

Measurement of Radiation Using Tissue Equivalent Phantom in ICR Treatment

Hong-Seok Jang, Tae-Suk Suh, Sei-Chul Yoon,
Mi-Ryeong Ryu, Yong-Whee Bahk, Kyung-Sub Shinn

Department of Therapeutic Radiology

Catholic University Medical College, Seoul, Korea

Department of Radiology, Catholic University Medical College, 505 Bonpo-dong, Seocho-Gu, Seoul 137-040

(Received 10 February 1995; Accepted 3 April 1995)

자궁강내 근접방사선조사시 인체조직등가 팬텀을 이용한 방사선량 측정

장홍석 · 서태석 · 윤세철 · 유미령 · 박용휘 · 신경섭

가톨릭대학교 의과대학 강남성모병원 방사선과학교실

Abstract - This study is to compare A point doses in human pelvic phantom by film dosimetry, computer planning and manual calculation by using of along-away table.

We developed tissue equivalent human pelvic phantom composed of four pieces of cylindrical acryl tubes with water, to simulate intracavitary radiation (ICR) in patients with cervix cancer. When the phantom assembled from 4 pieces, it has a small space for inserting Fletcher-Suit-Delclos applicator like a human vagina. Fletcher-Suit-Delclos applicator inserted into the space was packed tightly with furacin gauzes, and three ^{137}Cs sources with radioactivity of 15.7 mg·Ra-eq were inserted into the tandem. For the film dosimetry, two pieces of X-OMAT V film (Kodak Co.) of which planes include point A, were arranged orthogonally in the slits between phantoms. A point dose and iso-dose curves were measured by means of optical densitometer. A point doses by film dosimetry, RTP system and manual calculation by using of along-away table were compared, and iso-dose curves by film dosimetry and computer planning were also compared. The dose of A point was 51.2 cGy/hr by film dosimetry, 46.7 cGy/hr by RTP system and 47.9 cGy/hr by along-away table.

A point dose by computer planning was similar to the dose by calculation using of along-away table with acceptable accuracy ($\pm 3\%$), however, the dose by film dosimetry was different from two others with about 10% error. Since most clinical beams contains a scatter component of low energy photons, the correlation between optical density and dose becomes tenuous. In addition, film suffers from several potential errors such as changes in processing conditions, interfilm emulsion differences, and artifacts caused by air pockets adjacent to the film. For these reasons, absolute dosimetry with film is impractical, however, it is very useful for checking qualitative patterns of a radiation distribution.

In future, solid state dosimeter such as TLD must be used for the dosimetry of ionizing radiation. When considerable care is used, precision of approximately 3% may be obtained using TLD.

Key words : ICR, Phantom, Film Dosimetry

요 약

연구목적: 자궁경부암환자에서 자궁강내 근접 방사선조사시 선원 배열에 따른 선량분포와 임상적으로 중요한 표식점인 A 및 B점 선량값에 대한 정확성을 평가하기 위하여 조직등가 팬텀을 제작하고 필름선량계측법을 적용하여 측정된 후, 이를 along-away에 의한 계산과 전산화치료계획장치에 의한 값과 비교 분석하였다.

대상 및 방법: 자궁강내 근접 방사선조사시 치료상태를 그대로 묘사할 수 있게 아크릴과 물을 이용하여, 인체조직등가 팬텀을 제작한 후 자궁경부암의 자궁강내 근접 방사선조사를 시행하는 것과 똑같이 Fletcher-Suit-Delclos applicator 를 삽입하였다. Tandem 에 15.7 mg·Ra-eq의 방사능을 가진 ^{137}Cs tube를 2cm 간격으로 3개 주입한 후, A 점에 해당되는 단면 에 수직방향과 평행방향으로 각각 필름을 팬텀 간격에 삽입하였고, 또한 팬텀표면의 방사선량분포측정을 위하여 팬텀표면을 필름으로 감싸서, 1시간 조사하였다. 필름에 현상된 음영을 필름농도계를 이용하여 농도분포를 측정하여, A 점에 대한 방사선량을 환산 하였고, 전체적인 선량분포도를 얻었다. 이러한 측정값과 전산화치료계획장치를 이용하여 얻은 A점 값, along-away 표에 의한 A점 선량을 비교하였고, 필름에 의한 선량분포와 컴퓨터에 의한 선량분포를 서로 비교하였다.

