
속중성자선의 선량분포에 관한 연구

원자력병원 방사선종양학과

이효남 · 지영훈 · 지광수 · 이동한

Fast Neutron Beam Dosimetry

Hyo Nam Lee · Young Hoon Ji · Kwang Soo Ji · Dong Han Lee

Korea Cancer Center Hospital

I. Objective and Importance of the Project

We have been using MC-50 cyclotron and NT-50 neutron therapy machine for treating cancer patients since 1986 at Korea Cancer Center Hospital. It is mandatory to measure accurately the dose distribution and the total absorbed dose of fast neutron for putting it to the clinical use. At present the methods of measurement of fast neutron are proposed largely by American Associations of Physicists in Medicine (Task Group 18), European Clinical Neutron Dosimetry Group, and International Commission on Radiation Units and Measurements. The complexity of measurement, however, induce the methodological differences between them.

In our study, therefore, we tried to establish a unique technique of measurement by means of measuring the emitted doses and the dose distribution of fast neutron beam from neutron therapy machine, and to invent a standard method of measurement adequate to our situation.

II. Scope and Contents of the Project

For establishing a unique technique of measurement and inventing a standard method of measurement of fast neutron beam,

1. to grasp the physical characteristics of neutron therapy machine
2. to study the principles for measurement of fast neutron beam
3. to get the dose distribution (dose rate, percent-depth dose, flatness etc) through the actual measurement
4. to compare our data with those being cited world-widely.

I. 서 론

속중성자선에 의한 방사선치료는 1940년대 초 영국의 Hammer Smith Hospital로부터 시작된 이후¹⁾, 지금까지 세계 여러 나라에서 시행되고 있다. 속중성자선을 외부 방사선 치료에 사용하기 위해서는 치료시간 및 인체 내 선량 분포 등을 고려하여 높은 에너지와 선량의 중성자원이 요구된다.²⁾ 이러한 중성자원을 얻는 방법으로는 싸이클로트론이나 선형가속기에 의해 가속된 양성자(p) 또는 중양자(d)를 가벼운 원소(Be 또는 Li)로 만들어진 표적에 충돌시켜 핵반응을 유도하는 방법, 중수소(d)와 삼중수소(T) 또는 중수소(d)와 중수소 이온(D)의 핵결합을 이용하는 방법이 있다.³⁾ 국내에서는 한국 원자력연구소 원자력병원에서 1986년 10월부터 스웨덴 Scanditronix 사의 MC-50 싸이클로트론과 NT-50 중성자치료기가 가동되어 암환자의 치료에 이용되고 있다.^{4,5)} 원자력병원이 보유하고 있는 중성자치료장치는 싸이클로트론에서 가속된 양자를 중성자치료기의 Be 표적에 충돌시켜 ${}^9\text{Be}(p, n){}^{10}\text{B}$ 핵반응에 의해 속중성자선을 발생시키며, 현재 방사선치료에는 최대 에너지가 50 MeV인 속중성자선 한 가지만을 사용하고 있다. 속중성자선을 임상에 이용하기 위해서는 속중성자선의 선량 및 선량분포를 정확히 측정하는 것이 가장 우선되어야 할 과제이다. 속중성자선의 선량 및 선량분포는 속중성자선을 만들어 내는 양자의 에너지가 바뀌거나, 에너지는 동일하더라도 표적의 교체 등과 같은 여건 변화에 의하여 변하게 된다. 따라서 정확한 선량 및 선량분포를 얻기 위해서는 여건이 변화할 때마다 측정이 필요하다. 그러나 중성자치료장치에서 발생하는 속중성자선의 정확한 선량측정 기술은 속중성자와 물질과의 상호작용이 X-선 또는 전자선과는 매우 다르고, 속중성자선 내에 r선 및 중화전입자 등이 혼합되어 있어⁶⁾ 매우 복잡하다. 현재 속중성자선의 측정법은 크게 나누어 미국의 American Associations of Physicists in Medicine, Task Group 18(AAPM)⁷⁾,

유럽의 European Clinical Neutron Dosimetry Group(ECNEU)⁸⁾ 및 International Commission on Radiation Units and Measurements(ICRU)³⁾에 의하여 제시되고 있으나 측정의 복잡성으로 인하여 서로 약간씩 다른 방법을 제시하고 있다. 따라서 본 연구에서는 중성자치료장치에서 방출되는 속중성자선의 방출선량 및 물질 내 선량분포 등의 측정을 통하여 독자적인 측정기술을 습득하고, 현재 사용 중인 속중성자선의 선량 및 선량분포 자료의 정확성을 재평가하며, 우리 실정에 알맞는 표준측정법을 개발하고자 하였다.

II. 연구내용 및 방법

1. 이론적 배경

일반적으로 임의의 방사선이 이온함에 조사되었을 때 이온함 공동 내부의 기체에 대한 흡수선량은 다음과 같이 주어진다.

$$D_{g,x} = Q_x \cdot \frac{\bar{W}_x}{e} \cdot \frac{1}{M_g} \quad (2-1)$$

여기서 Q_x 는 이온 재결합에 의한 손실을 보정한 측정 전하량(C), \bar{W}_x/e 는 공동 내에서 이온쌍 생성에 필요한 평균 에너지(J/C), M_g 는 공동내부의 기체 질량이다. X는 임의의 방사선에 대한 표시이다.

