

임상적 이용에 필요한 중성자 측정

한국에너지연구소 원자력병원 치료방사선과

정현우

— Abstract —

Hyun Woo Chung

*Dept. of Therapeutic Radiology, Korea Cancer Center Hospital
Korea Advanced Energy Research Institute*

The purpose of this presentation is to outline the measurement made at Korea Cancer Center Hospital, KAERI, and to present the result obtained.

These measurements were designed to demonstrate the compicance of the isocentric fast neutron facility.

1. Neutron production and delivery.
2. Physical parameters of the neutron beam .
3. Neutron beam calibration including "n" ratio and detector design.
4. Treatment planning.
5. Health physics consideration etc.

will be covered the above topics.

국내에서 처음으로 한국에너지 연구소, 원자력 병원에 설치한 싸이크로트론 및 마이크로트론에 의한 방사선 치료기에 대하여 국제적 PROTOCOL (규약)에 의거한 물리적 특성을 측정 한 결과를 다음과 같이 열거해 보면,

- 1) 중성자 치료기의 역사적 배경
 - 2) 원자력 병원 싸이크로트론의 개요
 - 3) 중성자 측정장치의 특성
 - 4) 선량백분율
 - 5) 주변환경에 대한 방사선 오염도 등
- 이상과 같이 원자력 병원의 싸이크로트론 방사선 치료기의 물리적 특성을 여러 방법으로 측정 한 결과 Beam data는 임상적 응용에 필요한 모든 조건을 충족시켰고, 고에너지 중성자에 의한 안전

- 관리 문제점등도 파악하게 되었다.
- 실험 내용으로는
- 1) 치료기 장치로 부터의 누설 선량측정과
 - 2) 실내 산란중성자 영향 평가
 - 3) 중성자 조사에 의한 실내 α, β, γ 산란선 측정
 - 4) 중성자 50rads 조사시 실내 산란선 측정에 의한 KAERI Monitor 와 방사선 치료과의 Survey Meter와의 비교분석
 - 5) 중성자 50rads 조사후 실내 중앙점에서 공기오염도 측정에 대한 환풍장치의 가동여부와
 - 6) 임시 환풍장치 설치 공기오염제거 효과를 비교하고
 - 7) 조직등가 물질로 만들어진 ION-Cham-

ber 를 사용하여 조직등가 물질로 구성된 Air 를 주입시켜 Lucite Phantom과 물(Water) 탱크에 의한 측정장치의 특성을 파악하고

8) Lucite phantom에 중성자 100rads 를 조사시킨 후 방사성화로 인한 방사선방출에 대한 방사선 측정하여 피폭후 환자의 방사성화로 인한 제 2차적인 방사선이 얼마나 검출되는가에 대해서 간접적으로 측정하였다.

9) Field size(조사야)에 의한 방사선 방출의 특성등을 비교 검토하였다.

I. 서 론

속중성자선 치료는 영국의 Medical Research Council(MRC)에서부터 과거 중성자 치료에 대해서 재검토하여 현재 선진각국에서 활발히 연구되어 원자력병원에서도 1986년부터 스웨덴 Scanditronix 사의 MC-50 싸이크로트론이 가동됨에 따라 암치료 의료인은 물론 의학물리학자들의 관심이 되고 있다.

한편 속중성자치료기의 기초는 체내흡수선량의 정확한 측정기술이겠으나⁴⁾ 원래 중성자는 물질과의 상호작용이 X선 또는 전자선과는 다르기 때문에 선량평가에 매우 복잡한 문제가 대두되고 있으며, 그중 하나는 속중성자선 내에는 γ 선과 비정(Range)이 매우 짧은 heavy charged particle 이 존재되어 있기 때문이다.⁷⁾

또한 고선량을 요하는 암치료의 입장에서 보면 현재의 targetsystem으로 간단하게 구성토록 개발되어 있어 원자력병원의 싸이크로트론은 ${}^9\text{Be} \langle P(50 \text{ Mev}) \rangle B^{10}$ 의 핵반응에 의한 50Mev의 fast neutron 를 암치료에 이용하게 되었다.^{5,6)}

