와 병소의 상대적 위치를 이용하여 병변의 위치, 크기 및 환자의 신체 형태를 3차원 의 frame 좌표로 변환한다. 이러한 정위적 시스템은 상품화되어 있는 것이 수종 있으나 내용이 공개되어 있지 않으므로 정밀도의 향상이나 질적 향상을 위한 개선을 필요로 할 경우 전적으로 제작 회사에 의존할 수밖에 없으며 자체적인 연구를 통한 향상을 기대하기 어렵다. 따라서 이러한 시스템을 자체 개발하여 사용함으로써 고가의 장비 및 소프트웨어 도입을 지양하고 지속적인 연구 개발을 통하여 시스템의 개선을 추구하는 것이 필요하다.

선형가속기에 의한 소조사면 대한 선량 분포의 측정은 선형가속기에 의한 방사선 수술시 치료계획을 위하여 필수적이다. 소조사면 측정은 큰 조사면 측정에 비해 기술적으로 어려움이 따르고 정확한 측정이 어렵다. 신뢰성 높은 측정을 위하여 여러 형태의 측정기를 (전리함, 다이오드, 필름, TLD 등) 이용하여 방사선 데이터를 구하고, 측정값의 신뢰성을 확인하여야 한다. 여러 형태의 측정기를 이용하여 소조사면을 측정하려는 시도는 오래 전부터 시도되어 왔다[8-11]. 직접 인체 속에서 측정이 어렵기 때문에 인체와 비슷한 성분으로 만든 모형틀을 가지고 조사면의 크기에 따라 출력 계수, PDD, TMR, OAR 과 같은 선량 분포를 측정하였다. 본 연구에서는 소조사면의 선량 분포를 용이하게 측정할 수 있는 고체 모형틀, 다이오드, 필름용 팬텀틀을 개발하며, 측정된 결과들을 방사선 수술 계획 시스템에서 쉽게 이용될 수 있도록 데이터베이스화 하는 것이 최종 목적이다.

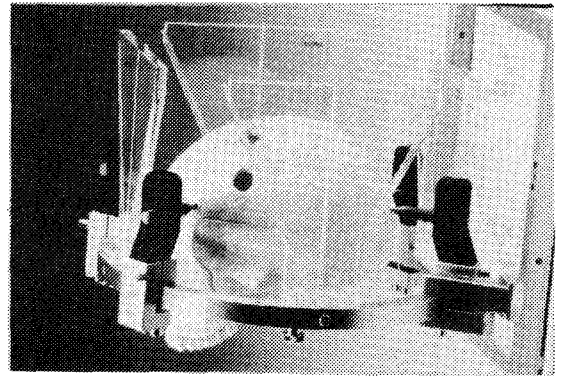
재료 및 방법

3차원적 정위시스템

뇌정위적 방사선 수술시 치료 계획을 세우는데 필요한 병소 및 병소주위의 신체 형태에 관한 3차원적 위치 데이터를 구하고 이를 방사선 수술 계획 시스템에 적절히 입력하는 시스템을 개발한다. 이를 위하여, (1) 환자의 두부에 위치 측정 보조 기구 (stereotactic frame 과 localizer)를 설치한 후 뇌혈관 촬영술 (angiography) 및 CT를 이용하여 촬영을 하고, (2) 촬영한 필름을 필름 스캐너를 통하여 컴퓨터에 입력할 수 있는 프로그램을 개발하며, (3) 컴퓨터에 입력된 영상으로부터 병소부위, 위치 측정 보조 기구에 대한 상대적 위치 정보를 추출하여, (4) 두경부내의 각화소를 3 차원적 정위좌표로 계산하는 프로그램을 개발한다. 뇌혈관 촬영술을 이용한 위치 결정을 위하여 위치측정기 및 병변을 포함하여 전후 및 측면 X선을 촬영하고 각 X 선 사진 상의 2차원적 좌표로부터 병소의 3차원적 좌표를 구하는 프로그램을 개발하였다. CT를 이용한 위치 결정을 위하여 localizer 및 병소를 포함하는 CT 횡 (axial) 단면상에서 2차원적 좌표로부터 localizer의 상대적 크기 변화를 이용하여 병소의 3차원적 좌표를 계산하는 프로그램을 개발하였다.



(a)



(b)

그림 1. Fisher stereotactic ring 에 부착된 angio localizer 시스템 (a) 및 CT localizer 시스템 (b).

1) 뇌혈관 촬영을 이용한 정위시스템 개발

두경부내 동정맥기형 (AVM)의 정확한 위치와 크기를 알기 위하여 다음과 같은 좌표 변환 방법과 배율을 구하는 방법이 개발되었다. AVM의 좌표 결정을 위하여 환자의 두경부에 위치측정 보조기구를 부착한 후 전후 및 좌우 두방향에서 필름 촬영을 한다. 위치측정 보조기구와 AVM의 상대적 위치에 따른 기하학적 관계를 이용하여 병소의 정확한 위치를 구할 수 있었다. 본 연구에서는 위치 측정 보조 기구로서 신경외과 분야에서 일반적으로 많이 이용되는 Fisher 시스템을 기준 삼았다. Fisher localizer 시스템은 전후좌우 4개의 사각편으로 구성되어 있으며 각 사각형의 4 개의 꼭지점이 기준 점이 된다(그림 1a).

두경부의 3차원적 병소위치를 알기 위해서는 전후, 좌우 두 방향에서 촬영된 두 필름이 이용되며 각 필

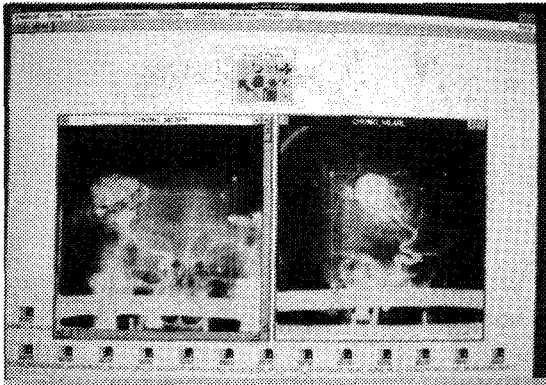
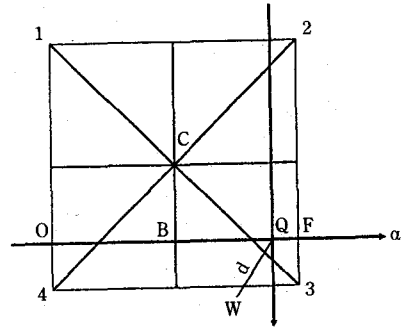


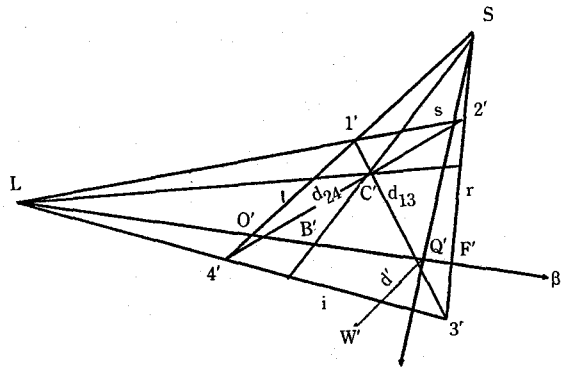
그림 2. Fisher angio localizer를 이용하여 PA, RL 방향으로 찍은 필름. 필름 스캐너에 의해 컴퓨터에 입력된 뒤 모니터 상에 디스플레이 되고 있다.