한편, 이온함 벽물질에 대한 흡수선량은 2-1식에 기체에 대한 이온함 벽의 선량변환계수를 곱하여 주면 구할 수 있다. 선량변환계수는 기체에 대한 이온함 벽물질의 유효질량 저지능 비, $(S_{w,g})_x$ 로 주어진다. 마지막으로 이온함의 재질을 근육조직이나 조직등가 물질로 대체한다면 조직에 대한 흡수선량은 이온함 벽물질에 대한 근육조직의 질량 에너지 흡수 계수의 비, K_x 를 한 번 더 곱하여 얻는다. 이때 광자($X = G$)에 대해서는 $KG = [(\mu_{en}/\rho)/(\mu_{en}/\rho)_w]_G$ 로 주어지며, 중성자에 대해서는 중성자 Kerma 계수의 비, $K_N = K/K_w$ 로 주어진다. 따라서 이온함에 중성자와 광자가 혼합되어 있는 방사선이 조사

되었을 때의 총 흡수선량은 다음과 같이 주어진다.

$$D_{u,NG} = \frac{Q_{NG}}{M_g} \cdot \frac{\bar{W}_{NG}}{e} \cdot (S_{w,g})_{NG} \cdot K_{NG} \cdot d_{NG} \quad (2-2)$$

여기서 d_{NG} 는 팬텀 물질 내에 이온함을 설치함에 따라 야기되는 팬텀 물질의 변위에 따른 입사 방사선의 감쇠나 산란에 대한 차이를 보상하기 위한 교란보정계수이다. 만약, 공기 내에서 측정이 이루어졌다면 이 계수의 값은 1이다. 중성자와 광자가 혼합되어 있는 방사선의 조사야 내에서 모든 물리적 변수가 조사 깊이에 대하여 일정하고, 하나의 이온함으로 측정된 전체 이온 전하량을 중성자와 광자의 성분으로 분리가 가능($Q_T = Q_N + Q_G$)하다고 가정하면, 총 흡수선량($D_{u,T} = D_{u,NG}$)은

$$D_{u,T} = \left[\frac{Q_N}{M_g} \cdot \frac{\bar{W}_N}{e} \cdot S_N \cdot K_N + \frac{Q_G}{M_g} \cdot \frac{\bar{W}_G}{e} \cdot S_G \cdot K_G \right] \cdot d_{NG} \quad (2-3)$$

$$D_{u,T} = K_N \cdot S_N \cdot \bar{W}_N \cdot d_{NG} \cdot \frac{Q_T}{M_g} \left[1 - \left(1 - \frac{k_T}{h_T} \right) \cdot \frac{Q_G}{Q_T} \right] \quad (2-4)$$

여기서 $S_N = (S_{w,g})_N$

$S_G = (S_{w,g})_G$

$k_T = \frac{\bar{W}_C}{\bar{W}_N} \cdot \frac{S_C}{S_N} \cdot \frac{K_C}{K_N}$

$h_T = \frac{\bar{W}_C}{\bar{W}_G} \cdot \frac{S_C}{S_G} \cdot \frac{K_C}{K_G}$

으로 나타낼 수 있다.

위 2-2 식에 의해서 흡수선량을 결정하기 위해서는 이온함 공동 내부의 기체 질량, M_g , 을 구하여야 하는데 이것은 이온함이 교정검사를 통하여 얻을 수 있다. 일반적으로 방사선치료분야에서 이용되는 이온함의 교정검사에 Co-60이 표준선원으로 사용된다. 이온함의 조사선량 교정계수, $N_c(R/C)$ 는 다음 식으로³⁾ 주어진다.

$$N_c = \frac{X}{Q_C} \quad (2-5)$$

여기서 X 는 Co-60의 조사선량이고, Q_C 는 이온 재결합, 온도 및 기압 등의 보정을 거친 측정된 전하량이다.

Co-60 γ 선이 이온함에 조사되었을 때 전자평형이 이루어진 상태에서 이온함 벽물질의 흡수선량은 Bragg-Gray 공동 이론에 의해서 다음과 같이 주어진다.

$$D_{w,c} = \frac{Q_C}{M_g} \cdot \frac{\bar{W}_C}{e} \cdot (S_{w,g})_C \quad (2-6)$$

만약, 이온함을 근육조직과 질량이 같은 재질로 대체하였다면 근육조직에 대한 흡수선량은

$$D_{u,c} = \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_t}{(\mu_{en}/\rho)_w} \right]_C \cdot D_{w,c} \quad (2-7)$$

가 된다.