결과: A 점에 대한 필름 측정치는 시간당 51.2 cGy였고, 전산화치료계획장치에 의한 계산값은 시간당 46.7 cGy, along-away 표에 의한 값은 시간당 47.9 cGy여서 약 10 % 이내로 비교적 일치하였다. 필름을 계속하여 얻은 선량분포와 전산화치료계획장치의 계산에 의한 선량분포는 비슷한 모습을 보여주었다.

결론: 본 연구에서 아크릴과 물을 이용하여, 간단하고 경제적인 방법으로 인체조직등가팬텀을 제작할 수 있었고, 이러한 간단한 팬텀을 이용하여 비교적 효과적으로 자궁강내 근접 방사선조사시 사용하는 밀봉선원인 ^{137}Cs tube 의 선량에 대한 품질검사는 물론, 전산화치료계획장치를 이용한 값과 이론적인 식을 바탕으로 수작업으로 계산한 값, 그리고 실험으로부터 구한 실측값을 비교 검토함으로써 치료계획의 신뢰성을 확인할 수 있었다.

중심말: 근접방사선치료, 팬텀, 필름 선량계측

서 론

근접 방사선조사는 밀봉 소선원을 사용하여 interstitial, intracavitary, surface application 등 짧은 거리에서 종양에 국소적으로 고선량을 집중조사하고, 주위정상조직에는 급격히 선량을 감소시키는 방법으로서, 두경부 종양[1, 2], 폐암[3, 4], 자궁경부암[5, 6] 등에 사용되고 있는 치료방법으로서, 외부방사선 조사와 서로 병용하여 사용하거나, 자체적으로 사용하는 치료방법중의 하나이다.

본 원에서는 1983년부터 ^{137}Cs tube를 사용하는 Fletcher-Suit-Delclos applicator를 도입하여 자궁경부암환자에 대한 근접 방사선치료를 시행하여 왔다. ^{137}Cs tube에 의한 선량계산은 ^{137}Cs tube를 제작한 제작회사에서 교정 계측된 측정자료와, 반감기를 이용한 계산을 통하여 예측할 수 있지만, 사용부서에서 정기적인 확인이 필요하다. 저자들은 이러한 방사선원의 강도를 측정하는 여러가지 방법중 경제적이면서, 실제와 유사한 환경에서의 선량측정을 위해 조

직등가 팬텀을 자체 제작하였고, 선량분포 확인 및 임상적으로 중요한 A점 선량값을 필름선량계측법을 적용하여 알아보고, 이를 along-away에 의한 계산과 전산화치료계획장치에 의한 값과 비교 분석하였다.

재료 및 방법

강내 Fletcher-Suit-Delclos applicator (3M Co., 미국)를 삽입하여, 근접 방사선조사시 치료상태를 그대로 묘사할 수 있는 인체 조직등가의 골반모형 팬텀을 제작하였다. 팬텀의 기본 구조는 아크릴로 제작된 4조각의 실린더 형태로 인체조직등가물질인 물을 주입할 수 있게 제작되었으며 이 4조각은 지름과 높이가 각각 $9 \times 40\text{cm}$, $9 \times 30\text{cm}$, $9 \times 15\text{cm}$, $9 \times 15\text{cm}$ 의 1/4 원통의 형태를 하고 있다 (Fig. 1). 4 조각의 실린더가 조립되었을 때 성인 여자의 질과 같은 모양이 형성될 수 있게 구성되어 있어서, 실제 자궁강내 근접 방사선조사시와 같이 Fletcher-Suit-Delclos applicator가 들어갈 수 있게 하였다 (Fig. 2,