름에는 두 사각형의 8 개의 꼭지점과 병소가 함께 포함되어야 한다. 촬영 방향은 전후, 좌우가 꼭 직각일 필요는 없으며 임의의 각에서 촬영된 두 필름으로부터 병소의 좌표 계산이 가능하도록 하였다. 그림 2 는 Fisher Angio localizer를 이용하여 PA, RL 방향으로 환자의 두경부를 찍은 사진이 컴퓨터에 입력된 것이다. 병소의 위치를 나타내는 stereotactic frame 좌표축 (x,y,z)은 그림 1 의 원형 링의 중심이 x,y 축의 원점이 되며, 동시에 z 축의 원점이 된다. 임의의 병소 위치를 AP, RL 방향으로 사진 촬영을 하는 경우 X 선이 병소위치를 통과하는 선이 전, 후, 좌, 우 사각형과 만나게 된다. 그림 3a 에서는 이중 어느 한 사각형과 병소점을 통과한 X 선과 만나는 점을 Q로, 각각의 사각형 꼭지점을 1, 2, 3, 4, 로 표시하고 있으며 대각선 및 중심선은 실선으로 나타내고 있다. 그림 3b 에서는 Q점과, 1, 2, 3, 4 가 필름상에서 Q' 와 1', 2', 3', 4' 로 나타나고 있음을 보여준다. Q점을 지나 사각형 한 변에 평행인 축을 α 로 하며, 이 축이 필름 상에서는 β 축에 해당한다. β 축의 한 변의 길이는 1로 잡고 중간 점은 1/2 이 된다. Q점을 지나 수직인 α 축은 필름 상에 찍혔을 때는 평행선 법칙에 따라 한점 (원근점)에 모이게 되며 α 축의 1에 해당하는 것이 β 축의 1에 해당하며 중간 값은 $\beta=1/2$ 이 아니며 $\beta_{1/2}$ 로 나타낸다.

전후, 좌우 두방향의 필름으로부터 병소의 좌표를 구하는 방법은 BRW localizer 를 이용하여 이미 보고되었다[5]. 먼저 어느 한 방향의 필름을 택하여 필름상의 병소위치 Q'점을 실제 사각형 localizer상의



(a)



(b)

그림 3. (a) 임의의 사각편면과 선원-병소 간 교차점 Q 를 포함하는 평면도. 각각의 사각형 꼭지점을 1, 2, 3, 4 로 나타내며, 대각선 및 중심선을 실선으로 나타낸다. 사각형 한변에 평행인 축은 α 로 표시되며 한변의 전체 길이는 1로 표시된다. W 는 Q 점외에 임의의 한점을 나타내며, d 는 WQ 의 거리를 나타낸다.

(b) 선원-필름간 어느 한 방향에 대하여 필름상에 투영된 사각편의 꼭지점 1', 2', 3', 4' 및 Q 점의 투영도 Q'를 나타내는 평면도. S 와 L 은 원근점을 나타내며, s, i, r, l, d_{13} , d_{24} 는 벡타의 크기를 나타내는 스칼라 양을 의미하고 있다. β 는 그림 3(a)의 α 축에 해당하며, $\beta_{1/2}$ 은 $\alpha=1/2$ 에 해당한다. W' 는 사각편상의 임의점 W 에 해당되며 WQ와 W'Q'의 거리, d, d'를 비교하여 배율을 정하게 된다.

Q점으로 변환하고, 사각형의 실제 크기를 기준으로 하여 병소 위치의 좌표를 앞 뒤 사각형 상에서 나타낸다. 다음은 나머지 방향에 대하여 똑같은 방법으로 시행한다. 앞뒤 사각형의 2 점을 연결하는 2개의 교차하는 선간의 거리 중간 지점을 병소의 좌표로 잡는다. 다음은 Fisher localizer를 이용하여 정위적 좌

표를 구하는 과정을 나타낸다.

㉔ 먼저 전후, 좌우 중 어느 한 방향에서 찍은 필름으로부터 병소의 관심 지점 Q'점이 앞, 뒤 사각형상에서 어느점(Q)에 위치하는 가를 계산한다. 1', 2', 3', 4' 점으로부터 원근점 S 와 L 의 영상 좌표를 Vector 관계를 이용하여 유추할 수 있다. 스칼라 (scalar) 값 l 과 r을 구한 뒤 S 좌표를 구하고, s 와 i를 구한 뒤 L 좌표를 구한다.

$$S \rightarrow 4' + (1' - 4') l = 3' + (2' - 3') r \quad (1)$$

$$L \rightarrow 2' + (1' - 2') l = 3' + (4' - 3') r \quad (2)$$

㉕ 같은 방법에 의하여 C, O', F', B' 의 좌표를 구한다.

$$C' \rightarrow 1' + (3' - 1') d_{13} = 2' + (4' - 2') d_{24} \quad (3)$$

㉖ O', Q', F'로부터 β 를 구한다.

$$Q' \rightarrow O' + (F' - O') \beta \quad (4)$$

㉗ γ 를 구한다.

$$\gamma = (1 - \beta_{1/2}) \beta_{1/2} \quad (5)$$

㉘ α 와 β 의 관계식을 이용하여 α 를 구한다[5].

$$\alpha = \gamma \beta [1 + (\gamma - 1) \beta] \quad (6)$$

㉙ 수평선에 대한 α 값을 알면 localizer 사각형의 실제 크기를 이용하여 수평 축 방향의 병소 좌표를 알 수 있다. 수직선에 대해서도 ㉔ - ㉙ 과정을 반복하여 수직 축의 병소 좌표를 구할 수 있다. 또한 그 사각형 면이 전후좌우 위치에 따라 제 3의 축에 대한 좌표 값을 알 수 있다. 따라서 어느 한 사각형에 나타난 Q 점의 3차원적인 좌표를 알 수 있게 된다.