그러나 속중성자선내의 Mixed된 X-선 또는 γ -선은 target에 충돌하는 입사입자의 에너지와 target 두께에 따라 차이는 있으나 방사선 생물학적 효과비를 고려한 γ 선의 효과는 γ 선이 비교적 적기 때문에 속중성자선에 비하여 매우 적은 것으로 평가되므로 현재 미국, 영국, 일본 등에서는 속중성자선과 γ 선이 포함된 total d-

ose의 흡수선량으로 치료에 임하고 있는 실정이다.⁸⁾

따라서 저희 방사선물리생물실에서는 Cyclotron으로부터 방출되는 50Mev 속중성자선의 선량과 물리적 특성을 파악키 위하여 영국, 미국의 물리학자등과 공동으로 속중성자선량을 측정하였으며 이에 대한 결과를 비교 검토하여 고에너지 중성자측정기술 개발에 한층 더 발전하게 되었고 공기중 조직흡수선량, Water(물) Phantom내에서의 조직흡수선량, Phantom내 ION-chamber의 교정등에 관하여 상호 비교하게 되었다.^{9,10)}

II. 실험 및 방법

1) 공기중 조직흡수선량 2) Phantom 내 조직흡수선량 3) γ 선량등을 측정한 다음 선량 측정된 다음 선량측정 결과를 선진각국의 치료 시설등과 상호 비교하여 선량기술의 신뢰도를 평가하게 되었다.

1) 선량평가

속중성자선의 선량측정평가는 ①AAPM, Protocol(American Association is Physicist in Medicine) ② ECNEU(European Clinical Neutron Dosimeter Group)에 근거로 측정하였다. 그러나 중성자선에는 다소간 γ 선이 mixed(혼합)되어 있으므로, 중성자선과 γ 선을 분리 측정하는 대전전리함이 있으나, 현재까지 γ 선에 의한 제 2차 전자선과 중성자의 물질과의 상호작용에 의하여 방출되는 양자선, α 입자 및 Charged particle 등에 의한 저지능(stopping power) 흡수계수, Kerma(kinetic energy release in Mass), W값에 대하여 많은 문제점이 남아있고, 특히 Kerma에 대한 에너지의 신빙도는 18Mev까지로서 그 이상의 에너지에 대하여는 반응단면적의 자료가 부족하여 현재까지 확실한 값을 구하기에는 불가능한 실정이다.¹¹⁾

특히 미국의 물리학자 'Goodman 등은 대전전리함에서 γ 선에 고감도전리함의 중성자에 대한

감도에 대한 오차를 계산하였으나, Bichsel 등의 다른 물리학자들은 그 문제점을 지적하였고, 과거 미국, 일본 등에서도 측정선량 상호비교에서도 몇 가지 가정으로 선량평가법을 설정하여 왔다.^{10,13)}

한편 미국의 각 치료시설에서의 자료는 대부분 대전리함법을 이용한 것이 아니라 조직등가물질의 wall로 구성된 Chamber Volume이 1cc 정도의 전리함을 이용하였으며 표준 γ -선원 Co-60에서의 gas의 질량비를 구하여 Bragg-Gray 원리에 따라 total dose를 산출한 자료이다.

또한 본 실험에서는 미국, 일본 등에서의 전자선, 양자선, γ 선, 중하전입자 (heavy charged particle) 등의 W와 저지능 (Stopping Power)에 관한 실험치 미국, 씨에틀시: $W_n = 0.85 W_p + 0.15 W_\alpha$ Sn = Sp 일본국립 방사선실험실: $W_n = W_\alpha$, Sn = Sp 등을 고려하였으나, 측정방법의 간편성을 고려하여 조직등가 gas 및 공기를 사용하므로써 이들의 실험치를 무시하였다.^{10, 14)}

즉 Monitor Calibration에서와 절대치 (absolute dose rate) 측정치 평가에서는 Tissue equivalent (조직등가) gas 주입을 분당 5 ml로 통과시켰다.

