

Feasibility Study Using GEANT4 Monte Carlo Simulations of a PET Cyclotron-Based Neutron Source for Boron Neutron Capture Therapy

Jae Won CHOI · Bo Sun KANG*

Department of Medical Science, Konyang University, Daejeon 35365, Korea

(Received 18 September 2017 : revised 11 October 2017 : accepted 16 October 2017)

This report presents the results of a feasibility study on a cyclotron-based neutron source for boron neutron-capture therapy (BNCT). Neutron yields from a beryllium target bombarded by a proton beam accelerated by a cyclotron were calculated using the GEANT4 simulation tool kit. The calculations were performed with different proton energies and different target thicknesses to find the changes in neutron spectra and yield at various angles. The main parameters for the design of a target with a neutron reflector were determined based on the calculated results, and epithermal neutron fluxes generated from the target were calculated. The epithermal neutron flux generated by a proton beam with an energy lower than 20 MeV was not sufficient for BNCT. However the flux generated by a 30 MeV, 500 μ A proton beam was 1.03×10^9 n/cm²·s, which satisfies the flux recommendation for a BNCT neutron source.

PACS numbers: 29.25.Dz, 87.56.N-

Keywords: PET cyclotron, BNCT, Neutron source, Monte carlo, GEANT4

GEANT4 몬테카를로 전산모사를 이용한 PET 사이클로트론 기반 중성자 선원의 BNCT 적용가능성 평가

최재원 · 강보선*

건양대학교 의과학과, 대전 35365, 대한민국

(2017년 9월 18일 받음, 2017년 10월 11일 수정본 받음, 2017년 10월 16일 게재 확정)

본 연구는 붕소-중성자 포획치료용 (boron neutron capture therapy, BNCT) 중성자 선원으로 사이클로트론의 활용가능성 평가를 위한 선행 연구이다. GEANT4 전산모사 도구를 이용하여 사이클로트론에서 가속된 양성자 빔을 베릴륨 표적에 조사할 때 발생하는 중성자 수율을 계산하였다. 또한 양성자 빔의 에너지와 표적의 두께 변화에 따른 중성자 스펙트럼의 변화와 각도별 수율을 계산하였다. 계산된 결과를 종합하여 중성자 반사체가 포함된 표적의 주요 설계인자를 결정하였고, 설계된 표적에서 발생하는 고열중성자 선속을 계산하였다. 20 MeV 이하의 저에너지 양성자 빔을 조사할 때 발생하는 고열중성자 선속은 BNCT 중성자 선원으로 적합하지 않았으며, 30 MeV 500 μ A 양성자 빔에 의해 발생하는 고열중성자 선속은 1.03×10^9 n/cm²·s로서 BNCT 중성자 선원에 요구되는 권고선속 이상의 고열중성자 선속을 발생시킬 수 있음을 확인하였다.