㉚ ㉙ 과정을 4 번 반복하여 전후좌우 사각형의 Q점들의(A, P, R, L) 좌표를 구하고 AP 선과 RL 선의 중간 위치를 병소의 3차원 좌표로 결정한다.

병소의 위치 결정 외에도 두 필름의 배율을 결정해야 하는 데 이는 정확한 AVM의 크기를 알아서 필요한 조사 크기를 결정하는 데 사용된다. 병소의 배율은 선원-병소간 거리 및 선원-필름간 거리의 비를 이용하여 계산할 수 있으나, 필름의 위치가 항상 일정하게 유지되기 힘들고, 실제 측정 자체도 어렵기 때문에 다음과 같은 방법을 이용하여 구한다.

㉛ 필름 상에서 병소의 위치를 나타내는 Q' 점의

에 임의의 점 W' (그림 3b) 에 대하여 위치 결정 방법을 이용하여 전,후,좌,우 사각판상의 W 좌표 값을 결정한다.

㉜ 전,후,좌,우 상의 한 면을 가정하여 W'Q'의 거리를 d', WQ의 거리를 d 로 나타내면 배율 M 은 다음과 같이 표현된다.

$$M = d' / d \quad (7)$$

㉝ ㉜와 같은 방법으로 전,후,좌,우 에서 배율 A_M, P_M, L_M, R_M 을 구한다.

㉞ 전,후,좌,우 면에 위치한 점들을 A_R, P_R, L_R, R_R 로 나타내며, (A-P)와 (R-L) 선상의 점들의 위치는 다음과 같이 나타낸다. 여기서 δ 와 ϵ 값이 구해진다.

$$R = A_R + \delta (P_R - A_R) \quad (8)$$

$$R = R_R + \epsilon (L_R - R_R) \quad (9)$$

㉟ 최종적인 AP, RL필름의 배율 M_{AP}, M_{RL} 은 다음 식을 이용하여 계산된다.

$$1/M_{AP} = 1/M_A + \delta (1/M_P - 1/M_A) \quad (10)$$

$$1/M_{RL} = 1/M_R + \epsilon (1/M_L - 1/M_R) \quad (11)$$

2) CT를 이용한 정위시스템 개발

stereotactic frame, CT localizer 및 병소의 상대적인 위치를 영상에 입력하여, 영상 좌표를 frame 좌표로 변환할 수 있는 기본 알고리즘을 개발하였다. Fisher frame 을 사용하여 촬영한 CT 영상, 전후 및 좌우의 localizer, 병소의 위치 관계로부터 임의의 영상 위치에서의 frame의 X, Y, Z 좌표를 구하는 프

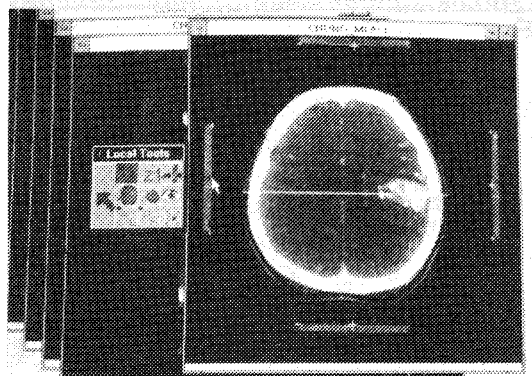


그림 4. Fisher CT localizer를 이용하여 axial 방향으로 얻은 단면상.

로그를 개발하였다. Stereotactic frame의 ring 위에 12 개의 localization bar를 4 개는 수직으로 8개는 사선으로 설치되어 있다 (그림 1b). CT를 시행하여 단면상에 나타나는 12 개의 localization bar의 거리 관계로부터 병소의 3차원적 좌표를 계산한다 (그림 4). 수평선 및 수직선 만나는 지점을 x, y축의 (0,0) 로 결정하며, frame ring으로부터 CT 단면의 위치를 나타내는 Z 값은 사선과 수직선간의 거리를 재서 결정한다. 사선과 수직선이 만날때 두점간의 거리가 0 이 되며 이때 z 값이 0 이 된다. CT 영상의 배율은 이미 수직 localizer bar 간에 거리가 26 cm 로 정해져 있으므로 영상에 나타난 거리와 비교하여 쉽게 배율을 결정할 수 있었다.

소조사면 X선의 선량 분포 측정

방사선 수술은 소조사면의 방사선을 집중 조사하여 목표 부위 (target volume)내의 조직을 생물학적으로 괴멸시키는 치료법이다. 작은 조사면에 조사되는 X-선의 선량은 큰 조사면에 적용되는 측정 기술 및 방법만으로는 구하기 쉽지 않다. 작은 조사면에 쓸 수 있게 작은 검출기를 큰 조사면에서의 전리함과 비교 측정하며 출력계수가 전리함과 잘 일치하는 것을 선택하고 조사면 크기에 대한 보정계수를 구한다. 신뢰성 높은 측정을 위하여 소조사면 측정에 편리한 여러 형태의 측정기 (소형 전리함, 다이오드, 필름, TLD 등) 를 이용하여 방사선 데이터를 구하고, 인체와 비슷한 성분으로 만든 모형에 가지고 조사면의 크기에 따른 출력계수와 깊이선량률, TMR, OAR 을 측정하였다.

1) 전리함 (ion chamber) 측정

capintec 전리함과 측정용 모형 인 Multidata 사 물팬텀을 사용하여 최대선량점 깊이에서 측방선량 분포를 측정하여 OAR(off-axis-ratio)을 구하였다. 물팬텀 내에서 선 축을 따라 검출기를 표면에서 20 cm 깊이까지 이동시켜 단위 선량의 X선을 조사하여 측정치를 구해 PDD (percent depth dose)를 구하였다. 물 팬텀내 선축상 80cm 거리에 검출기를 고정시키고 물을 공급하거나 고체 물팬텀 (Victoreen사 White Water)을 추가하여 깊이를 표면에서 20 cm 깊이까지 증가시켜 단위 선량의 X-선을 조사하여 측정치를 구해 TMR (tissue maximum ratio)을 구하였다. 물팬텀을 이용하여 선원측정기거리 (SCD) 80 cm, 최대선량점 깊이에서 10 × 10, 20 × 20, 30 ×

30 mm² 크기의 자체 콜리메이터에 대한 monitor 단위당 6 MV X 선의 출력 계수를 측정하였다. 측정된 값은 바로 capintec electrometer 로 읽혀졌다.