2) 전리함과 측정기

각국에서는 속중성자 선량측정에 이용된 전리함의 특징은 다소 차이는 있으나 본 실험에서의 total dose 측정에서 이용 한 전리함은 미국회사의 Far-West technology Co의 IC-17, IC-18, 0.1cc, 1cc의 전리함 (ION-chamber)와 leakage 선량을 측정에는 IC-80, ION-chamber)와 leakage 선량 측정에는 IC-80, ION-chamber, 전리함의 volume이 80cc인 것을 주로 사용하여 왔고, 이 측정기기는 선진각국에서 주로 많이 사용되고 있고 그들에 의해서 추천된 것으로 상호비교에 용이하다.¹⁵⁾

한편 electrometer로는 스웨덴사의 Theradose 제품으로서, RDM. 기기를 사용하였으며 고감도 측정에 널리 이용되어 왔다.^{16,17)}

3) 중성자선장

저희 원자력병원에서는 $^9\text{Be}(p,50\text{Mer})\text{B}^{10}$

의 핵반응을 이용하는 반면에 몇몇 선진각국에서는 $^9\text{Be}(d,n)\text{B}$ 의 핵반응으로 중성자를 방출하였다. 원래 외부로부터 방출되는 중성자는 가속된 포격입자의 종류와 에너지 그리고 target의 두께에 따라 중성자의 선량과 에너지는 다소간 차이가 있으나 양측 핵반응에 의하여 방출되는 중성자의 spectrum은 근본적으로 조사하기 때문에^{18,19)} 수정하지 않고 상호 비교하였다.

저희 중성자선 field size는 $10 \times 10\text{cm}$, STD or SAD, 150cm 일때 전리함의 중심을 기준 위치에 놓고 선량을 측정하였으며, 실험중심에 관한 보정 (correction)은 filed flatness를 측정 한 결과 국제적 허용치인 $\pm 3\%$ 이내 이므로 이에 따른 Correction은 무시되었다.¹⁰⁻²²⁾(table 3 참조)

III. 결과 및 고찰

1) γ -선량 비교

모든 속중성자선 치료시설에서의 선량평가 기준은 γ -선에 의한 측정기의 교정에서부터 시작되므로, 원자력병원의 Co-60 원격치료장치의 γ -선장에서 저희가 보유하고 있는 미국의 Far-West Co사의 ION-Chamber (전리함)을 공기중과 T-Egas, 즉 조직등가 gas를 주입시키면서 γ -선량을 Columb/R 의 값으로 측정 한 결과 과거 저희가 보유한 또다른 전리함과의 sensitivity, nc/R 등을 비교하여 각 전리함 고유상수값을 정하였고 미국의 씨에틀시의 그것과 차이는 1% 이내 었다. 전체적으로 γ -선의 측정치는 비교적 양호하게 일치되었다.

2) Phantom 내 조직흡수선량 비교

물 phantom내 조직선량의 측정치는 $10 \times 10\text{cm}$ field size에서 T·E gas 분당 5cc 량만큼 주입시키고 100% 선량분율의 깊이에서 (1.5cm) 1 monitor unit 당 1.048 rads 였고 이는 절대선량이라고 가정되었다.

본 실험은 스웨덴으로부터 속중성자 치료기를 도입하여 저희의 측정자료와 미국, 일본, 영국,

유럽등의 측정자료를 상호비교함에 있어서 각기 다른 측정 system 및 측정기술로부터의 측정결과를 비교에 있어서 다소 불확실성이 문제로 남아 있으나, 본 실험의 일차적인 목적은 원자력병원의 속중성자선 측정치의 신뢰도를 파악하기 위한 것이다. 또한 총흡수선량만으로 비교하므로 공기중 또는 phantom중 γ 선의 mixed되는 율은 10% 이내로 평가되고 있으나 국내에서 정확한 결론을 얻기까지는 중성자 측정기술이 더욱더 보완되고 앞으로 계속하여 선진각국의 비교치를 검토하므로써 국제적 표준측정기술을 재정립 시키고 서로 보완적인 정보교환이 이루어지도록 상호협조가 되어야겠다.