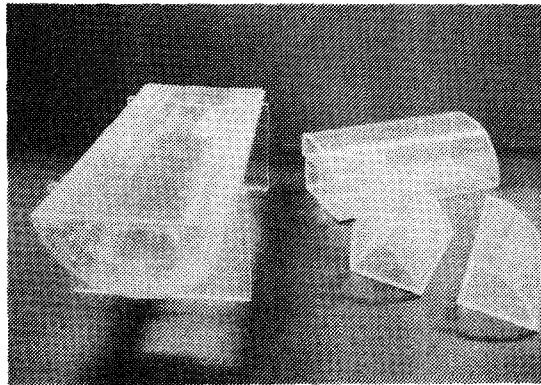
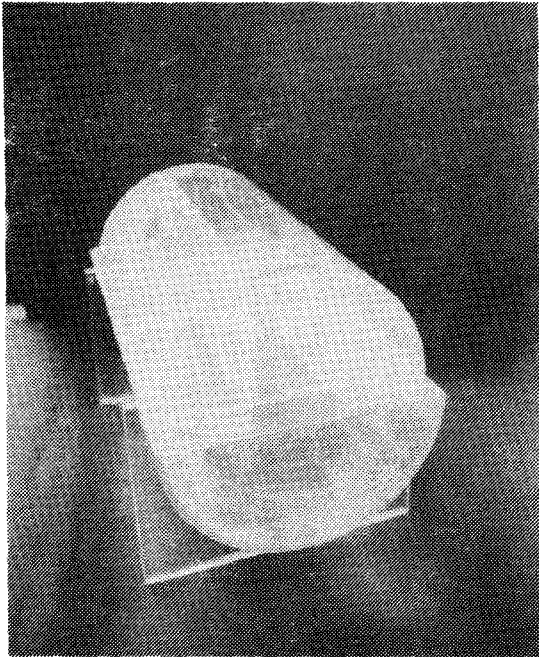


Fig. 1. Home-made tissue-equivalent phantom made of four pieces of cylindrical acryl tubes with water.

3). Manchester 법에 의한 자궁경부암의 근접 방사선조사의 선원배열 계획은 어느 한 개의 기준점 선량을 기초로 해서 시행하고 있다. 이점을 A점이라 부르고, 종양선량을 대표하는 기준이 되는 점으로서, 그 위치는 자궁강 장축에서 횡방향으로 2cm, 질원개부 상면 2cm 에서 만나는 지점이다. 또 A 점에서 측방향으로 3cm 되는 지점을 B 점으로 하고, 이는 골반벽 부근의 선량에 대한 지표가 된다 (Fig. 4). 본 팬텀은 임상적으로 선량을 처방하는 기준이 되는 A 점과, 부작용을 예측하는데 참고로 이용하는 B

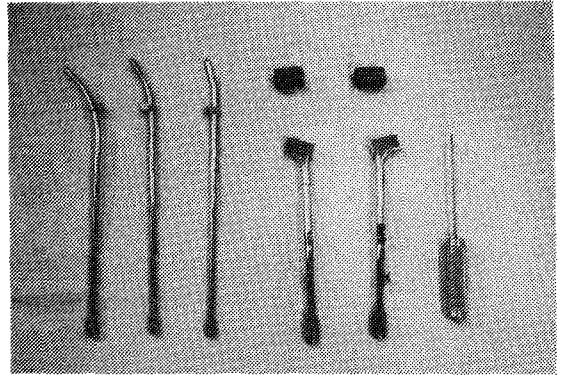


Fig. 2. A fletcher-suit-delclos applicator set.

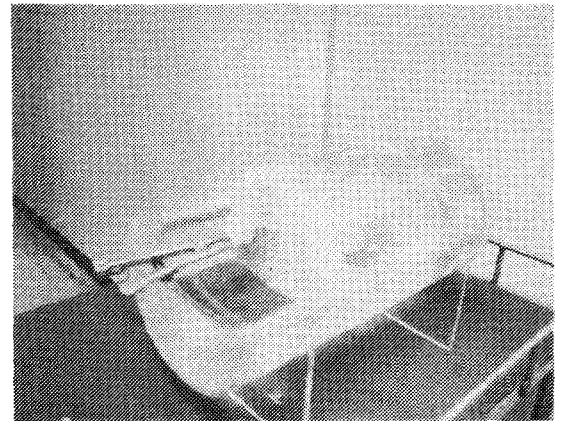


Fig. 3. Fletcher-suit-delclos applicator inserted into the human pelvic phantom.