2) 필름 측정

필름과 고체 물팬텀을 이용하여 NEC 6 MVX 단일 선속에 대하여 선량 측정을 하였다. 먼저 고체 물팬텀사이에 Kodak XV-2 필름을 끼워 놓고 테이블 위에 설치하고 선형 가속기의 갠트리 (gantry)를 90 도 회전시켜 고정시킨다. 테이블 (turn-table)의 위치는 선속 중심점과 레이저 선이 일치하도록 조절한다. 선원-표면 거리 (SSD)는 6 MVX에서 최대 선량점 깊이 점인 1.5 cm 를 고려하여 78.5 cm 로 맞춘다. 최대 흡수 선량이 100 rad가 되도록 선형 가속기로부터 조사되었으며 한 번이 1, 2, 3 cm의 정사각형 소조사면에 대해 이루어졌다. 조사된 필름은 농도계 (optical densitometer)로 필름농도 (optical density)가 측정되었으며, 필름농도를 흡수 선량으로 환산하기 위하여 알고 있는 선량과 필름농도와의 관계를 얻었다. 10, 30, 50, 70, 90, 110 rad에 대한 필름농도를 측정하여 그림 5 와 같은 필름특성 곡선을 얻었다.

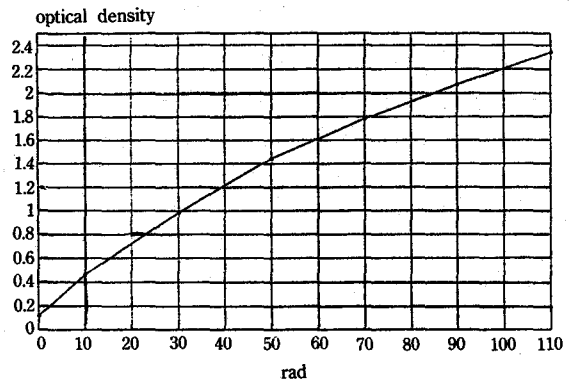


그림 5. 필름 배취 (batch)를 이용하여 얻은 optical density 와 선량간 calibration 곡선

먼저 필름 조사면의 중앙선을 따라 필름농도를 측정하고 이를 필름특성 곡선을 이용하여 흡수 선량으로 환산한 후 그 깊이 중에서 최대 선량 값으로 나누어 PDD 를 구한다. 측정된 PDD 값으로부터 다음과 같은 환산식을 이용하여 TMR 값을 얻었다[12].

$$TMR(w, d) = \left(\frac{PDD(SSD, w_m, d)}{100} \right) \left(\frac{BSF(w)}{BSF(w_m)} \right) \left(\frac{SSD+d}{SSD+d_m} \right)^2 \quad (12)$$

여기서 w , d , d_m 은 각각, 조사면의 크기, 깊이, 최대선량점이다. BSF는 후방 산란 계수 (back scatter factor)이다. BSF값은 조사면이 크게 변하지 않는 경우 조사면에 따라 크게 변하지 않기 때문에 BSF의 비를 근사치로 1 이라 할 수 있을 것이다.

$$TMR(w, d) = \left(\frac{PDD(SSD, w_m, d)}{100} \right) \left(\frac{SSD+d}{SSD+d_m} \right)^2 \quad (13)$$

OAR값은 깊이 1.5 cm 에서 측방축을 따라 필름 농도를 측정하고 필름특성곡선을 이용하여 흡수 선

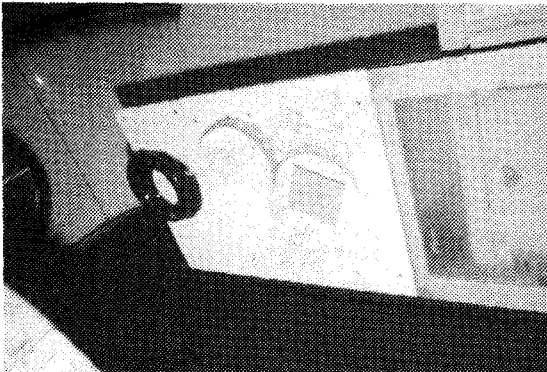
량으로 환산한 뒤 중앙 선량 값으로 나누어 OAR 값을 구하였다.

3) 다이오드 측정

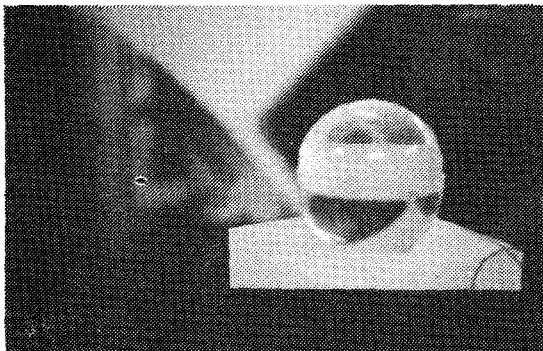
다이오드와 고체 물팬텀을 이용하여 조사면 10×10 , 20×20 , 30×30 mm에 대하여 OAR과 TMR을 측정하였다. 다이오드는 미국의 Victoreen (모델명 30-495-8000)사에서 제작하였으며 OAR 측정 시는 다이오드가 자유로이 움직일 수 있도록 1 cm 두께의 고체 물팬텀을 가공하여 홈을 만들어 다이오드가 들어갈 수 있도록 하였으며 홈 주위에 스케일 자를 부쳐 이동 거리를 확인할 수 있도록 하였다. 측정 결과는 미국capintec 사의 electrometer로 바로 읽혀질 수 있도록 하였다.

4) 구형 물팬텀 제작

뇌정위적 방사선 수술 기기의 기계적 정확도 및 선량 등을 측정하기 위하여 머리를 모방한 구형 팬



(a)



(b)

그림 6. 방사선 선량 확인을 위하여 화학수지로 만들어진 구형 물팬텀 (a) 및 아크릴로 만들어진 구형 물팬텀 (b).

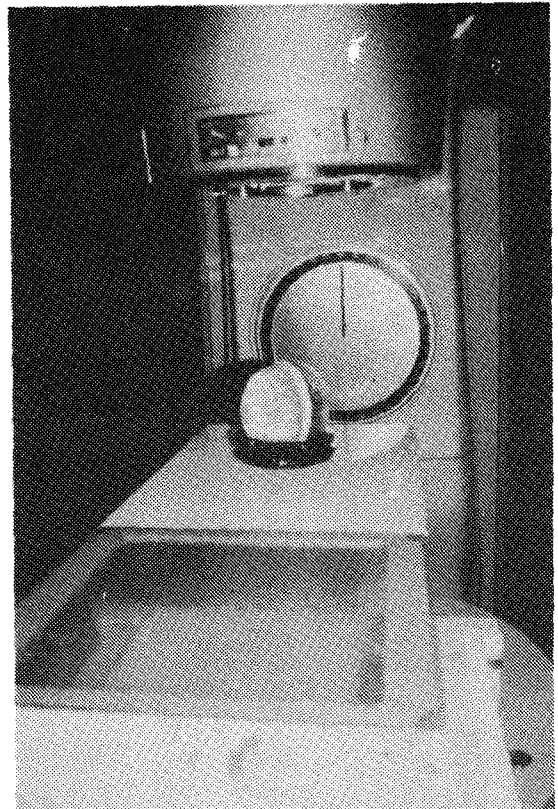


그림 7. 구형 물팬텀과 필름을 사용하여 선량분포를 확인하기 위한 아크 조사 과정.