PACS numbers: 29.25.Dz, 87.56.N-

Keywords: PET 사이클로트론, BNCT, 중성자 선원, 몬테카를로, GEANT4

*E-mail: bskang@konyang.ac.kr



I. 서론

방사선 치료는 크게 감마선이나 엑스선과 같은 광자를 이용하는 광자선 치료와 양성자, 중이온, 중성자 등을 이용하는 입자방사선 치료로 나눌 수 있다. 최근에는 브래그-피크 (Bragg-Peak) 를 이용하여 종양선량을 극대화하는 양성자 및 중이온 입자방사선 치료에 대한 연구와 임상적용이 크게 증가하였다. 그러나 이러한 선원을 이용하는 방사선치료는 방사선이 인체를 투과하는 동안 종양 앞뒤의 정상 조직은 여전히 많은 양의 방사선에 노출되며, 이로 인해 종양에 근접한 주변 정상조직은 방사선에 의한 손상을 피할 수 없다는 근본적인 문제점을 가지고 있다 [1,2]. 반면, 중성자 선원을 이용하는 붕소-중성자 포획 치료 (boron neutron capture therapy, BNCT) 는 붕소 화합물의 생물학적 종양 표적화 (cancer targeting) 및 중성자 포획반응을 이용하여 기존 방사선 치료의 문제를 해결할 수 있는 잠재력이 있는 치료법으로서 미국과 유럽 및 일본을 중심으로 지속적으로 연구 중에 있다 [3]. 비방사성 ^{10}B 은 열중성자 포획 반응 단면적이 ^{14}N 보다 약 2000배 정도 큰 핵종으로서 보로노페닐알라닌 (Boronophenylalanine, BPA) 이나 소듐-도데카보란 (Sodium-Dodecaborane, BSH) 등의 화합물 형태로 합성하여 중성자 조사전에 환자에 주입하면 종양 세포 내에 선택적으로 축적된다 [4]. ^{10}B 이 환자의 종양조직에 충분히 집적될 수 있는 시간이 지난 후 조사된 고열중성자 (epithermal neutron) 는 인체를 투과하면서 종양조직 위치에서 열중성자로 감속되어 ^{10}B 에 포획되어 방사성 핵종인 ^{11}B 을 생성한다. ^{11}B 는 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 방사성붕괴를 통해 α 입자와 ^7Li 이온을 방출하며, 이들의 비정온 각각 $163 \text{ keV}/\mu\text{m}$, $210 \text{ keV}/\mu\text{m}$ 이다. 비정온이 종양세포의 직경 크기보다 짧기 때문에 α 입자와 ^7Li 이온의 에너지 전달은 종양 조직에만 국한되며 정상조직에 전달되지 않는다. Fig. 1은 요약된 BNCT의 물리적 메커니즘을 보여준다 [1-5].

이러한 특징에 의해 BNCT는 종양을 세포단위로 치료할 수 있으며 정상조직의 손상을 최소화 할 수 있는 기술로 여겨지기도 한다. 그럼에도 불구하고 중성자는 전하를 띠지 않기 때문에 선속 제어가 쉽지 않으며 BNCT에 적합한 에너지 스펙트럼을 갖는 중성자 선원 개발의 어려움 등으로 인해 현재까지도 임상 적용은 제한적이다. 국제원자력기구 (International Atomic Energy Agency, IAEA) 의 보고서는 BNCT에 필요한 고열중성자 영역 ($10 \text{ eV} \sim 20 \text{ keV}$) 의 선속을 $1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 로 권고한다 [6]. 이 권고 수준의 선속을 제공할 수 있는 중성자 선원으로서 원자로 (reactor) 핵분열반응에 의한 중성자, ^{252}Cf 나 Am-Be 등 중성자 방출 방사성 동위원소, 가속기 (accelerator) 기반 가속입자-표적 핵반응 중성자 등이 고려되고 있다. 원자로는 BNCT의

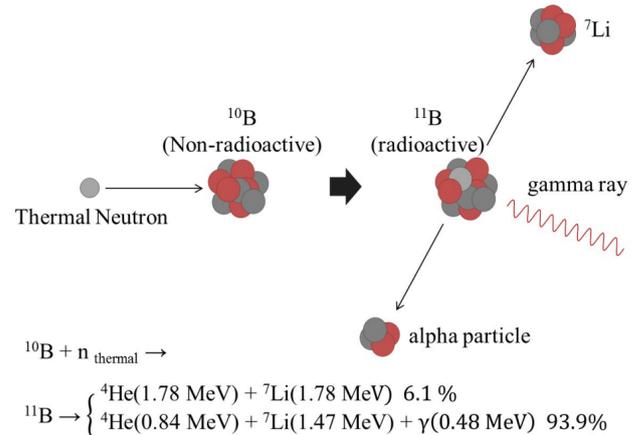


Fig. 1. (Color online) The schematic diagram of therapeutic mechanism in BNCT [4].