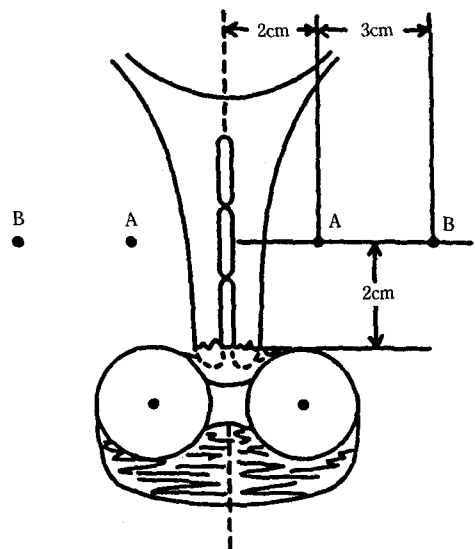


Fig. 4. Original definition of points A and B, according to the manchester system.

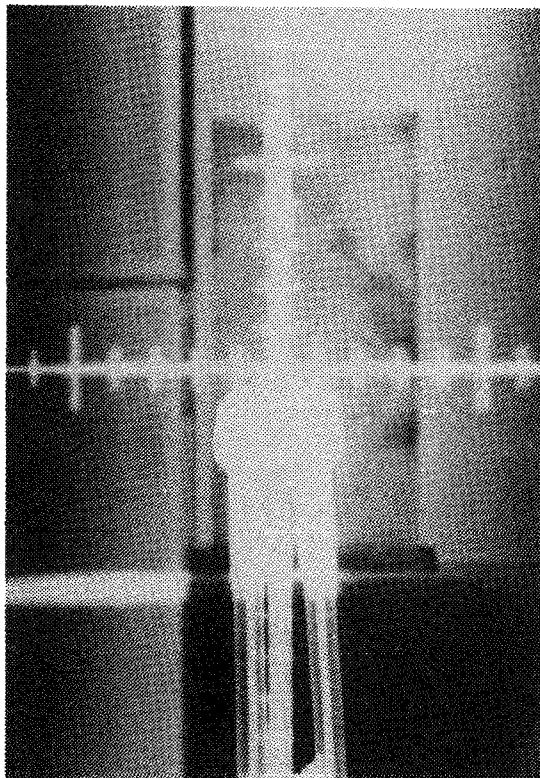


Fig. 5-1. AP simulation film of ICR in human pelvic phantom.

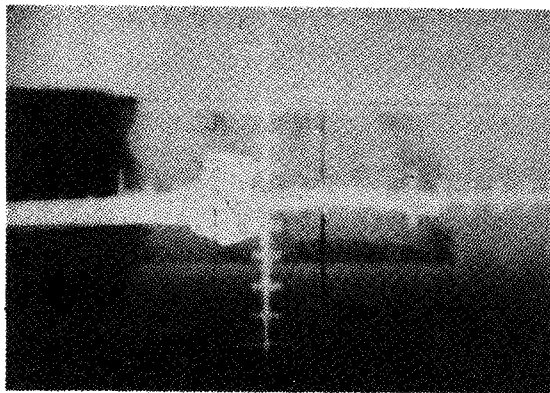


Fig. 5-2. Lateral simulation film of ICR in human pelvic phantom.

점에 해당하는 부위에 각각 평행 및 수직으로 선량 측정용 필름을 삽입할 수 있게 제작되었다.

이러한 팬텀을 조립한 후 자궁경부암의 자궁강내 근접 방사선조사위치와 똑같이 Fletcher-Suit-Delclos applicator를 삽입하고 furacin 거즈를 넣어서 움직이

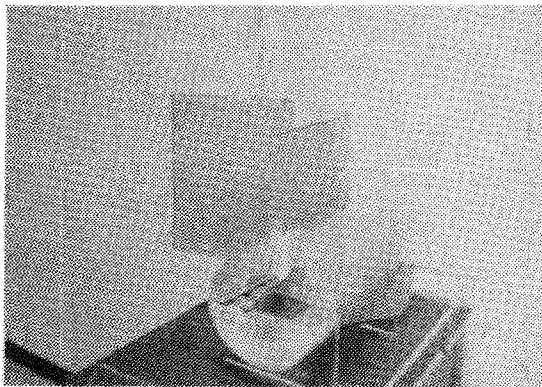


Fig. 6. Film setup for dosimetry of ICR in human pelvic phantom.