틈이 제작되었다. 재질은 처음에는 화학 수지를 이용한 것으로서 내부에 물이 차도록 고안되었으며 구형 중심부에는 방사선량을 측정할 수 있는 필름이 들어갈 수 있도록 두개의 반구형으로 제작되었다(그림 6a). 화학 수지는 모양이 일정하게 유지가 되지 않아 필름을 밀착하는 데 어려움이 많아 아크릴을 가공하여 2 개의 반구형의 정밀한 구형 물팬텀을 제작하였다(그림 6b).

5) 구형물팬텀에 의한 선량분포 측정

제작된 구형 물팬텀 과 필름을 이용하여 표준 방사선 치료시 예측했던 선량 분포가 실제 나오는지 실험을 통하여 확인하였다. 우선 반구형의 물팬텀 사이에 필름을 삽입하여 필름의 방향이 axial, sagittal, coronal 방향이 되도록 설치한 후 통상 뇌정위적 방사선 수술에서 시행하는 6 개의 3 차원 아크(arc)를 이용하여 조사한 뒤 선량 분포를 확인하였다. 그림 7 은 구형 물팬텀에 필름을 넣고 아크 조사를 시행하는 것을 보여주고 있다.

결 과

3차원적 정위시스템

IBM PC-486, 고해상도 VGA 그래픽 보드, X-선 필름 스캐너, MS 마우스를 이용하여 영상 필름을 컴퓨터에 입력하고 모니터 상에 디스플레이하며 병소 위치를 구하는 과정을 컴퓨터 프로그램화 하였다. 사용한 언어는 객체 지향성이 강한 볼랜드(Borland) C++ 언어를 사용하였으며, 실제 팬텀을 이용하여 알고리즘의 신뢰성을 확인한 후 환자에 적용하

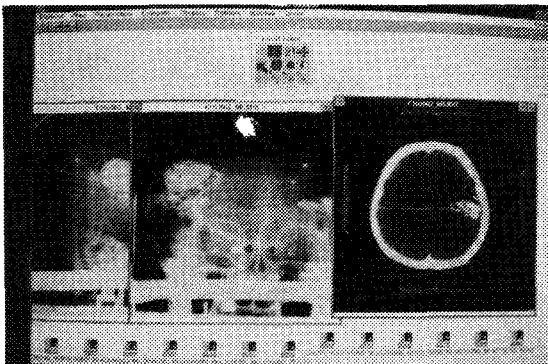


그림 8. 환자의 병소 AVM의 위치를 결정하기 위한 angio, CT의 정위적 방법.

였다. 그림 8 은 AVM 환자의 뇌혈관 촬영의 PA, RL 필름을 스캐너를 통하여 컴퓨터로 입력한 뒤 AVM의 위치를 결정하기 위하여 각 필름 당 8 개의 사각형 꼭지점을 입력하는 과정과 CT localizer를 이용하여

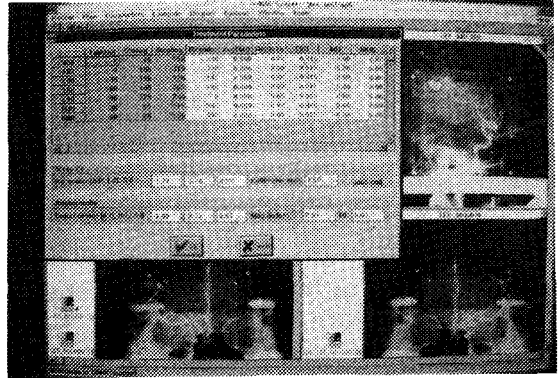


그림 9. angio 및 CT의 정위적 방법에 의해 계산된 병소의 3차원 좌표 및 배율을 나타내고 있는 컴퓨터 프로그램.

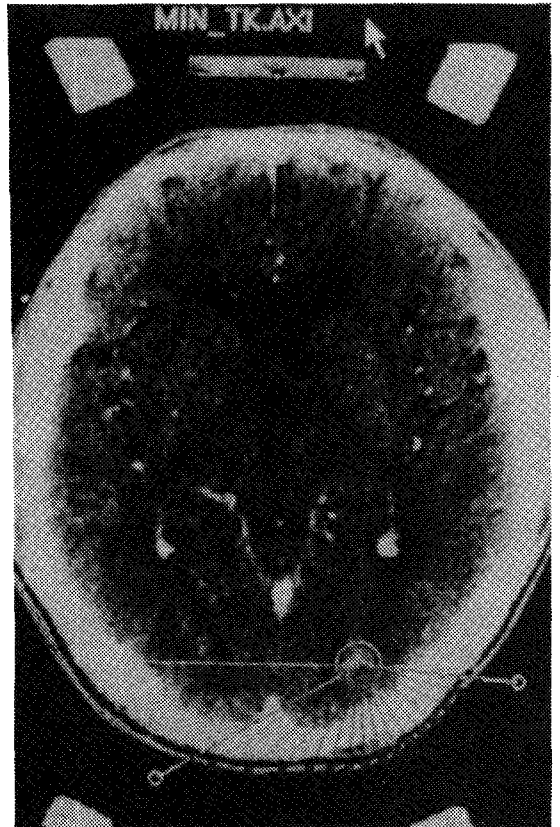


그림 10. 컴퓨터 모니터 상에서 마우스를 이용하여 그려진 환자체형 및 방사선 빔의 경로.

병소의 위치를 결정하기 위하여 횡단면상에서 수직 수평선을 나타내는 4 개의 기준 점을 입력하는 과정을 보여주고 있다. 그림 9 는 그림 8 에서 입력된 데이터를 사용하여 뇌혈관 촬영 및 CT의 정위적 방법에 의해 병소의 3차원적 좌표와 배율을 구한 값을 보여 주고 있다. 두방법에 의한 병소 좌표에 대한 차는 2 mm 이내로서 두 시스템간의 방법상의 차이로

볼 때 통상 인정되는 오차이다. 방사선 수술시 병소의 중심 좌표와 크기를 사용자가 직접 결정할 수 있도록 마우스를 이용하여 컴퓨터에 입력할 수 있으며, 환자 체형 (head contour)도 마우스를 이용하여 그릴 수 있도록 하였다 (그림 10).