초기 모델에 적용되었고, 높은 선속의 중성자가 발생하지만 규모가 크고 비용, 방사성 물질의 취급 및 관리, 보안 등 많은 면에서 신규 설비를 하기 매우 어렵다 [7]. 방사성 동위원소를 기반으로 하는 중성자 발생원은 중성자의 방출이 전방향성을 띠며, 조사되지 않을 때에도 붕괴하여 감속하므로 효율적이지 않다. 따라서, 입자가속기 기반의 표적-가속입자 핵반응 중성자 선원을 BNCT에 이용하려는 연구가 활발히 이루어지고 있다. 가속기 기반의 중성자 선원은 원자로보다는 낮은 선속이지만, 가속 빔의 세기를 가변하여 중성자 선속의 크기를 조절할 수 있으며 시설비용이 상대적으로 저렴하고 구조가 간단하다. 특히 대부분의 대형 의료기관에 이미 설치되어 운영 중인 의료 동위원소 생산용 사이클로트론 (PET 사이클로트론) 을 이용한다면 아주 경제적으로 BNCT 시스템을 구축할 수 있을 것으로 판단된다 [8]. 국내 의료기관 및 권역별로 설치된 13 MeV 급의 KIRAMS-13을 포함한 10~20 MeV급의 사이클로트론과 정읍 첨단방사선연구소의 30 MeV급 RFT-30 및 원자력 의학원의 MC-50 등 연구용 사이클로트론을 포함하여 2014년 기준 43대의 사이클로트론이 설치되어 있다 [9]. Table 1에 가속 에너지 별로 국내 사이클로트론 설치 현황을 정리하였다. 따라서 본 연구에서는 GEANT4 몬테-카를로 전산모사 코드를 이용하여 PET 사이클로트론 기반의 표적-가속입자 핵반응 중성자 선원이 BNCT용 중성자 선원의 조건에 부합하는지를 평가하였다.

II. 재료 및 방법

1. GEANT4 코드 및 참조 물리 모델

본 연구에서는 GEANT4 10.2 버전을 사용하였다. 물리 모델 (physicsList) 은 QGSP_BERT_HP를 조합한 물리

Table 1. Summary of Korean cyclotrons by energy and purpose (2014) [9].

Operating agency	Eenergy [MeV]	Number of equipment	Purpose
Regional center(CRC)	13 MeV	7	RI Production and Research
KIRAMS	30 MeV	1	RI production only
	50 MeV	1	RI Production and Research
KAERI	30 MeV	1	Research
Sungkyunkwan University	9.13 MeV	2	Research
Industrial, Medical	7.5~18 MeV	31	Production of diagnostic medicine for PET
Total		43	-

Table 2. Referenced physics models for the simulation [13].

Name	Model	Range
QGS	Quark Gluon String Model	> 20 GeV
BERT	Bertini Cascade Model	< 10 GeV
HP	High Precision Neutron Model	< 20 MeV
P	G4Precompound model used for de-excitation	

모델을 사용하였다. QGSP(quark gluon string model), BERT(bertini cascade model)는 양성자, 중성자, π -중간자, K-중간자 및 핵의 고에너지 상호작용 해석에 적합한 물리모델이며, HP(high precision neutron model)는 고정밀 중성자 패키지를 이용하여 저 에너지 중성자 수송을 해석하는 데 적합한 물리모델이다. 각각의 물리모델이 유효한 에너지 범위를 Table 2에 나타내었다 [10,11]. GEANT4는 Geometry and Tracking의 약자이며 입자가 물질을 통과할 때 발생하는 물리적인 상호작용을 몬테카를로 방법을 이용하여 전산모사하는 도구(tool kit)이다. 객체지향 프로그래밍 언어인 C++을 기반으로 한 범용 전산해석 플랫폼으로서 사용자 인터페이스, 시각화 및 분석 도구와 연동되어 몬테카를로 N-입자수송코드(Monte Carlo N-Particle transport code, MCNP)나 플루카 코드(Fluktuierende kaskade code, FLUKA) 등의 타 몬테카를로 코드에 비하여 입·출력 데이터의 형식과 종류 및 가공성에 있어서 자유도가 높다. 유럽 입자 물리 연구소(European organization for nuclear research, CERN)를 중심으로 전세계의 입자 및 핵물리 연구소가 공동으로 참여하여 개발된 전산해석 도구로서, 입자물리, 핵물리, 가속기 설계, 고에너지 물리, 공학 및 의학물리 분야 등 다양한 분야의 연구에 응용되고 있다. GEANT4는 메인 소스파일과 기하학적 구조 생성, 입자 발생, 계산 결과 입·출력 등 각각의 기능을 수행하는 클래스(class)들로 이루어져 있다 [12,13].