지 않게 고정시킨 후, RTP로 선량분포를 얻기 위하여 simulator로 simulation 하였다 (Fig. 5). 본 원에서 근접 방사선치료용으로 사용하고 있는 ^{137}Cs tube (6D6C, 3M Co., 미국)는 stainless-steel tube 형태로 구성되었다[7]. Fletcher-Suit-Delclos applicator의 tandem에 15.7 mg·Ra-eq 방사능을 가진 ^{137}Cs tube를 3개 주입하고, Film dosimetry[8]를 위해서 X-OMAT V film (Kodak Co., 미국)을 A 점에 해당되는 단면에 수직과 평행으로, 서로 직각방향으로 만나도록 팬텀 간극에 삽입하였다. 또 팬텀의 표면에서의 방사선량측정을 위하여 팬텀표면도 필름으로 감싸서, 1시간동안 조사하였다 (Fig. 6). 필름 계측법에서는 현상된 필름을 필름농도계 (Multi Data Co., 미국)를 calibration 해서 얻은 X-OMAT V film의 특성곡선 (방사선 대 흑화도의 관계곡선)을 이용하여 필름에 현상된 흑화도를 조사된 방사선량으로 환산하여, A 점에 대한 조사선량을 구하였고, 전체적인 선량분포를 얻었다. 이때 ^{137}Cs tube의 조사를 받은 X-OMAT V film과 특성곡선을 얻기 위하여 calibration한 X-OMAT V film과의 현상과정에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위하여 동시에 현상하였다. Therac 2000 전산화치료계획장치 (NEC Co., 일본)를 이용한 A 점의 계산은 simulation을 통하여 얻은 2개의 직각방향의 필름을 전산화치료계획장치에 입력시킨 후 점선원 모델 공식(point source model formula)[8]을 이용하여 각각의 점을 계산한 후 ^{137}Cs tube를 중심으로 선량의 3차원적인 재구성을 통하여, A 점 선량과 그 면에서의 선량분포를 구했다.

A 점에 조사시키려는 흡수선량 D cGy는 다음 식으로 생각할 수 있다.

$$D = \frac{A \cdot f \cdot \gamma}{d^2} \cdot Cw(d1) \cdot Ct(d2) \cdot (cGy/hr)$$

- A : 선원 세기 (mCi)
- f : R/cGy 변환정수
- γ : 조사선량을 상수 (R cm²/mCi-hr)
- d : 선원에서 계산점까지의 거리(cm)
- Cw(d1) : 캡슐벽의 흡수선량 변환계수 (d1 : 캡슐벽 두께)
- Cw(d2) : 조직내 흡수선량 변환계수 (d2 : 조직내 거리)

마지막으로 along-away표 (Greenfield등의 데이터로부터 수정된 표)[9]를 이용한 A 점의 계산은 각각의 tandem 중심에서의 A 점에 대한 기여도를 along 과 away의 길이를 구하여 along-away표에서 그 값을 찾고, 이렇게 얻은 값을 각각의 tandem 선원의 세기에 곱한다. 이렇게 하여 구한 세 선원에 의한 값을 합산하여 A 점값을 구하였다. 필름선량계 측법에 의한 A점 값, 전산화치료계획장치를 이용하여 계산한 A점 값, 그리고 along-away표를 통하여

수작업으로 계산한 A점 값을 비교하였고, ¹³⁷Cs tube의 조사를 받은 X-OMAT V film을 필름농도계로 calibration 해서 얻은 특성곡선을 통하여 얻은 선량분포를 전산화치료계획장치의 컴퓨터 계산에 의한 선량분포와도 비교하였다.

결 과

인체 조직등가의 골반모형 팬텀에 47.1 mg·Ra-eq의 ¹³⁷Cs을 삽입하고 1시간 조사한 후에 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Along-away표를 이용한 A 점의 선량계산은 47.9 cGy/hr 였고, A 점에 대한 필름 측정치는 시간당

Table 1. Comparison of dose at A point.