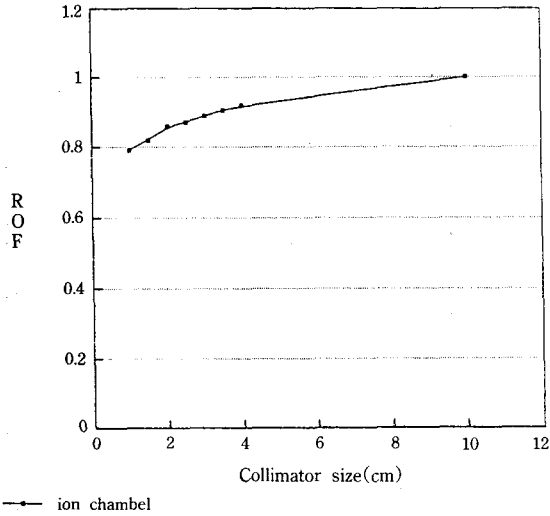


그림 11. NEC 6 MVX 선에 대하여 전리함으로 측정된 출력 계수.

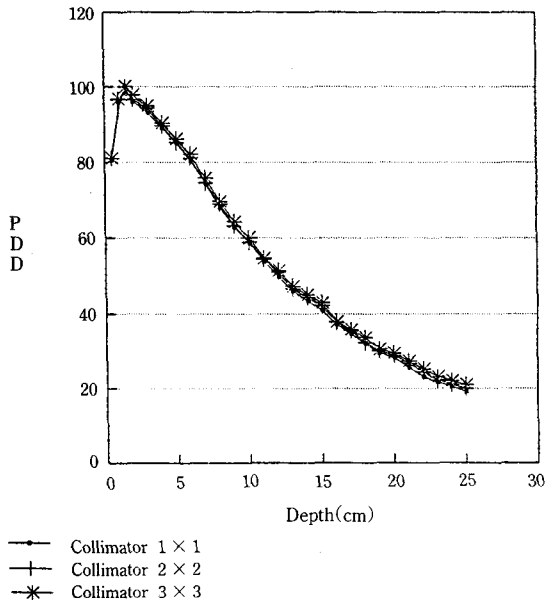


그림 12. NEC 6 MVX 선에 대하여 필름으로 측정된 퍼센트 선량률 (PDD).

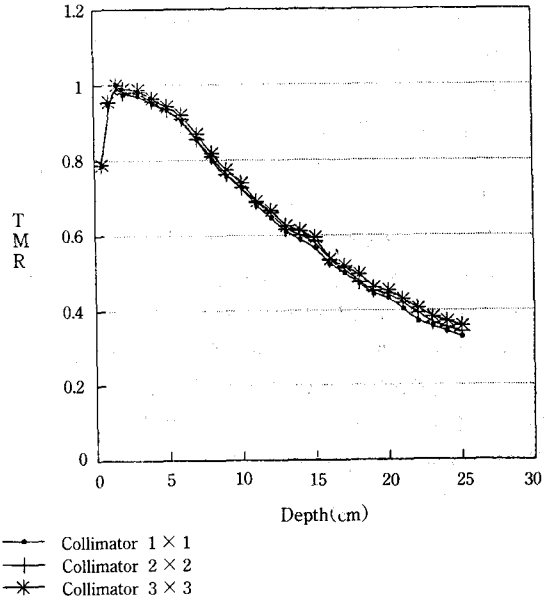


그림 13. NEC 6 MVX 선에 대하여 측정된 PDD로부터 환산된 TMR.

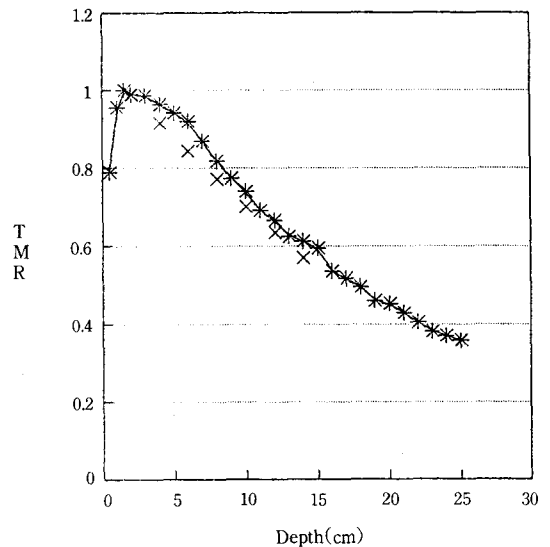


그림 14. NEC 6 MVX 선에 대해 전리함과 필름으로 측정된 TMR 비교.

소조사면 X선의 선량 분포 측정

본과에 설치된 NELAC6 (NEC, 일본) 선형 가속기에서 발생하는 6MV X선에 대하여 출력 계수, PDD, TMR, OAR 등을 전리함, 필름, 다이오드를 사용하여 측정 데이터를 얻었다.

물팬텀과 전리함을 사용하여 선원-측정기간 거리(SCD)를 80 cm에 맞추고, 최대선량점 깊이에서 10 × 10, 20 × 20, 30 × 30 mm² 크기의 자체 콜리메이터에 대한 monitor 단위당 6 MV X 선에 대한 출력 계수를 측정하였으며 그 결과는 그림 11 과 같다. 그림 12 는 고체 물팬텀 및 필름을 이용하여 조사면 10 × 10, 20 × 20, 30 × 30 mm² 에 대하여 선량점 깊이 20 cm 까지 측정한 PDD 값이다. 그림 13 은 필름으로 측정된 PDD 값으로부터 환산 식을 이용하여 얻은 TMR 값을 보여주고 있으며, 그림 14 는 이중 30 × 30 mm² 조사면에 대해 전리함과 물팬텀을 이용하여 측정된 TMR 결과를 비교한 것이다. 두 측정 결과가 측정기 성질에 따라 다소 차이는 있으나 유사한 경향을 보여주고 있음을 알 수 있다. 그림 15 는 고체 물팬텀 및 필름을 사용하여 조사면 10 × 10, 20 × 20, 30 × 30 mm² 에 대해 선량깊이 1.5 cm (dmax)에서 OAR 을 측정된 결과이며, 그림 16 은 조사면 20 × 20, 30 × 30 mm² 에 대해 필름과 다이오드로 측정된 OAR 결과를 비교한 것이다.