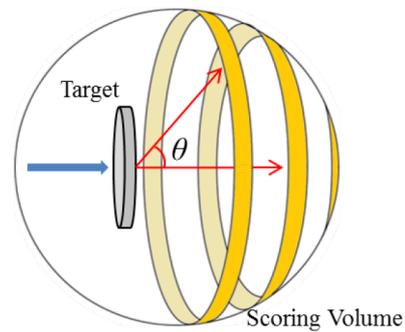


Fig. 2. (Color online) Schematic of angular distribution scoring volume for neutron yield.

2. 표적 및 양성자 빔 설정

특정 에너지 범위의 스펙트럼과 특정 선속 분포를 갖는 가속기 기반 표적-가속입자 핵반응 중성자 선원을 개발하고자 할 경우, 가속 입자 빔의 에너지와 표적 물질의 종류와 두께가 고려되어야 한다. 표적-양성자 핵반응 중성자 선원의 경우 원자질량수와 핵반응 문턱에너지가 작은 표적물질을 사용하는 것이 중성자 수율을 높이는 데 유리하므로 리튬과 베릴륨이 적합한 표적 물질로 알려져 있다. 리튬은 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 반응으로 중성자를 발생시키며, 약 2.5 MeV 정도의 양성자 에너지에 대해 큰 반응단면적을 가지므로 저에너지 중성자 선원의 표적물질로 사용된다. 그러나 리튬 타겟은 녹는점과 열 전도도가 각각 181 °C, 85 W/m·K로서 매우 낮기 때문에 대전류의 빔 충돌시 표적이 용융될 수 있다. 또한 공기와의 산화반응성이 크며 양성자 빔과의 핵반응에 의해 삼중수소(Tritium)가 생성되는 치명적인 단점이 존재한다 [14,15]. 베릴륨은 4.0 MeV의 문턱에너지와 1287 °C의 녹는점, 201 W/m·K의 열 전도율 등 상대적으로 안정하여 본 연구에서는 베릴륨을 표적물질로 적용하였다. 양성자 빔의 에너지는 10~30 MeV의 범위에서 5 MeV 간격으로 설정하였고, 10~20 MeV의 범위는 저에너지, 25~30 MeV 범위는 고에너지로 분류하였다. 빔의 직경은 0.2 mm의 충돌 면적을 갖으며, 표적에 수직 방향으로 조사하였다. 단위시간동안 표적에 입사한 양성자의 개수, 즉, 초기입자