IV. 결 론

MC50 싸이크로트론이 국내 처음으로 원자력병원에서 가동됨에 따라 50 Mev의 속중성자선의선량과 물리적 특성을 파악하고 그 결과 미국,일본, 영국등의 자료와 상호비교한 결과는 다음과 같다. (각각 표참조)

1) 미국 Far-West co에서 구입한 각각의 전리함 (ION Chamber)들의 Calibration factor들에 대해서 우리 자체내의 Co-60 원격 치료장치하에서 측정해 본 결과 그 값들은 믿을만 하고 지금까지 우리가 측정한 국제규약에 따른 중성자 선량측정은 ECNEU (유럽중성자 측정협회) Protocol에 의한 계산치는

$2.039 \times 10^{-10} \text{ c Gy/columb}$ 에 비해서

우리의 계산치는 $2.041 \times 10^{-10} \text{ c Gy/columb}$ 라는 전리함의 인감도를 확인해 본 결과 그 변화치는 약 -0.09% 거의 일치된 결과임.

2) 환자 및 종사자들의 방사선 방어를 위하여 중성자 치료실을 Survey한 결과 치료실의 Couch 주변 3~4 mR/hr 이고 Behind gantry 주변에서는 0.6mR/hr ~ 15mR/hr (table 2 참조)

3) 공기중과 물 (Phantom)내에서의 조직 흡수선량의 측정치는 선진각국의 측정치와 비교결과는 1~2% 내의 차이를 보였다.

이상과 같이 미국, 일본, 유럽 등의 속중성자선량 측정치와 상호비교는 대체적으로 양호하게 일치되므로서 우리의 측정기술의 신뢰도는 비교적 양호한 것으로 평가되었고, 본 실험을 통하여 얻어진 결과는 장차 국내 속중성자선을 이용하는 암치료 기관에서 보다 선량이 정확히 이용되어 선진 각국과의 치료효과 상호비교에서 상호 신뢰도를 증진시키는데 크게 기여할 것으로 사료된다.

P (50Mev) Be, Neutron Beam

Filter #1	Field size	Out-Put factor
"	6 × 6	0.894
"	8 × 8	0.952
"	10 × 10	1.000
"	12 × 12	1.045
Filter #2	14 × 14	1.995
"	16 × 16	1.035
"	18 × 18	1.064
"	20 × 20	1.092
"	22 × 22	1.120
"	24 × 24	1.139
"	26 × 26	1.159
"	28 × 28	1.174
"	30 × 30	1.187

(Table 1)

I. Fermilab, P(66) Be, N.T. Facilities

Isocenter Dose	KCCH
Before Irr : 8 mR/hr.	
1 min : 25 mR/hr.	10 mR/hr
5 min : 15 mR/hr.	8 mR/hr
10 min : 10 mR/hr.	3 mR/hr

(Table 2)

Specification of Neutron Beam by
American Protocol
European Protocol

- I. Field Flattness KCCH
80% isodose curve in
water phantom: $\pm 3\%$ $\pm 3\%$
Central Dose는 OFF axis
Dose 보다 7%이상 초과금지 7%
- II. Depth Dose (D_{50}) = 14.3cm (10x10)
in water 14.3 cm
- III. F.S. 외측 (5cm)의 Dose: Central
Dose 의 1% 이하 1%
- IV. Penumbra. KCCH
20-80% : 8 mm 이하 8 mm
90-10% : 20 mm 이하 18 mm
- V. Isocenter: 150 ± 0.2 149 ± 0.4 mm
이하

(Table 3)