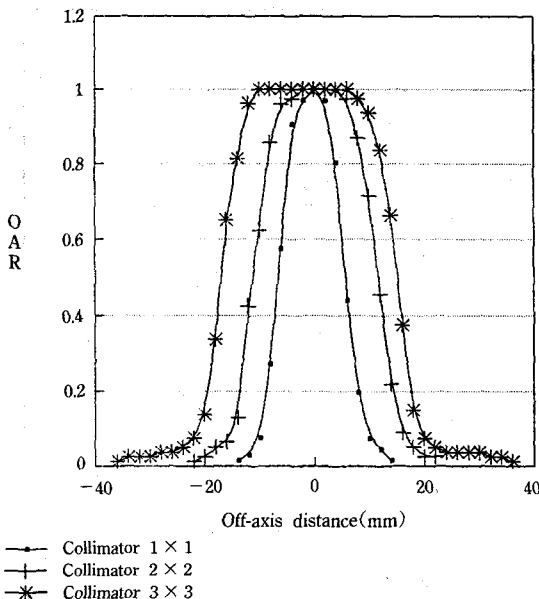


그림 15. NEC 6 MVX 선에 대하여 필름으로 측정된 OAR.

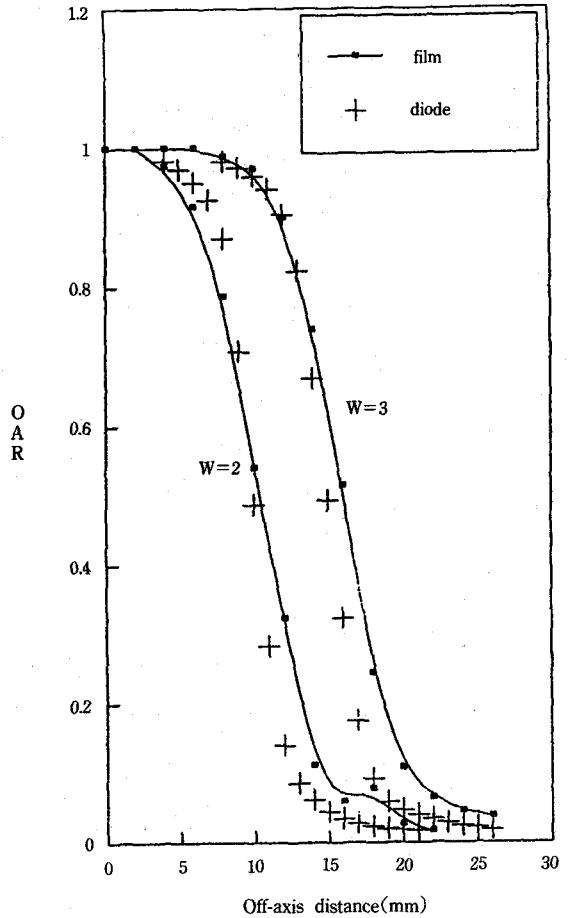


그림 16. NEC 6 MVX 선에 대하여 필름과 다이오드로 측정된 OAR 비교

두 측정 결과는 유사한 경향을 보여주고 있으며, 폐남브라 지역에서 다이오드에 의한 측정 결과가 더 급격히 떨어짐을 알 수 있다.

6개의 아크조사에 의한 구형물팬텀내 sagittal, coronal 단면에서의 선량분포는 그림 17 과 같다. 아크 조사는 여러 방향의 분할 조사로 가정되어 최종 선량 값이 전체 소조사면 선량 값의 합산으로 결과가 나오면 측정 결과의 신뢰도를 인정할 수 있으며, 실제 환자 치료시 환자 set-up 및 선형 가속기의 기계적 정확성도 함께 확인할 수 있었다. 측정된 선량 분포는 컴퓨터로부터 얻은 이론적 선량 분포와 유사함으로써 측정된 선량 분포의 정확도를 확인할 수 있었다.

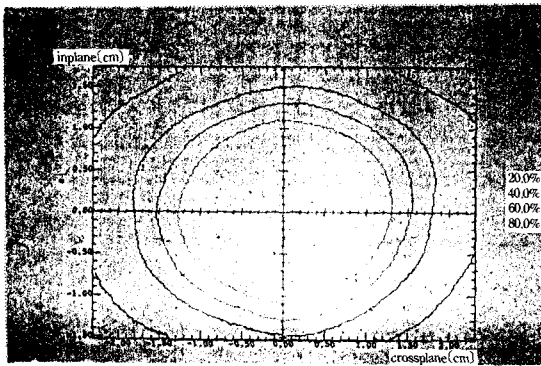
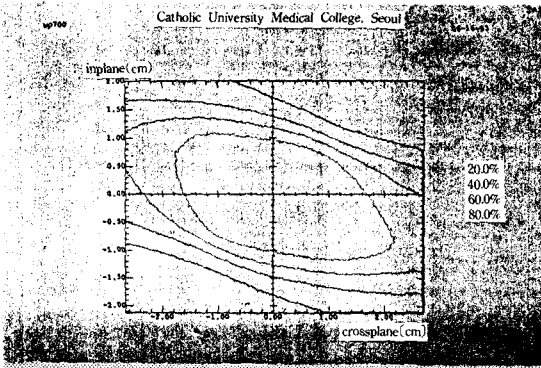


그림 17. 구형 물팬톰과 필름을 사용하여 아크 조사 후, sagittal 단면 (위) 과 coronal 단면 (아래) 에 측정된 선량분포.

고찰

뇌혈관 촬영 및 CT를 이용한 정위적 방법은 이미 여러 가지 방법이 사용되었으며, 기본 원리는 서로가 비슷하나, 적용하는 과정에서 조금씩 차이가 난다. 특히 혈관촬영술은 사각의 꼭지점을 기준 점으로 사용하는 점에서는 BRW 나 Fisher 양 시스템이 같은 원리이나 본 연구에서는 기존에 이미 문헌에 보고된 BRW의 정위적 방법을 Fisher시스템에 적용할 수 있도록 새로이 알고리즘을 변형하였다. 그러나 본 알고리즘의 신뢰성을 직접 확인하는 과정은 실제 원근 점이 상당히 먼 거리에 존재하기 때문에 눈으로 직접 확인하기는 어려웠고, 이미 상품화되어 있는 Fisher시스템과 비교하여 거의 차이가 없음을 알 수 있었다. 또한, CT의 정위적 방법에 의한 결과와 비교하여 유사한 결과를 보여 주었다. CT의 정위적 방법은 frame의 종류에 따라 사각 링을 사용하는 Hitchcock, Lecksell 등과 원형 링을 사용하는 BRW,

Fisher 등이 있다. 사각 링과 원형 링은 장단점이 있는데, 사각 링은 CT 하는 과정에서 직접 3차원의 정위적 좌표를 구할 수 있는 반면, 원형 링은 알고리즘 계산에 의하여 가능하다. 그러나, 원형 링을 이용하는 경우 링 자체가 CT면에 대해 기울어져 있더라도 별 문제 없이 계산이 가능한 반면, 사각 링인 경우는 오차 유발의 소지가 있다. 본 연구에서 사용한 Fisher 시스템은 CT의 정위적 좌표를 구하는 과정에서 CT 면과 링이 수평하다는 전제하에 정위적 좌표를 구하였으며, 앞으로 링이 수평 하지 않은 경우에도 정위적 좌표를 구할 수 있는 알고리즘이 개발되어야 할 것이다.