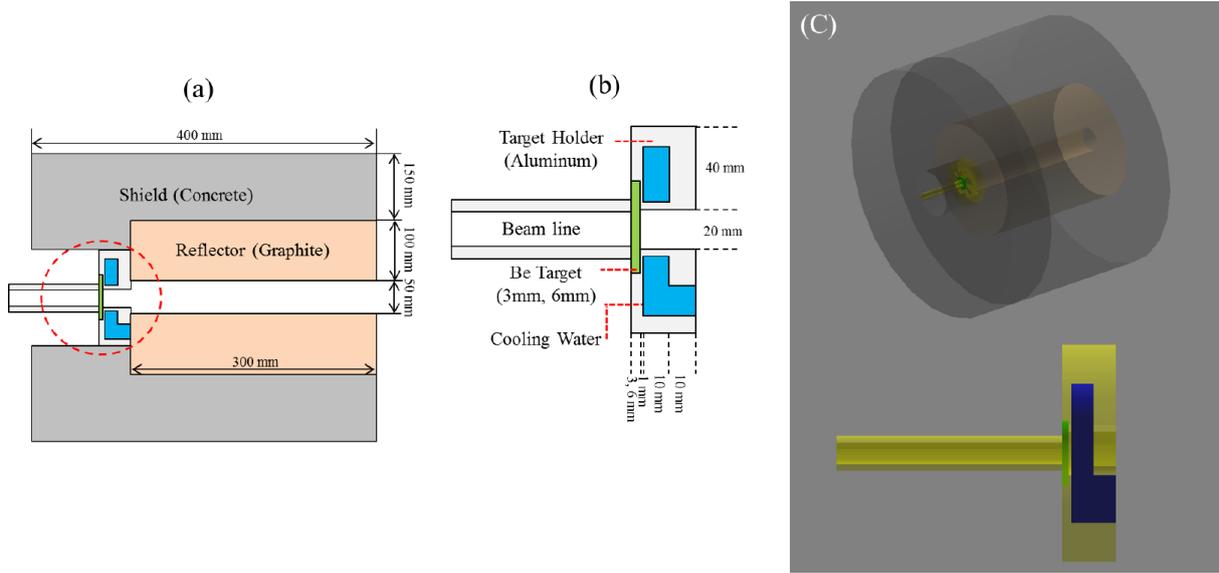


Fig. 3. (Color online) Graphical views of target assembly: (a) the sectional view of target assembly and (b) the structure and dimension of target holder, (c) visualization of geometrical design of target assembly by GEANT4.

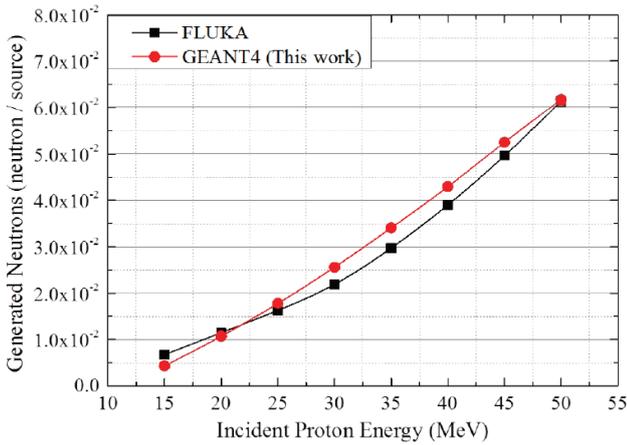


Fig. 4. (Color online) Comparison of the neutron yields by GEANT4 and FLUKA [17].

(primary particle)는 빔 전류와 하전입자의 전하량 사이의 관계를 나타낸 식 (1)에 의해 결정할 수 있다.

$$N[\text{proton/s}] = \frac{I [\text{A}]}{1.6 \times 10^{-19} [\text{C/proton}]} \quad (1)$$

너무 많은 초기입자를 대상으로 계산을 수행하면 매우 긴 시간이 소요되며, 고정밀 중성자 패키지 (HP)는 높은 정확도를 제공하는 대신 계산시간이 많이 소요되는 느린 물리모델이므로 10^{15} 개 이상의 초기 입자에 대한 연산을 수행하는 것은 적절하지 않다 [11]. 따라서 통계적 정확도가 확보되도록 초기 입자의 발생을 10^9 회 시행하였으며 계산된 결과를 식 (1)에 대입하여 사이클로트론에서 발생하는 중성자량을 계산하였다 [16].

