

근접치료계획시 위치결정의 정확도 평가

삼성서울병원 치료방사선과

조현상 · 김영곤 · 김종식 · 박영환

서 론

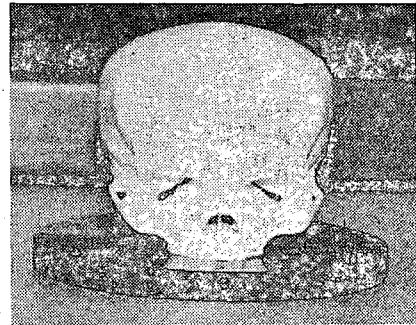
동위원소 제작기술 및 방사선 방어능력의 향상과 computer system의 발달등은 고선량을 근접치료의 질적인 향상을 가속화시켰고, 특히 computer system과 brachytherapy planning system(이하 RTP로 표기)의 접목은 더욱 정밀한 선량 계산 능력을 보유하게 되었다.

RTP을 이용한 근접치료계획은 수 많은 지점에서의 선량계산을 간편하고 매우 짧은 시간안에 수행하게 했을 뿐만 아니라 사용자가 알기 쉽게 그래픽으로 선량분포를 보여주는 장점이있으나, RTP에 입력해야 하는 모든 점들은 일반 simulator를 이용하여 촬영된 film이나 근접치료전용 C-ARM을 이용하여 촬영된 film을 사용한다.

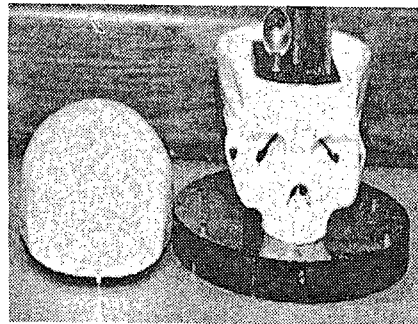
따라서 근접치료의 정확도는 simulator나 C-ARM의 정확도에 좌우된다고 할 수 있다. 이에 본 연구에서는 일반simulator와 C-ARM으로 촬영한 film을 이용, plan을 실시하여 두 장비의 좌표결정 정확도 여부를 평가하고, 두 장비를 각각 사용했을 경우의 오차를 정량적으로 비교하여 이를 바탕으로 정확한 근접치료계획이 이루어지고 있는지를 평가해 보고자 한다.

대상 및 방법

근접치료계획시 정확한 위치결정에 대한 평가를 위하여 근접치료실에 설치된 근접치료 전용 C-ARM(TOSHIBA, JAPAN)의 table에 geometrical skull phantom을 고정시킨 후 정면에서와 측면에서 각각 촬영하여 정면과 측면영상을 얻었으며 이때 피사체로 사용된 geometrical skull phantom은 <그림 2>에서 보듯이 내부에 각각 다른 형태의 4개의 도형(CONE, CUBE, SYLINDER, SPHERE)이 위치하고 있고 이 도형들이 위치한 지점의 좌표값을 이미 알고 있는