또한, 조사선량으로부터 흡수선량을 계산하는 방법에 따르면^{16,17)} 이온함의 흡수선량은

$$D_{w,c} = f_{w,c} \cdot X \cdot A_{w,c} \quad (2-8)$$

이다. 여기서 $f_{w,c}$ 는 조사선량-흡수선량 변환계수이며, Co-60 γ 선에 대하여

$$f_{w,c} = 0.879 \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_w}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \right]_C \quad (2-9)$$

로 주어진다. 그리고 $A_{w,c}$ 는 build-up cap과 이온함 벽에서 일어나는 광자의 감쇠 및 산란에 대한 보정계수이다. $A_{w,c}$ 값은 전자평형이 이루어지는 build-up cap과 이온함 벽의 두께에 따라 결정되며, 정확한 값을 구하기는 매우 어렵다. 1978년 Bond, Nath 및 Schultz가 Monte Carlo 방법을 이용하여 일반적으로 많이 사용되는 이온함들의 Co-60 γ 선에 대한 $A_{w,c}$ 값을 계산하였으며, 이온함의 벽 두께가 0.5 g/cm^2 이고 공동의 부피가 1 cc 또는 그 이하인 A-150 TE 플라스틱 구형 이온함의 $A_{w,c}$ 값은 0.985이었다.⁷⁾ 그후 Nath¹⁸⁾ 등과 Rogers 등³⁾이 동일한 방법으로 계산한 벽두께 0.59 g/cm^2 , 부피 1 cc 인 A-150 TE 이온함의 $A_{w,c}$ 값은 0.983이었다. 이온함의 벽물질을 근육조직으로 대체한다면 2-8 식은

$$D_{bc} = f_{bc} \cdot X \cdot A_{bc} \quad (2-10)$$

이 된다. 여기서 TE 이온함에 대하여 $A_{bc} = A_{wc}$ 로 가정할 수 있다.

식 2-5에서 2-10으로부터 기체 질량 M_g 는

$$M_g = \frac{1}{N_c \cdot f_{bc} \cdot A_{wc}} \cdot \frac{\bar{W}_c}{e} \cdot (S_{w,g})_c \cdot \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_c}{(\mu_{en}/\rho)_w} \right]_c \quad (2-11)$$

이다.

따라서 싸이클로트론에서 발생하는 중성자와 광자가 혼합되어 있는 속중성자선의 근육조직에 대한 전체 흡수선량은

$$D_{bcT} = N_c \cdot A_{wc} \cdot f_{bc} \cdot d_{NG} \cdot \frac{(S_{w,g})_N}{(S_{w,g})_c} \cdot \frac{\bar{W}_N}{\bar{W}_c} \cdot \frac{K_N}{K_C} \cdot Q_T \quad (2-12)$$

이다.

중성자치료기에서 나오는 속중성자선에는 중성자선에 의해서 방사화된 표적, 차폐물질, collimator 및 펜텀 등에서 발생된 γ 선이 항상 동반되어 있으며 이 두 가지 방사선은 생물학적 효과비가 다르기¹⁹⁾ 때문에 전체 흡수선량을 중성자선과 γ 선에 의한 성분으로 나눌 필요가 있다. 일반적으로 사용되는 방법은 중성자에 대한 측정감도가 서로 다른 두 개의 이온함을 사용하는 것이다. 중성자선과 γ 선에 대한 흡수선량의 성분은 다음 식을 사용하여 계산할 수 있다.

$$R'_T = k_T D_N + h_T \bar{D}_G \quad (2-13)$$

$$R'_U = k_U D_N + h_U \bar{D}_G \quad (2-14)$$

여기서 R'_T 는 중성자선에 민감한 측정장비의 실제 측정값, R'_U 는 중성자선에 둔감한 측정장비의 실제 측정값, k_T, k_U 는 교정 γ 선에 대한 중성자선의 상대적 측정감도 및 h_T, h_U 는 교정 γ 선에 대한 γ 선의 상대적 측정감도($h_T = h_U = 1$)를 나타낸다. 식 2-13과 2-14로부터 중성자선의 흡수선량, D_N 과 γ 선의 흡수선량, D_G 는 각각

$$D_N = \frac{h_U R'_T - h_T R'_U}{h_U k_T - h_T k_U} \quad (2-15)$$

$$D_G = \frac{k_T R'_U - k_U R'_T}{h_U k_T - h_T k_U} \quad (2-16)$$

이다.

2. 물질

TE 이온함은 전기적으로 전도성이 있으며, 조성이 근육조직과 같은 A-150이라는 플라스틱으로 제작되어 있다. A-150 플라스틱은 폴리에틸렌, 나일론, 탄소 및 칼슘 플루오라이드의 균일한 혼합물 형태로 구성되어 있다.²⁰⁾ A-150의 기본적인 질량 구성비는 Table 1과 같으며, ICRU 근육에²¹⁾ 비해 탄소의 비율이 매우 크기 때문에 두 물질간의 kerma 비를 고려해야 한다. A-150의 밀도는 1.127 ± 0.005 g/cm이며, 조형 방법이나 크기에 따라 밀도가 변하지는 않는다.²²⁾ TE 기체는 전체 흡수선량측정을 위해 이온함에 주입하는 것으로 기본적인 질량 구성비는 Table 1에 나타내었으며, CH₄: 64.4%, CO₂: 32.4%, N₂: 3.2%의 분압비로 되어 있다.³⁾ Mg 이온함은 중성자에 대한 측정감도를 감소시키기 위하여 마그네슘으로 제작되어 있다. 아르곤 기체는 비수소계 이온함인 Mg이온함에 주입하기 위하여 사용하였다.

Table 1. Elemental composition by weight of ICRU muscle, A-150 plastic and TE gas.

element	ICRU muscle	A-150 plastic	TE gas
H	10.2	10.2	10.2
C	12.3	76.8	45.6
O	72.9	5.9	40.7
N	3.5	3.6	3.5
Ca	0.007	1.8	—
F	not listed	1.7	—
others	1.1	—	—

3. 선량계산에 이용되는 물리적 변수

치료용 속중성자선의 선량계산에 이용되는 물리적 변수는 5가지로 볼 수 있다.