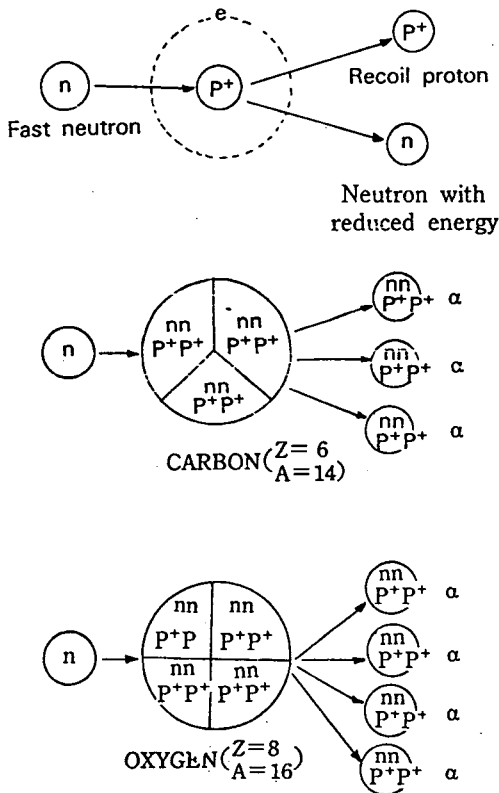


그림 1. 중성자와 원자들의 상호작용

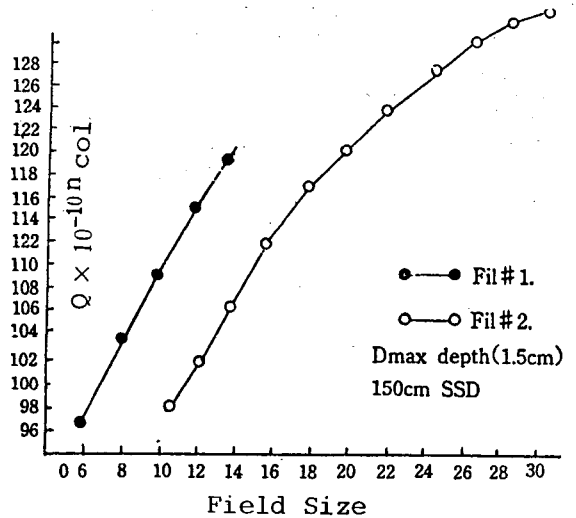


그림 1. 중성자와 원자들의 상호작용

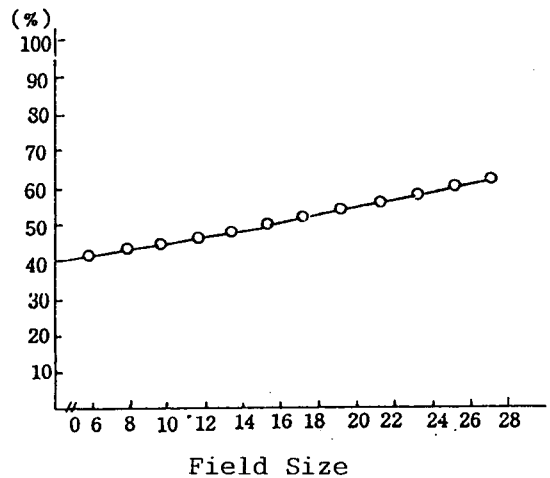


Fig3. Skin surface dose relative to dmax dose

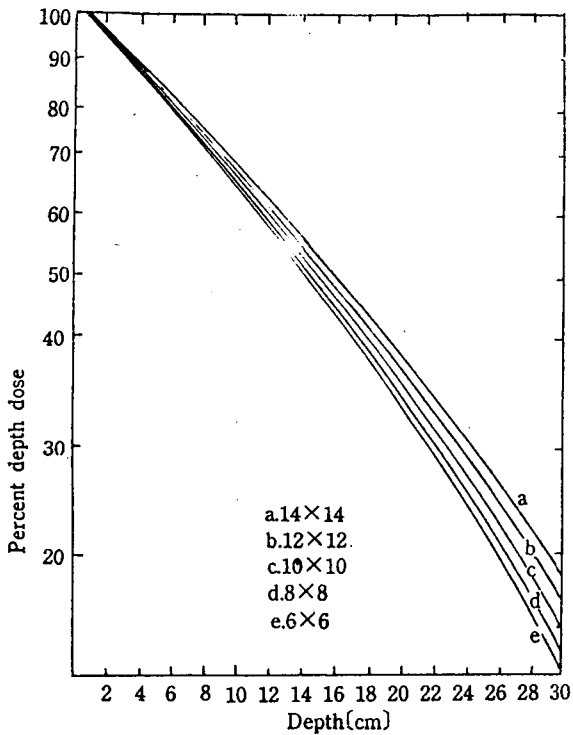


Fig4. Depth dose (Fil.1)