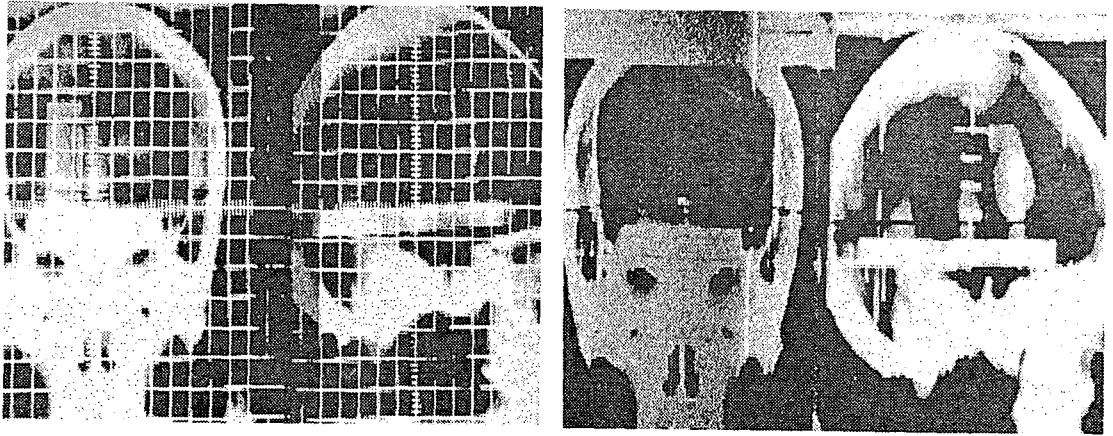
<그림 1> geometrical skull phantom의 외형



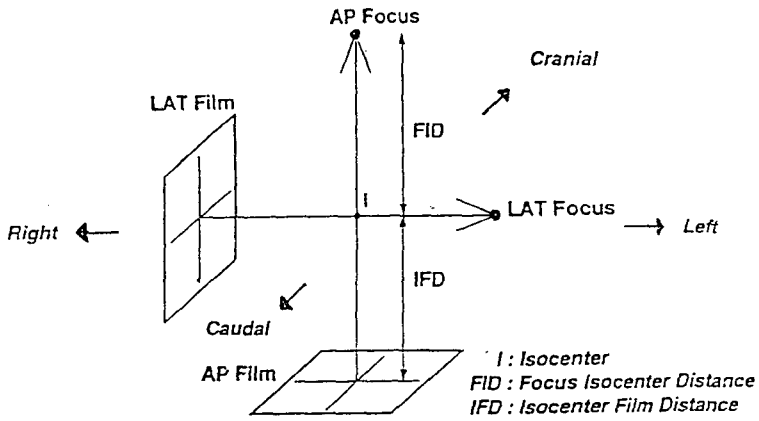
<그림 2> geometrical skull phantom의 내부구조

특징이 있다.

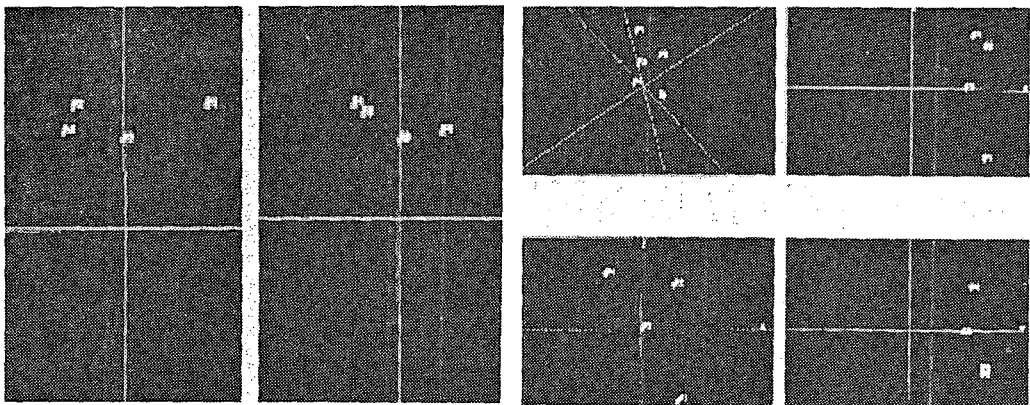
또한 모의 치료실에 설치된 simulator(XIMATRON, VARIAN, USA)를 이용하여 동일한 방법으로 정면과 측면 영상을 얻었다. 두 방법으로 얻은 영상정보를 brachytherapy planning system의 digitizer를 이용하여 planning system에 입력하였다. 정면 및 측면영상을 입력시키기 위해 먼저 해부학적인 구조를 재구성 하는데 있어서 가장 좋은 방법으로 알려져 있는 orthogonal set up을 실시하여 두 영상의 중심을 일치시킨후 geometrical skull phantom의 내부에 위치한 도형(CONE, CUBE, SYLINDER, SPHERE)의 좌표를 입력하였다.



〈그림 3〉 정면과 측면 영상정보를 입력하기 위해 planning system의 digitizer에 두 장비에서 얻어진 영상을 위치시킨 모습



〈그림 4〉 orthogonal set up



〈그림 5〉 각 도형들의 위치를 planning system에 입력한 모습

C-ARM과 일반적인 simulator를 이용해 얻은 영상 정보의 정확도를 정량적으로 평가하기 위해 이미 알려진 geometrical skull phantom 내부의 도형들(CONE, CUBE, SYLINDER, SPHERE)의 좌표값 <표 1>과 planning system에 입력된 좌표값을 비교하여 평가하였다.