- 1) 기체 내에서 이온쌍 생성을 위하여 필요한 평균 에너지(W_x)
- 2) 기체에 대한 이온함 벽의 선량 변환계수($S_{w,g}$)
- 3) 중성자 kerma 계수 비(K_N)
- 4) 교정 γ 선에 대한 중성자선의 상대적 측정감도(k_T, k_U)
- 5) 교란 보정계수(d_{NG})

속중성자선의 흡수선량을 정확히 결정하기 위해서는 표준 중성자선의 스펙트럼으로부터 구한 기본적인 변수 값들을 이용할 필요가 있다. 그러나 20 MeV 이상의 속중성자선에 대하여는 단면적에 대한 자료의 부족으로 인하여 불확정도가 증가한다. 본 연구에서는 선량계산을 위한 물리적 변수들의 값으로 AAPM에서 작성한 자료를 주로 사용하였으며 부분적으로 ECNEU와 ICRU 보고서의 자료를 사용하였다. TE 기체를 분당 5 cc 씩 주입한 TE 이온함(TE : TE 이온함)에 대한 W_x 는 Co-60 γ 선 및 중성자선에 대해 29.2 J/C와 30.5 J/C, $S_{w,g}$ 는 각각 0.994와 1.013을 사용하였다. K_N 는 근육조직과 조직 등가 물질과의 중성자에 대한 kerma 비로 0.95를 권장하고 있다. k_T 는 k_U 는 TE : TE 이온함의 교정 γ 선에 대한 중성자의 상대적 측정감도로 0.993을 사용하였으며, K_U 는 비수소계 이온함의 교정 γ 선에 대한 중성자의 상대적 측정감도로 Ar 기체를 분당 5 cc 씩 주입한 Mg 이온함(Ar : Mg 이온함)에 대해 0.219를 사용하였다. d_{NG} 는 팬텀 물질 내에 이온함을 설치함에 따라 야기되는 팬텀 물질의 변위에 따른 입사 방사선의 감소나 산란에 대한 차이를 보상하기 위한 것으로 이온함의 부피가 1 cc, 0.1 cc 일 때 각각 0.970과 0.987로 계산하였다. Table 2는 선량계산을 위하여 사용한 물리적 변수들을 나타낸 표이다.

Table 2. Physical parameter for neutron beam dosimetry

parameter	gas : chamber	value
$\frac{\overline{W}_C}{e}$	TE : TE	29.2 J/C
	Ar : Mg	26.2 J/C
$\frac{\overline{W}_N}{e}$	TE : TE	30.5 J/C
	Ar : Mg	26.4 J/C
$(S_{w,g})_C$	TE : TE	0.994
	Ar : Mg	1.140
$(S_{w,g})_N$	TE : TE	1.013
K_N		0.95
K_C		1.004
K_T	TE : TE	0.993
K_U	Ar : Mg	0.219
	1 cc chamber	0.970
d_{NG}	0.1 cc chamber	0.987

4. 측정

1) γ 선 교정

속중성자선의 선량을 측정하기 위해서 Co-60 γ 선으로 IC-17, IC-18 및 IC-17M 이온함(far west technology)에 대하여 교정검사를 실시하였다. 교정검사는 기준이 되는 IC-17 이온함(1cc)에 대해서는 국립보건원에 의뢰하여 실시하였으며 다른 이온함은 구형대이며 IC-18 이온함(0.1 cc)은 실린더 형태로 되어 있고, 재질은 조직 등가물질인 A-150 플라스틱으로 제작되었으며 이온함 속으로 TE 기체를 주입할 수 있도록 설계되어 있다. IC-17M 이온함(2cc)은 구형대이며 마그네슘으로 제작되어 있고, Ar 기체를 주입할 수 있도록 설계되어 있다. Table 3은 본 연구에서 사용한 이온함들의 재원을 나타낸 표이다. 교정검사를 실시하는 동안 이들 이온함에 TE 기체와 Ar 기체를 분당 5 cc 씩 주입하였다.

2) 선량측정

중성자치료기에서 방출되는 속중성자선의 선량

Table 3. Specification of ionization chamber.

model	IC-17 (far west)	IC-18 (far west)	IC-17M (far west)	EIC-1 (far west)
type	spherical gas flow	cylindrical gas flow	spherical gas flow	extrapolation gas flow
material	TE plastic(A-150)	TE plastic (A-150)	Magnesium	TE plastic (A-150)
caVITY volume	1 cc	0.1 cc	2 cc	
inside diameter	12.7 mm	4.6 mm	16.6 mm	
wall thickness	5.1 mm	1.6 mm	3.1 mm	

측정에는 TE : TE 이온함(IC-17)과 Therados사의 RDM 2A electrometer 및 RFA-3 field analyzer system을 이용하였다. 싸이클로트론에서 나오는 양자선을 30 μ A의 세기로 Be 표적에 충돌시켜 30 monitor unit(MU)를 조사하였다. 조사야 크기는 10 × 10 cm², SSD는 150 cm로 하였으며 이온함을 RFA-3에 부착하여 물 펜텀의 5 cm 깊이에서 측정하였다. Flattening filter는 small filter를 사용하였다. 측정된 값과 물리적 변수들을 이용하여 5 cm 깊이에서의 선량을 계산한 다음 깊이-선량 백분율을 이용하여 최대 선량을 계산하였다.