	A Point dose (cGy / hr)
Film Dosimetry	51.2
Computer Planning	46.7
Along-Away	47.9

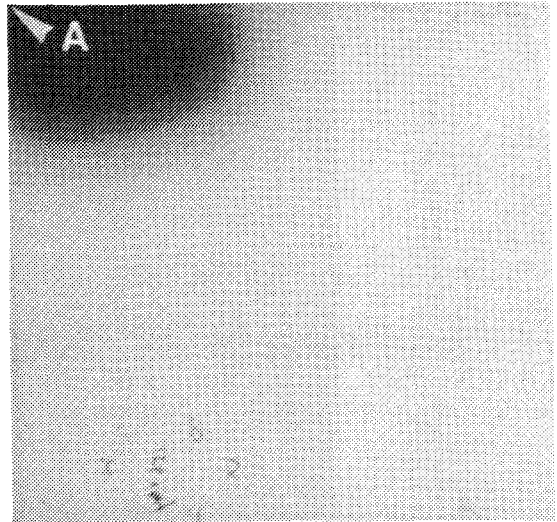


Fig. 8-1 (a). Sagittal film exposed by ¹³⁷Cs tube.

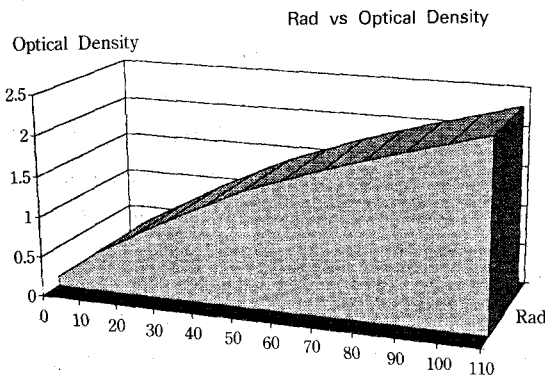


Fig. 7. Characteristic curve of Kodak X-OMAT V film by optical densitomer

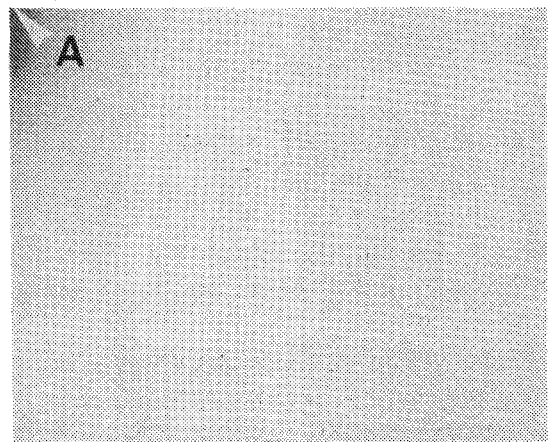


Fig. 8-1 (b). Axial film exposed by ¹³⁷Cs tube.

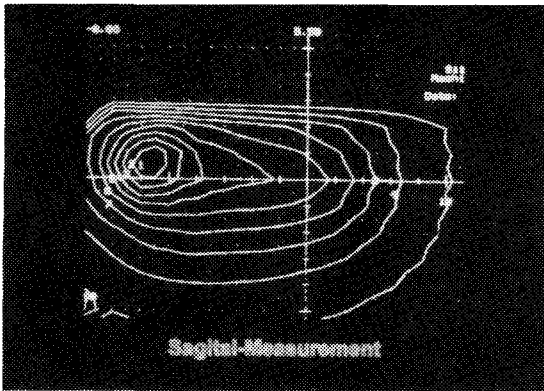


Fig. 8-2 (a). Sagittal iso-dose curve by film measurement.

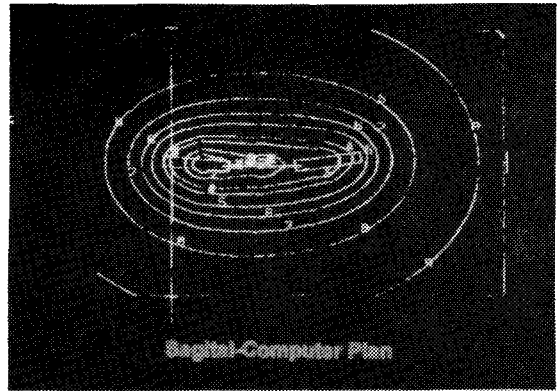


Fig. 9 (a). Sagittal iso-dose curve by RTP.

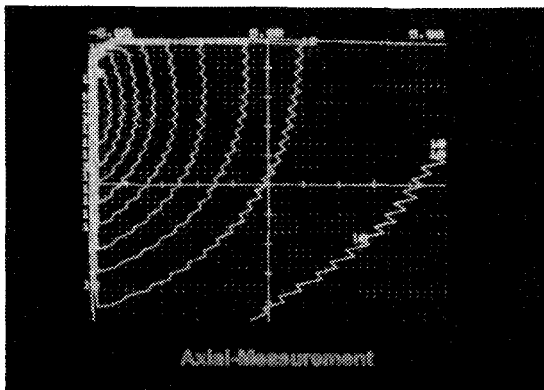


Fig. 8-2 (b). Axial iso-dose curve by film measurement.