<표 1> geometrical skull phantom내부 도형의 고유 좌표값

(단위 : mm)

DESCRIPTION	X	Y	Z
CONE	20	40	-35
CUBE	17	40	20
CYLINDER	0	30	0
SPHERE	-20	32.7	25
AVERAGE	4.3	35.7	2.5

결 과

위의 분석방법을 통해 얻어낸 결과로서 정확한 치료계획을 얻기 위해 5일 간격으로 4번에 걸쳐 치료계획을 실시하였고 <표 2>는 brachytherapy 전용 C-ARM으로 4번에 걸쳐 실시한 결과의 평균값을 나타내고 있는 table이며 CONE에서 X의 오차는 0.6mm, Dy 0.5mm, Dz 0.5mm를 나타내고 공간에서의 거리오차 Dr은 0.9mm를 나타내고 있다.

또한 CUBE에서는 Dx 0.4mm, Dy 0.1mm, 공간에서의 거리오차 0.4mm를 보여주고 있고 CYLINDER에서는 Dx 0mm, Dy 0.7mm의 오차를 보이며 Dz 0.3mm, 공간에서의 거리오차는 0.8mm를 나타내고 있다. SPHERE에서도 0.4mm부터 1.1mm까지의 오차를 보이고 있다.

<표 3>은 SIMULATOR를 이용하여 얻어진 film에서의 오차로서 4번에 걸쳐 실시한 결과의 평균오차이다. SIMULATOR의 결과에서도 역시 CONE에서 0.5mm부터 1.4mm까지 CUBE는 0mm에서 0.4mm, CYLINDER와 SPHERE 역시 0.1mm에서 1.6mm의 오차를 보여 CUBE, CYLINDER, SPHERE에서 모든 점들이 허용오차 범위인 ± 2.0 mm 안에 모두 포함되면서 입력되고 있다.

<표 2> C-ARM에서의 평균 오차

(단위 : mm)

DESCRIPTION	Dx	Dy	Dz	Dr
CONE	0.6	0.5	0.5	0.9
CUBE	0.4	0.0	0.2	0.4
CYLINDER	0.0	0.7	0.3	0.8
SPHERE	0.9	0.4	0.5	1.1

<표 3> SIMULATOR에서의 평균오차

(단위 : mm)

DESCRIPTION	Dx	Dy	Dz	Dr
CONE	0.5	1.2	0.2	1.4
CUBE	0.4	0	0.2	0.4
CYLINDER	0.1	0.1	0.1	0.1
SPHERE	0.9	1.2	0.3	1.6

결 론

1. 본원에서 근접치료에 이용하고 있는 일반 SIMULATOR와 C-ARM, BRACHYTHERAPY PLANNING SYSTEM의 위치결정 정확도를 좌표값이 이미 알려져 있는 GEOMETRICAL SKULL PHANTOM을 이용하여 평가해 본 결과, PHANTOM 내부 4점의 실제 좌표값과 C-ARM에서의 좌표값의 오차는 평균 ± 0.7 mm였고 일반 SIMULATOR에서는 평균 ± 0.9 mm를 나타내어 두 장비 모두 평균오차가 허용오차 범위 안에 포함되어 정확한 위치재현이 이루어짐을 알 수 있었다.

2. 두 장비를 사용하는 방법간의 정량적 오차는 평균 ± 0.2 mm로 두 장비 모두 근접치료이용에 이상이 없었다.

3. 본실험을 통하여 brachytherapy의 치료계획시 발생하는 전반적인 기하학적 오차를 정량적으로 평가할 수 있었으며 만족할 만한 정확도를 얻었다.

REFERENCE

1. AAPM, Task Group32, Radiation Therapy Committee, Specification of brachytherapy source

- strength, AAPM : New York, 1986.
2. **BCRU**, Specification of brachytherapy sources, *Brit. J. Radiology*, 57, 941-942, 1984.
 3. **Baltas D**, Quality assurance in HDR brachytherapy, in : international brachytherapy.
 4. **Flynn A**, Quality assurance checks on a micro Selectron-HDR, *Activity Selectron Brachytherapy Journal* 1, 4, 112-115, 1990.
 5. **Joslin CAF**, Quality assurance in brachytherapy : clinical aspects, *Activity Selectron Brachytherapy Journal*, 5, 63-68, 1991.
 6. **Jones CH**, Quality assurance in brachytherapy, *Medical Physics World*, 6, No.2, 4-19, 1991.
 7. **Khan F.M.**, *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins, Baltimore, MD, 1984.
 8. **Gunilla C. Bentel**, *Radiation therapy Planning*.