3) γ 선 오염도

속중성자선의 γ 선 오염도를 결정하기 위해 TE : TE 이온함(IC-17)과 Ar : Mg 이온함(IC-17M), RDM 2A electrometer 및 RFA-3 field analyzer system을 이용하였다. 조사야 크기는 10 × 10 cm² 및 20 × 20 cm², SSD는 150 cm로 하였으며 각각의 이온함을 RFA-3에 부착하여 물 펜텀의 2.5 cm, 5 cm, 10 cm 및 20 cm 깊이에서 측정하였다. Flattening filter는 조사야 크기가 10 × 10 cm²인 경우 small filter를 사용하였으며, 20 × 20 cm²인 경우 large filter를 사용하였다. 측정된 값과 물리적 변수들을 이용하여 각각의 깊이에 대한 선량을 계산한 다음 식 2-15와 2-16을 이용하여 각각의 깊이에 대한 선량에서 중성자 및 γ 선의 성분을 계산하였다.

4) 깊이-선량 백분율

속중성자선의 조사야 중심축상의 깊이-선량 백분율 측정에는 TE : TE 이온함(IC-18)과 RDM 2A electrometer 및 RFA-3 field analyzer system을 이용하였다. 조사야 크기는 small filter를 사용한 6 × 6 cm²~12 × 12 cm², large filter를 사용한 10 × 10 cm²~30 × 30 cm²에서 1 cm씩 증가시켰다. SSD는 150 cm로 하였으며 이온함을 RFA-3에 부착시켜 1.5 cm, 2 cm~30 cm에서 1 cm씩 이동하면서 측정하였다. 최대선량점 깊이는 extrapolation 이온함(EIC-1) 및 TE 플라스틱 판을 이용하여 폴리스틸렌 펜텀 내에서 측정하였다. TE 플라스틱 판은 26.35 mg/cm²~1121 mg/cm² 두께인 8장의 얇은 판으로 되어 있으며 서로 조합하여 EIC-1 이온함 전면에 부착하였다. EIC-1 이온함에도 TE 기체를 분당 5 cc씩 주입하였다.

5) Output factor

조사야 크기에 따른 기준 깊이에서의 선량변화는 TE : TE 이온함(IC-18), RDM 2A electrometer 및 RFA-3 field analyzer system을 이용하여 물 펜텀 내 1.5 cm 깊이에서 측정하였다. 조사야 크기는 small filter를 사용한 6 × 6 cm²~12 × 12 cm², large filter를 사용한 10 × 10 cm²~30 × 30 cm²에서 2 cm씩 증가시켰다. SSD는 150 cm로 하였다.

6) 표면선량율

표면선량율은 EIC-1 이온함과 TE : TE 이

온함(IC-18)을 이용하여 결정하였다. EIC-1 이온함은 폴리스틸렌 펜텀 내에 설치하였으며, 이온함의 표면이 펜텀의 표면과 일치하도록 하였다. TE : TE 이온함(IC-18)은 물 펜텀 내 1.5 cm 깊이에 설치하였다. 조사야 크기를 small filter를 사용한 $6 \times 6 \text{ cm}^2 \sim 12 \times 12 \text{ cm}^2$, large filter를 사용한 $10 \times 10 \text{ cm}^2 \sim 30 \times 30 \text{ cm}^2$ 에서 2 cm씩 증가시키면서 RDM 2A electrometer로 측정된 값을 서로 비교하여 계산하였다. SSD는 150 cm로 하였다.

7) Beam profile

Beam profile은 TE : TE 이온함(IC-18)과 RDM 2A electrometer를 이용하여 작성하였다. 이온함을 물 펜텀 내 2.5 cm, 5 cm, 10 cm 및 20 cm 깊이에서 수평 방향으로 0.5 cm 씩 이동해 가면서 측정하였다. SSD는 150 cm로 하고 조사야 크기는 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 로 하였다.

8) Wedge factor

중성자치료기에 설치되어 있는 30° , 45° , 60° wedge에 대해 조사야 크기 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, 물 펜텀 깊이 5 cm에서 TE : TE 이온함(IC-17)과 RDM 2A electrometer를 사용하여 측정하였다. 한번 측정한 후 다시 collimator를 180° 돌려서 측정하여 두 값을 평균하였다.

III. 연구결과 및 고찰

중성자치료기에서 방출되는 속중성자선의 선량 및 선량 분포를 측정하기 위하여 조직등가 물질인 A-150 플라스틱으로 제작된 IC-17 이온함, IC-18 이온함 및 마그네슘으로 제작된 IC-17M 이온함에 대해 TE 기체 및 Ar 기체를 분당 5 cc 씩 주입하면서 Co-60 γ 선으로 교정을 실시한 결과 IC-17, IC-18, IC-17M 이온함 각각에 대해서 조사선량 교정계수(N_c)는 2.972 R/nC, 24.02R/nC, 0.949R/nC 이었고, 공기 kerma(N_k)는 2.613 cGy/nC, 21.226 cGy/nC, 0.834 cGy/nC 이었으며, 조직에 대한 흡수선량 교정계수(N_T)는 2.0803 cGy/nC, 22.651 cGy/nC, 0.895 cGy/nC로 나타났다(Table 4). 이온함에 따라 교정계수가 크게 차이나는 것은 이온함 공동의 크기가 서로 다르기 때문이다.