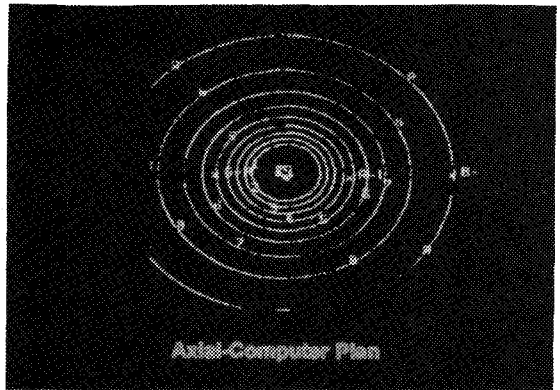


Fig. 9 (b). Axial iso-dose curve by RTP.

51.2 cGy, 전산화치료계획장치의 계산값은 시간당 46.7 cGy 였다 (Table 1).

2. 필름농도계를 calibration 해서 X-OMAT V film의 특성곡선을 얻었다 (Fig. 7).

3. ^{137}Cs tube의 조사를 받은 X-OMAT V film을 현상하고 (Fig. 8-1), 필름농도계를 calibration 해서 얻은 특성곡선을 이용하여, X-OMAT V film 필름의 선량분포를 구하였다 (Fig. 8-2).

4. Simulator로 서로 직각이 되게, 앞뒤 방향과 옆 방향에서 찍은 simulation 필름을 전산화치료계획장치에 입력하여 컴퓨터 계산에 의한 선량 분포를 얻었다. (Fig. 9).

5. 이상에서 얻은 결과를 볼 때 X-OMAT V film을 현상하여 얻은 선량분포곡선과 전산화치료계획장치에 의한 선량분포곡선은 거의 일치 하였다. 단 이때 Fig. 8 에서 측방향의 필름음영 및 선량분포곡선은

전산화치료계획장치에 의한 선량분포곡선의 우상방향의 4분의 1 상한 부분에 해당한다.

6. 팬텀의 표면을 감싸고 있던 필름의 흑화도를 분석하여 얻은 선량 측정치는 필름 흑화도의 Fog 범위 이내로서 값을 구할 수 없을 만큼 적은 양이며, 전산화치료계획장치의 컴퓨터 계산치 3 %와 같다.

고 찰

근접방사선치료에서 ^{137}Cs 는 ^{226}Ra 대신으로 조직 내 및 강내 조사에 이용되고 있으며, ceramic microspheres나 불용해성 가루 형태로 stainless steel needle이나 tube에 이중으로 봉입되어 사용되고 있다. 반감기가 약 30년 정도로 방사능 붕괴가 연 2 % 정도 감소하여 치료시간의 조정이 있을지라도 선원 교환 없이 약 7년동안 임상에서 이용할 수가 있다.