Table 3. Material compositions of the target assembly

Geometry	Material	Density [g/cm ³]	Atomic number	Component ratio
Target	Beryllium	1.848	4	1
Holder	Aluminum	2.699	13	1
Reflector	Graphite	2.21	6	1
Cooling water	Water	1	1	2
			8	1
			11	0.01
			6	0.01
			8	0.001
Shielding	Concrete	2.3	12	0.002
			13	0.033872
			19	0.013
			20	0.044
			26	0.014

3. 중성자 발생 수를 계산, 표적 모델링

본 연구에서는 GEANT4 계산결과의 신뢰성을 검증하기 위하여 다른 연구자가 수행한 FLUKA (Fluktuiierende Kaskade) 계산결과와 비교하였다 [17]. 비교실험을 위해 참고논문과 동일한 계산조건을 사용하였다. 베릴륨 표적의 규격은 직경 2.5 cm, 두께 1.5 cm이며, 표적에 입사시킨 양성자 빔은 15 MeV~50 MeV를 사용하였다. 최적의 표적두께를 결정하기 위해 표적 두께를 1 mm 단위로 증가시키면서 발생하는 중성자 에너지 스펙트럼을 관찰하였다. 공간분포를 확인하기 위해 각도별 중성자 분포를 $\theta = 0^\circ \sim 60^\circ$ 까지

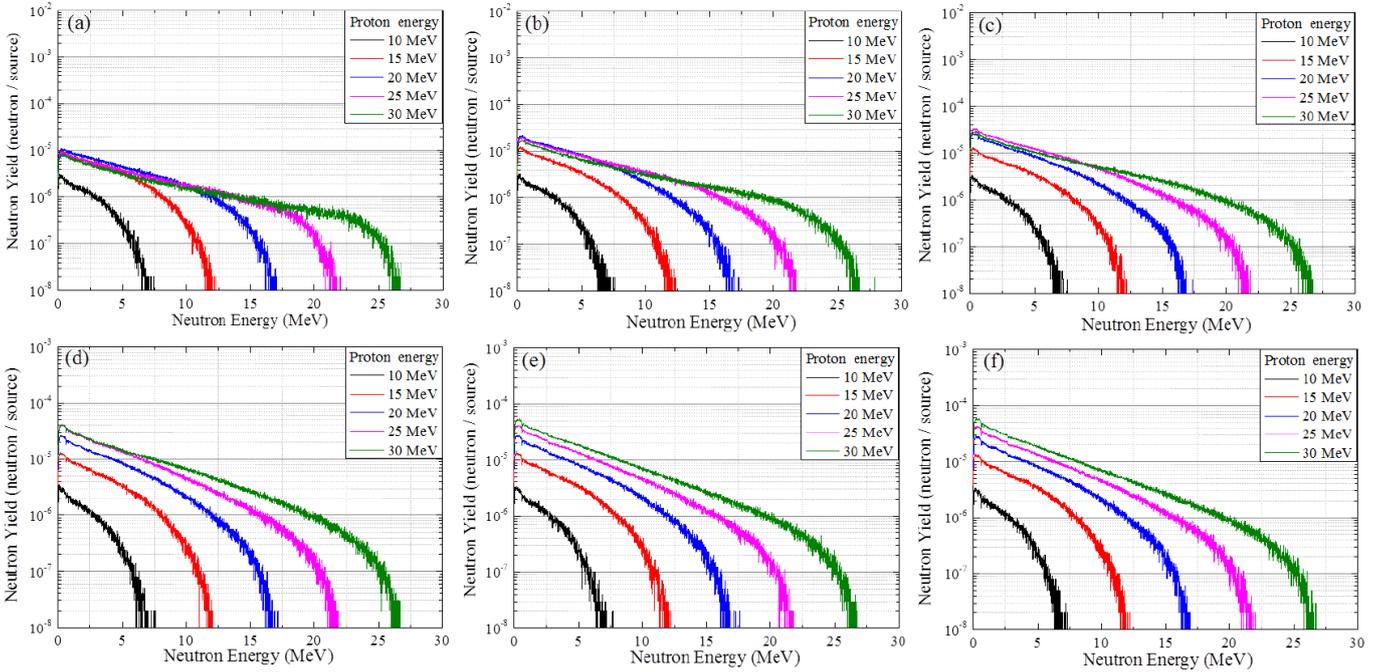


Fig. 5. (Color online) Neutron yield with different incident proton energies and different target thickness: (a) 1 mm, (b) 2 mm, (c) 3 mm, (d) 4 mm, (e) 5 mm, (f) 6 mm.