중성자치료기에서 방출되는 속중성자선의 선량은 싸이클로트론에서 나오는 양자선의 세기를 $30 \mu\text{A}$, 조사야 크기를 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD를 150 cm로 하여 물 펜텀 5 cm 깊이에 있는 TE : TE 이온함(IC-17)에 30 MU를 조사한 결과 최대선량점 깊이에서의 흡수선량은 39.4 cGy로 나타나 1 MU 당 1.31 cGy이었다. 이것은 중성자선 및 γ 선이 동반된 혼합 방사선의 총 선량이다.

Table 4. Co-60 exposure calibration factor(N_c), air-Kerma factor(N_k) and tissue dose calibration factor(N_T) of the Far West ionization chamber.

chamber	cavity volume(cc)	gas	N_c (R/nC)	N_k (cGy/nC)	N_T (cGy/nC)*
IC-17(606-WTG)	1	TE	2.972	2.613	2.803
IC-18(605-TTW)	0.1	TE	24.02	21.116	22.651
IC-17M(607-WMG)	2	Ar	0.949	0.834	0.895

$$N_T^* = N_c \cdot A_{w,c} \cdot f_{oc}$$

Exposure condition

1. Gas flow rate : 5 cc/min
2. Pressure : 101.3 kPa
3. Temperature : 22°C

속중성자선의 깊이에 따른 γ 선의 오염도는 2.5 cm에서 가장 적게 나타나 조사야 크기 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 및 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 각각에서 12.4% 및 13.4%이었으며, 20 cm에서 가장 크게 나타나 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 및 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 모두에서 19.3%이었다. 속중성자선의 깊이에 따른 γ 선의 오염도를 Fig. 1에 나타내었다.

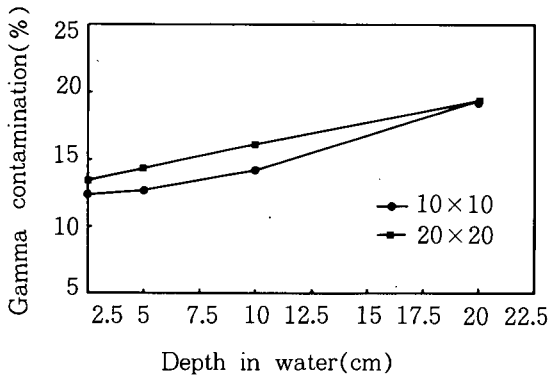


Fig. 1. Gamma contamination of neutron beams.

이 결과들로부터 속중성자선의 γ 선 오염도는 깊이가 깊어짐에 따라 증가하였으며, 조사야 크기가 커질수록 증가하였다. 측정된 γ 선의 오염도는 Jones 등의¹⁵⁾ 결과와 비교하여 약간 크게 나타났는데 이것은 본 실험에서 사용한 Ar : Mg 이온함(IC-17M)의 k_f 값을 정하는데 있어서 정확도에 문제가 있었던 것으로 판단되며, 앞으로의 실험에 있어서는 비수소계 이온함으로 중성자에 대한 측정감도가 가장 낮은 Geiger-Muller counter를 사용하면 보다 정확한 측정을 할 수 있을 것으로 사료된다. 일반적으로 γ 선의 오염도 측정에 있어서 비수소계 이온함으로 중성자에 대한 측정감도가 낮은 것을 사용하는 것이 정확성이 가장 좋은 것으로 알려져 있다.

속중성자선에 대한 물 펜텀 내 중심축상에서의 깊이-선량 백분율을 Table 5에 나타내었다.

최대 흡수선량점 깊이는 물에서 1.32 cm 이

었다. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 기준 조사야의 50% 선량 깊이는 14.8 cm이었다. 이것은 동일 기종을 보유하고 있는 미국의 워싱턴 대학병원과 잘 일치하였다. $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 및 $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 크기의 조사야에 대한 50% 선량 깊이는 각각 13.3 cm 및 18.4 cm로 측정되었다. 속중성자선의 깊이-선량 백분율을 보였으며, 적은 조사야에서는 6 MV X-선의 깊이-선량 백분율을 보였으며, 적은 조사야에서는 6 MV X-선의 깊이-선량 백분율이 큰 반면 넓은 조사야에서는 속중성자선의 깊이-선량 백분율이 크게 나타났다. 이것은 X-선에 비해 중성자선에서 후방산란이 많이 발생하기 때문인 것으로 판단된다.

Table 6은 조사야 크기에 따른 깊이 1.5 cm에서의 선량변화인 output factor를 나타낸 것으로 small filter를 사용한 $6 \times 6 \text{ cm} \sim 12 \times 12 \text{ cm}$ 에 대하여 0.908~1.049 이었으며, large filter를 사용한 $10 \times 10 \text{ cm}^2 \sim 30 \times 30 \text{ cm}^2$ 에서는 0.872~1.15로 나타났다.

표면선량율은 $6 \times 6 \text{ cm}^2 \sim 30 \times 30 \text{ cm}^2$ 에서 최대 선량에 대하여 41.6%~54.1%이었다(Table 7).