방사선 생물학 및 임상적 연구에 의하면 정상조직의 장해 발생율과 종양의 제어율은 관련된 조직의

흡수 선량에 크게 의존됨을 알 수 있고, 따라서 방사선치료에 있어서 환자에 투여되는 정확한 선량이 중요하고, 품질 보증의 계획이 필요하다. 본 연구에서 아크릴과 물을 이용하여 간단히 경제적으로 인체조직등가 팬텀을 제작할 수 있었고, 이러한 간단한 팬텀을 통하여 비교적 효과적으로 자궁강내 근접 방사선조사시 사용하는 밀봉선원인 ^{137}Cs tube 세기에 대한 품질검사는 물론, 전산화치료계획장치에 의한 계산값 과 이론적인 식을 바탕으로 수작업으로 계산한 값, 그리고 실험으로부터 얻은 측정값을 비교 검토함으로써 치료계획의 신뢰성을 확인할 수 있었다. A 점에 대한 필름 측정치는 시간당 51.2 cGy였고, 전산화치료계획장치의 계산값은 시간당 46.7 cGy, along-away표에 의한 값은 시간당 47.9 cGy 였다. 실제로 전산화치료계획장치 계산값과 along-away표를 이용한 계산 값은 약 3 % 이내의 정확성을 보인 반면에 필름 계측법을 이용한 선량측정에서만 약 10 % 정도의 오차를 보여주고 있다. 필름 계측법은 전자선량 측정에는 매우 유용한 방법이지만 방사선량 측정에는 상당한 제한점을 가지고 있다. 그 이유는 광전자효과가 원자번호의 제곱에 비례하기 때문에 필름 감광유체에 있는 은(Ag)이 광전자효과에 의하여 150 KeV 이하의 방사선을 강하게 흡수하는데, 임상에서 사용되는 대부분의 방사선에서는 저 에너지의 산란선을 포함하고 있으므로 필름 계측시에 광도와 방사선광과의 비례관계가 모호하고, 필름 주위의 공기 포켓이나, 필름 현상과정에 있어서의 조건, 필름농도계의 calibration시의 오차 등으로 인하여, 정확한 정량적인 분석을 위해서는 어느 정도의 한계성을 가지는 검사법이기 때문일 것으로 생각된다[7]. 따라서 필름을 가지고서 절대적 선량계측은 어렵지만, 방사선조사야의 확인, 조사야 편평도, 대칭성 방사선량 분포의 빠른 측정 등에는 매우 유용하게 사용할 수 있다. 본 연구에서는 ^{137}Cs tube의 조사를 받은 X-OMAT V film과 특성곡선을 얻기 위하여 calibration 한 X-OMAT V film과의 현상과정에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위하여 동시에 현상하였기 때문에 상기한 약 10%의 오차는 필름 현상과정에 있어서의 조건이나, 필름농도계의 calibration시의 오차보다는 필름 주위의 공기 포켓 등에 의한 오차로 생각되어진다. 또한 팬텀을 감싼 필름에서 방사선양을 측정 할 수 없었던 것은 ^{137}Cs tube 에 의한 방사선 조사는 짧은 거리에서 국소적으로 고선

량을 집중조사하고, 주위로 갈수록 급격히 선량이 감소함을 보이기 때문으로 생각된다.

향후 사용이 편리하고, 취급이 용이하며, 넓은 선량 측정범위를 가진 TLD와 같은 고체선량계를 이용한 흡수선량 측정을 할 예정이며, 이렇게 제작이 간단하고 효과적인 팬텀을 더욱 발전시켜, 방사선방어에 대한 기본장비로 응용될 수 있는 효과적인 장비개발의 기초로 삼고자 한다.

참고문헌

1. Y. Akine, "Stage I-II carcinoma of the anterior two-thirds of the tongue treated with different modalities: A retrospective analysis of 244 patients." *Radiother. Oncol.* 21, 24-28, (1991).
2. C. C. Wang, "Improved local control of nasopharyngeal carcinoma after intracavitary brachytherapy boost." *Am. J. clin. Oncol.* 14, 5-8 (1991).
3. C. Aygun, S. Weiner, A. Scariato, D. Spearman, L. Stark, "Treatment of non-small cell lung cancer with external beam: Radiotherapy and high dose rate brachytherapy." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 23, 127-132 (1992).
4. B. Speiser, L. Spratling, "Radiation bronchitis and stenosis secondary to high dose rate endobronchial irradiation." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 25, 589-597 (1993).
5. T. Arai, T. Nakano, S. Morita, "High dose rate remote afterloading intracavitary radiation therapy for cancer of the uterine cervix - A 20 year experience." *Cancer* 69, 175-180 (1992).
6. D. Brenner, Y. Huang, E. Hall, "Fractionated high dose rate versus low dose rate regimens for intracavitary brachytherapy of the cervix: Equivalent regimens for combined brachytherapy and external irradiation." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 1415-1423 (1991).
7. F. M. Khan, *The physics of radiation therapy*, 2nd ed., pp. 422-423, Williams & Wilkins, Maryland (1994).
8. J. F. Williamson, F. M. Khan, S. C. Sharma, "Film dosimetry of megavoltage photon beams:

- A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion." *Med. Phys.* 8, 94 (1981).
9. W. R. Hendee, *Radiation therapy physics*, 1st ed., pp. 134-165, Year book medical publishers, Inc. Chicago (1981).