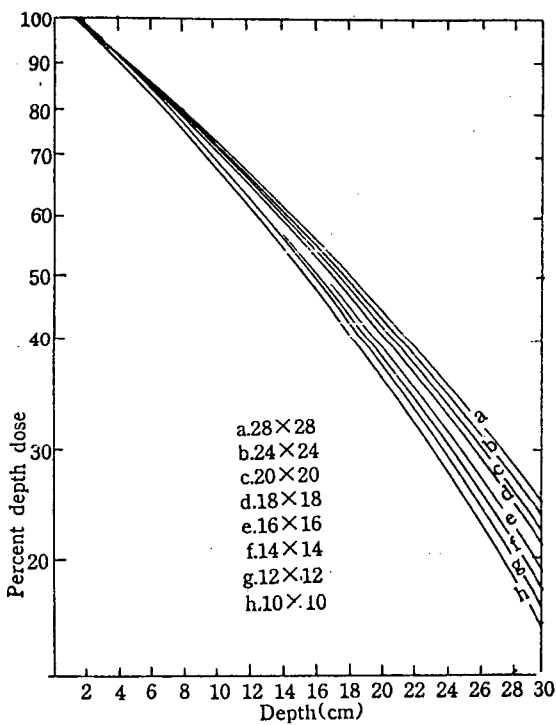


Fig5. Depth dose (Fil.2)

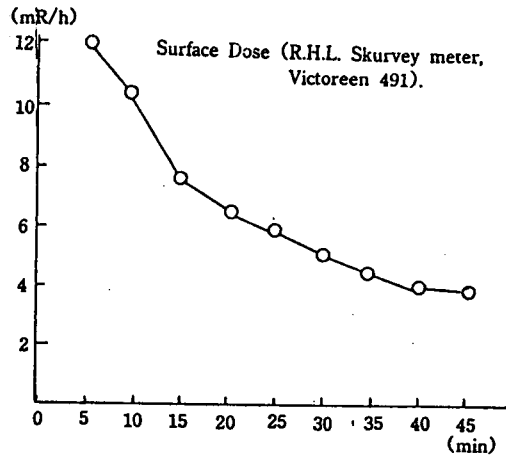


Fig6. Activation after 100rad irr (TSD:150, 10×10 at Lucite Phantom).

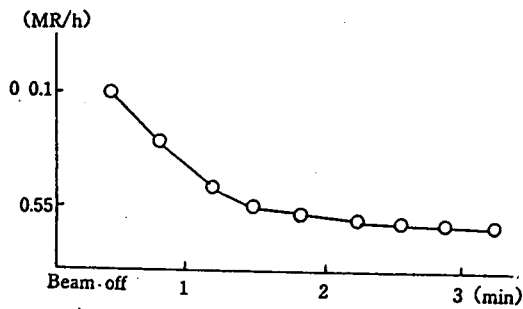


Fig7. Background of Neutron (Wall neutron monitor)