Fig. 2는 조사야 크기 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 에서 2.5 cm, 5 cm, 10 cm 및 20 cm 깊이의 beam profile을 그린 그림이다. 2.5 cm 깊이에서는 horn effect에 의해서 중심축 선량보다 중심축에서 4 cm 거리의 선량이 7.5% 높게 나타났으며,

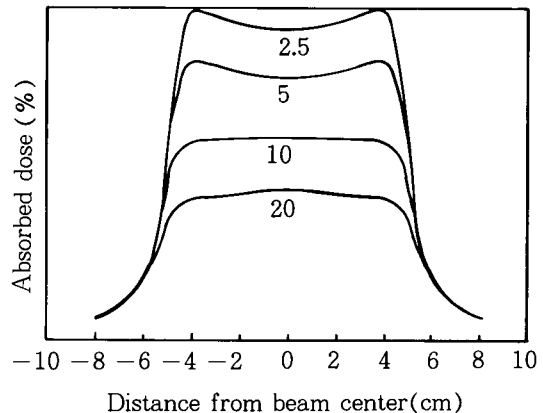


Fig. 2. Neutron dose profile in a water phantom field size 10×10

Table 5. Central axis percent depth dose of neutron beam.

depth (cm)	field size(cm × cm)							
	small filter				large filter			
	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	10 × 10	14 × 14	20 × 20	30 × 30
0	41.6	43.1	47.0	47.4	46.5	47.9	50.7	54.1
1.32	100	100	100	100	100	100	100	100
2	98.3	98.7	99.0	99.2	99.0	99.2	99.5	99.6
3	93.0	94.3	95.2	95.5	95.3	95.9	96.4	96.5
4	88.0	89.7	90.8	91.5	91.0	92.0	92.7	93.6
5	83.5	85.1	86.5	87.6	86.8	88.8	89.8	91.1
6	78.9	80.3	81.8	83.4	82.2	84.6	85.8	87.4
7	74.6	76.3	77.7	79.8	78.0	80.7	82.8	84.5
8	70.6	72.2	74.0	75.7	74.5	77.4	79.7	81.1
9	66.4	68.4	70.2	72.0	70.8	73.7	76.2	77.9
10	62.1	64.2	66.3	68.1	67.2	69.7	72.1	74.6
12	54.6	57.1	59.3	61.1	60.3	63.1	66.0	68.3
14	47.9	50.3	52.5	54.4	53.3	56.2	58.9	61.8
16	41.6	44.0	46.2	48.1	47.2	50.3	53.4	56.3
18	36.0	38.3	40.9	42.5	41.8	44.8	47.8	51.0
20	31.2	33.5	35.9	37.9	37.0	40.1	43.1	46.1
25	21.9	23.9	25.9	27.6	27.3	29.8	32.8	36.1
30	14.3	16.1	18.1	20.0	19.4	22.3	24.9	28.0

Table 6. Output factor of neutron beam.

field size(cm ²)	output factor	
	small filter	large filter
6	0.908	
8	0.955	
10	1.000	0.872
12	1.049	0.921
14		0.960
16		0.995
18		1.025
20		1.050
22		1.072
24		1.092
26		1.112
28		1.130
30		1.150

Table 7. Percent surface dose of neutron beam.

field size(cm ²)	surface dose(%)	
	small filter	large filter
6	41.6	
8	43.1	
10	47.0	46.4
12	47.4	47.1
14		47.9
16		48.7
18		49.7
20		50.7
22		52.3
24		53.0
26		53.5
28		53.8
30		54.1

5 cm 깊이에서는 5.7% 높게 나타났다. Flatness는 10 cm 깊이에서 가장 평탄하게 나타났다.

Wedge factor는 30°, 45°, 60° wedge에 대하여 0.73, 0.51 및 0.57이었다.

여기서 60° wedge factor가 45° wedge factor보다 큰 것은 45° wedge는 구조가 2단으로 되어 있으나 60° wedge는 선량의 감쇠를 고려하여 3단으로 이루어져 있어 중심축이 지나는 부분이 45° wedge보다 얇기 때문이다.

IV. 결 론

원자력병원에서는 1986년부터 MC-50 싸이클로트론과 NT-50 중성자치료기를 설치하여 암환자의 치료에 사용하고 있다. 본 연구에서는 중성자치료장치에서 방출되는 최대에너지 50 MeV인 속중성자선의 방출선량 및 물질 내 선량 분포 등의 측정을 통하여 독자적인 측정기술을 습득하였고, 현재 사용 중인 속중성자선의 선량 및 선량 분포 자료의 정확성을 재평가하였다. 또한 우리 실정에 알맞는 표준측정법을 개발하기 위하여 세계적으로 널리 사용되고 있는 중성자 측정법들에 대한 연구를 실시하였다.

속중성자선의 선량 및 물질 내 선량 분포 측정을 위하여 조직등가물질인 A-150 플라스틱으로 제작된 IC-17 및 IC-18 이온함, 마그네슘으로 제작된 IC-17M 이온함, TE 기체, Ar 기체 및 RDM 2A electrometer 등을 사용하였으며, 측정 결과는 다음과 같다.