소조사면 측정에는 여러 가지 방법이 개발되고 시도되었다. 소조사면 조사시 폐남브라 지역의 급격한 변화 및 측방 전자 평형 상태가 이루어지지 않아 정확한 측정이 어렵기 때문에 이러한 효과를 상쇄시키고 정확한 측정값을 얻기 위하여 작은 측정기가 사용된다. 따라서 일반적으로 방사선 치료의 넓은 조사면에 사용하는 전리함 측정기는 소조사면 측정에는 부적합하고, 작은 전리함이나, 필름, 다이오드, TLD등이 사용되어야 한다. 소조사면 측정의 정확도를 기하기 위하여 한 측정기에서 구한 데이터 보다는 몇 개의 측정기를 이용하여 데이터 값을 얻어야 한다. 본 연구에서 시도된 필름 측정은 OAR값은 충분히 신뢰성이 있었으나, PDD와 TMR값은 일부 구간에서 편차가 발생함으로써, 정확한 측정이 어려웠다. 특히 전리함으로 측정된 TMR값과 필름 측정값의 차이가 컸던 바 그 이유로서, 필름 위치의 부정확성, 후방 산란 효과를 무시한 점, 고체 물팬톰의 사용 및 전리함 측정기의 크기 등이 문제가 있었던 것으로 사료된다. 필름 측정에 의해 구해진 OAR값은 다이오드에 의해 측정된 값과 같은 경향을 보여 주었으나, 다이오드에 의한 측정이 폐남브라 지역에서 급격히 떨어졌다. 필름과 구형 물팬톰을 이용하여 실시된 선량 확인 과정을 통하여 직접 사람에게 적용하여 확인하는 위험성을 배제할 수 있었다. 통상 사용되고 있는 값비싼 인체 모형보다 값이 저렴하고 인체 등가 조직인 물을 사용함으로써 실험의 신뢰성을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

병소 위치 설정 및 입력 시스템을 위한 뇌정위 시스템은 상품화되어 있는 것이 여러 종류가 있으나 가격이 비싸며 호환성이 없기 때문에 정밀도의 향상이나 개선을 필요로 할 경우 전적으로 제조 회사에

의존할 수밖에 없다. 본 연구를 통하여 이러한 시스템을 자체 개발하여 사용함으로써 고가의 장비 및 소프트웨어의 도입을 지양하고 향후 지속적인 연구 개발을 통하여 자체적으로 개선 보완할 수 있는 여건을 만들었다. 또한 X 선 소조사면에 대한 여러 형태의 측정 방법을 제시하였으며, 방사선 데이터 분석 및 확인 시스템을 보다 체계적으로 개선하였다. 방사선 수술 계획에 필요한 기본적 데이터 시스템을 개발함으로써 보다 편리하고 정확한 방사선 수술 시스템을 운영하는 데 큰 기여를 하게 될 것이다.

결 론

본 연구를 통하여 두경부내 병소의 정위좌표를 정확히 얻을 수 있고, 종양의 형태 및 크기를 예측하여 수술 계획을 세우는 데 간단히 사용할 수 있는 개인 컴퓨터용 정위시스템이 개발되었다. 또한 방사선 수술에 이용되는 소조사면에 대한 다양한 측정 방법이 개발되고 인체 등가 구형 물팬텀을 제작하여 선량 분포를 직접 확인하였다. 개발된 3차원 정위시스템 및 측정 방법들은 종래에 사용되어 온 복잡하고 값비싼 시스템을 대신하여 저렴한 비용으로 편리하게 사용될 수 있었다. 앞으로 Fisher 시스템 외에도 여러 시스템에 적용될 수 있는 통합적 정위시스템이 개발되어야 하며, 방사선 측정시 정확도를 높이기 위하여 측정 시스템간의 상호 차이점을 이해해야 하며, 그 외에도 소조사면 측정에 적당한 TLD 및 액체 전리함 등의 연구에도 관심을 가져야 할 것이다.

마지막으로 본 연구에서 얻을 수 있는 기대 효과를 보면, 현재 치료가 불가능하거나 매우 난해한 뇌의 동정맥기형 및 뇌종양 환자의 치료 성적을 향상시켜서 국내 암연구 발전에 큰 기여를 할 수 있다. 또한 본 시스템 개발을 통하여 다른 방사선 치료 및 신경 외과 등 여러 임상 응용 분야의 연구 영역을 확장시킬 수 있어 국내 의학계의 발전에 큰 기여를 할 수 있으며, 국내 방사선 측정분야 등 응용 분야를 넓혀 주게 되며 이러한 배경에서 볼 때 의학뿐만 아니라, 자연과학 분야, 공학 분야 등에서 다양한 파급효과를 기대할 수 있을 것으로 본다.

참고문헌

1. F. Colombo, "Linear accelerator radiosurgery, A clinical experience." *J. Neurosurg. Sci.* 33, 123-125(1989).
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. Winston, N. Maleki, "A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14, 373-381(1988).
4. E.G. Podgorsak, A. Olivier, M. Pla et al, "Dynamic stereotactic radiosurgery." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14, 115-126(1988).
5. R. L. Siddon, N. H. Barth, "Stereotaxic Localization of Intracranial Targets." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13, 1241-1246(1987).
6. C. B. Saw and K. Ayyangar, N. Sunthavalingam, "Coordinate Transformations and Calculations of the Angular and Depth Parameters for a Stereotactic System." *Med. Phys.* 1, 1042-1044(1987).
7. F. J. Bova and W.A. Friedman, "Stereotactic Angiography: An inadequate database for radiosurgery." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20, 891-895(1990).
8. R.K. Rice, J.L. Hansen, G.K. Svensson et al, "Measurement of Dose Distribution in Small Beams of 6 MV X-rays." *Phys. Med. Biol.* 32, 1087-1093(1989).
9. R.J. Dixon, K.E. Ekstrand, W.J. Huff, "Beam characteristics of the Varian 6 MV Clinac 6X Accelerator." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2, 585-590(1991).
10. J. Van Dyk, "Practical dosimetric considerations of a 10 MV photon beam." *Med. Phys.* 4, 145-153(1977).
11. P.V. Houdck, J.F. Fayos, "Dosimetry of small radiation fields for 10 MV X-rays." *Med. Phys.* 4, 333-336(1983).
12. F.M. Khan, W. Sewchand, J. Lee et al, "Revision of tissue maximum ratio and scatter maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams", *Med. Phys.* 7, 230-237 (1980).
1. F. Colombo, "Linear accelerator radiosurgery, A clinical experience." *J. Neurosurg. Sci.* 33,