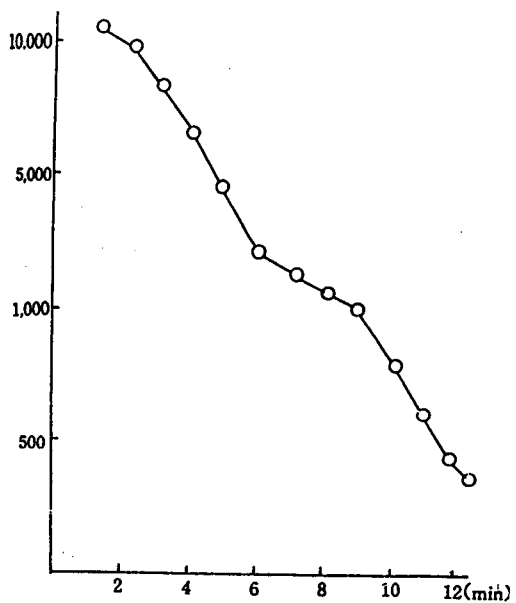


Fig8. Air Contamination Air Sampler Air monitor Model SAAM-1

Reference

1. P.R. Almond, in Handbook of Medical Physics, edited by R.G. Wagner & R.J. Shalek.
2. R.E. George, Med. phys. vol. 11 (1984).
3. K.Kohansson, Studies of different methods of absorbed dose determination and dosimetric intercomparison at the Nordic radiotherapy centres, Sweden 1982.
4. B.R. Bennett, Health Physics, vol. 46, 1984.
5. S.Y. Yoo, H.H. Koh, C.K. Cho, Hyun. W. Chung Clinical experience of neutron treatment in various cancers. The journal of Korean Medical Association vol. 30, No. 9, 1987.
6. S.Y. Yoo, K.H. Koh, C.K. Cho, Hyun. W. Chung, Compositional Qualification of Rad. Protection in Neutron Therapy Room with 50MeV Cyclotron. In press. 1988.
7. ICRU. No. 21, 26, 27, 74.
8. Task Group 21. Radiation therapy Committee, AAPM. Med. Phy. vol. 10, 1983.
9. Advance in dosimetry for fast neutron and heavy charged particles for therapy application, IAEA, 1984.
10. Protocol for Neutron Beam Dosimetry, AAPM. Report No. 7.
11. R.S. Stone,; Neutron therapy and specific ionization.
12. Pretherapeutic experiments with the fast neutron beam from the Medical Research Council of Cyclotron. British J. of Radiology, 36; 77-121, 1963.
13. T. Hiraoka, K. Kawahima,; Paired ionization chambers for measurement of neutron and gamma rays. Med. Physics. vol. 12, 1972.
14. ICRU Report 13. Neutron fluence, spectra and kerma, 1969.
15. IAEA/RCA Regional Workshop on photon, electron and Neutron Dosimetry in radiotherapy, KCCH, KAERI SEOUL, KOREA. JUNE 8-23, 1987.
16. B.J. Mijnheer, J.J. Broerse,; Accuracy and precision of absorbed dose measurements for neutron therapy. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 8, 1982.
17. R.S. Casewell, J.J. Coyne,; Interaction of neutrons and secondary charged particles with tissue: Secondary particle spectra. Rad. Research 52, 1972.
18. European Clinical Neutron Dosimetry Group. European portocol for neutron of external beam therapy. Br. J. Rad. 54, 1981.
19. NCPB (1977). "Radiation Protection and Measurements for Low-Voltage Neutron Generators."
20. J. Zoeteliefm A.S. Engles. C.J. Boutsma J.J. Borerse,; Characteristics of high pressure ion-chambers with several filling gases in neutron and photon fields. Pro. Symp. Neutron Dosimetry. 5th, 1984, Munich, Eur. Communities.
21. A.C. Engles, J.J. Borerse,; Displacement correction factors for spherical ion chamber in phantoms irradiated with neutrons of different energies. Physics Med. Biol. 26, 1982.
22. B.J. Mijnheer, P. Wootton, J.R. Willams, J. Eenmaa, C.J. Parnel,; Uniformity in dosimetry Protocols for therapeutic applications of fast neutron beams. Med. physics. vol. 14#6, 1987.