1. 중성자치료장치에서 방출되는 속중성자선의 선량을 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 기준조사야 중심축상의 최대선량점에서 측정한 결과 1 MU 당 1.31 cGy 이었다.
2. 중성자선에 혼합되어 있는 γ 선의 오염도는 기준조사야 깊이 5 cm에서 약 13%로 나타났으며, 깊이가 깊어질수록 증가하였다.
3. 기준 조사야에 대하여 중심축선상의 최대 선량 깊이는 1.32 cm이었으며, 50% 선량 깊이는 14.8 cm로 나타났다.
4. 표면선량은 전 조사야에 걸쳐서 41.6%

~54.1% 이었으며 조사야가 커질수록 증가하였다.

5. Beam profile은 2.5 cm 깊이에서 7.5% 정도 horn effect가 나타났으며 10 cm 깊이에서 가장 평탄하였다.

이상의 결과들로부터 속중성자선의 선량분포 특성을 파악하였으며 앞으로는 속중성자선에 혼합되어 있는 γ 선 오염도를 낮추기 위한 연구를 실시하고자 한다.

참 고 문 헌

1. Catterall M, Rogers C, Thomlinson RH, Field SB, An investigation into the clinical effects of fast neutrons. Methods and early observations. Br J Radiol 1971 ; 44 : 603-611
2. International Commission on Radiation Units and Measurements. Neutron dosimetry for Biology and Medicine. ICRU Report 26, Washington DC, U.S. National Bureau of Standards, 1976
3. International Commission on Radiation Units and Measurements. Clinical neutron dosimetry part I : Determination of absorbed dose in a patient treated by external beams of fast neutrons. ICRU Report 45, Washington DC, U.S. National Bureau of Standards, 1989
4. Yoo SY, Koh KH, Cho CK. Clinical experience of neutron therapy in various cancer. A preliminary report of short term result. J Kor Can Assoc 1988 ; 20 : 73-81
5. Yoo SY, Noh SW, Chung HW, Cho CK, Koh KH, Bak JS, Eenmaa J. Dosimetric characteristics of the KCCH neutron therapy facility. J Kor Soc Ther Rad 1988 ; 6 : 85-91
6. Bewley DK. The physics and radiobiology of fast neutron beams. Bristol, Adam Hilger, 1989

7. American Associations of Physicists in Medicine. Protocol for neutron beam dosimetry. AAPM Report 7, New York NY, American Institute of Physics, 1980
8. Broerse JJ, Mijnheer BJ, Williams JR, European protocol for neutron dosimetry for external beam therapy. *Br J Radiol* 1981 ; 54 : 882–898
9. McDonald JC, Ma IC, Liang J, Eenmaa J, Awschalom M, Smathers JB, Graves R, August LS, Shapiro P, Calorimetric and ionimetric dosimetry intercomparisons I : U.S. neutron radiotherapy centers. *Med phys* 1981a ; 8 : 39–43
10. McDonald JC, Ma IC, Mijnheer BJ, Zoetelief J. Calorimetric and ionimetric dosimetry intercomparisons II : d+T neutron source at the Antoni van Leeuwenhoek Hospital. *Med phys* 1981b ; 8 : 44–48
11. Domen SR. Advances in calorimetry for radiation dosimetry. In : Kase KR, Bjarngard BE, Attix FH. eds. The dosimetry of ionizing radiation. Vol II. Orlando, FL, Academic Press : 1987 ; 245–320
12. Broerse JJ, Lyman JT, Zoetelief J. Dosimetry of External beams of nuclear particles. In : Kase KR, Bjarngard BE, Attix FH. eds. The dosimetry of ionizing radiation. Vol I. Orlando, FL, Academic Press : 1985 ; 229–290
13. Jones DTL, Symons JE, Fulcher TJ, Brooks FD, Nehodu MR, Allie MS, Buffler A, Oliver MJ, Neutron fluence and kerma spectra of a p(66)/Be(40) clinical source. *Med phys* 1992 ; 19 : 1285–1291
14. Mijnheer BJ, Wootton P, Williams JR, Eenmaa J, Parnell CJ. Uniformity in dosimetry protocols for therapeutic applications of fast neutron beams. *Med phys* 1987 ; 14 : 1020–1026
15. Jones DTL, Vynckier S, Yudelev M. A comparison of the gamma component of two high energy neutron therapy beams. *Strahlenther Onkol* 1990 ; 166 : 745–748
16. Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. 4th ed. Springfield, IL, Charles C Thomas, 1983
17. Khan FM. The physics of radiation therapy. 2nd ed., Baltimore, MD, Williams & Wilknis, 1994
18. Nath R, Schulz RJ. Calculated response and wall correction factors for ionization chambers exposed to Co gamma-rays. *Med Phys* 1981 ; 8 : 85–93
19. Hall EJ. Radiology for the radiologist. 3rd ed. Philadelphia, PA, Lippincott, 1988
20. Smathers JB, Otte VA, Smith Ar, Almond PR, Attix FH, Spokas JJ, Quam WM, Goodman LJ. Composition of A-150 tissue-equivalent plastic. *Med phys* 1977 ; 4 : 74–77
21. International Commission on Radiation Units and Measurements. Physical aspects of irradiation. ICRU Report 10b, Washington DC, U.S. National Bureau of Standards, 1964
22. Goodman LJ. Density and composition uniformity of A-150 tissue-equivalent plastic. *Phys Med Biol* 1978 ; 23 : 753–758