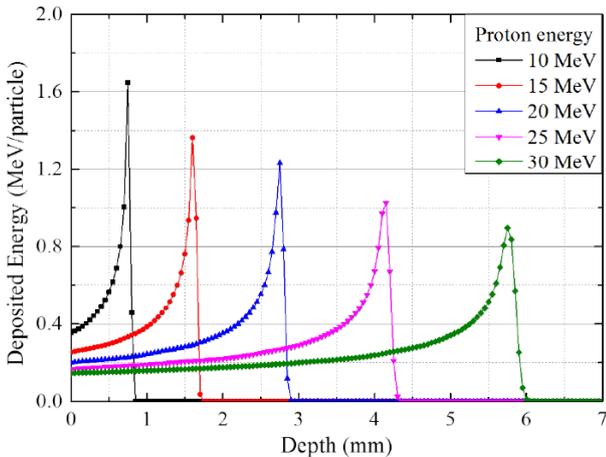


Fig. 6. (Color online) Calculation of energy deposition to the beryllium target for protons with different energies.

10° 간격으로 계산하였으며, 각도분포 계산 체적 (scoring volume) 은 ± 2.5° 의 범위로 제한하였다. Fig. 2는 중성자의 각도 분포를 계산하기 위한 개략도를 보여준다.

표적은 원자력 의학원에 설치된 사이클로트론 표적 설계도를 참고하여 기하학적 형상(geometry)을 결정하였다 [17]. 추가로 중성자 선속을 집중시키기 위한 반사체(reflector)를 사용하였으며, 반사체 물질은 중성자 감속재의 역할을 동시에 수행할 수 있도록 흑연(graphite)을 사용하였다 [18]. 중성자 및 중성자 포획에 동반된 감마선의 추가적인 차폐에 대하여 콘크리트를 차폐물질로 이용

하였고, 전체적인 형태는 BNCT의 빔 포트를 참고하였다 [19] Fig. 3는 설계된 표적의 단면도와 GEANT4 코드 내에 모델링된 형상을 보여주며, 각각의 물질 정보를 Table 3에 정리하였다.

III. 결과 및 논의

Fig. 4는 베릴륨 표적에서 발생한 중성자 수율을 나타내었으며, 본 연구에서 수행한 GEANT4 계산결과와 홍승우 등이 FLUKA 코드를 이용하여 계산한 결과를 함께 제시하였다 [17]. 그래프 비교에 의하면 두 개의 상이한 코드를 이용한 계산 결과가 유사하므로 GEANT4 계산결과 신뢰성이 검증되었다고 판단할 수 있다.

Fig. 5는 베릴륨 표적의 두께는 1~6 mm, 양성자의 에너지는 10~30 MeV 범위에서 베릴륨 표적의 두께와 입사 양성자의 에너지가 다른 여러가지 경우에 대해 발생하는 중성자 스펙트럼을 보여주고 있다. 입사 양성자의 에너지가 10 MeV일 때는 베릴륨 표적의 두께 변화에 따른 중성자 스펙트럼의 변화가 없었으나, 입사 양성자의 에너지가 30 MeV인 경우 표적의 두께 증가에 따라 중성자 수율이 증가함을 확인할 수 있었다. 결론적으로 입사 양성자의 에너지 증가에 따라 중성자 발생량은 증가하는 경향이 나타났으며, 특히 고에너지 영역에서 보다 저에너지 영역의 중성자 발생량이 증가하였다. 이는 Fig. 6의 결과를 통하여 설명

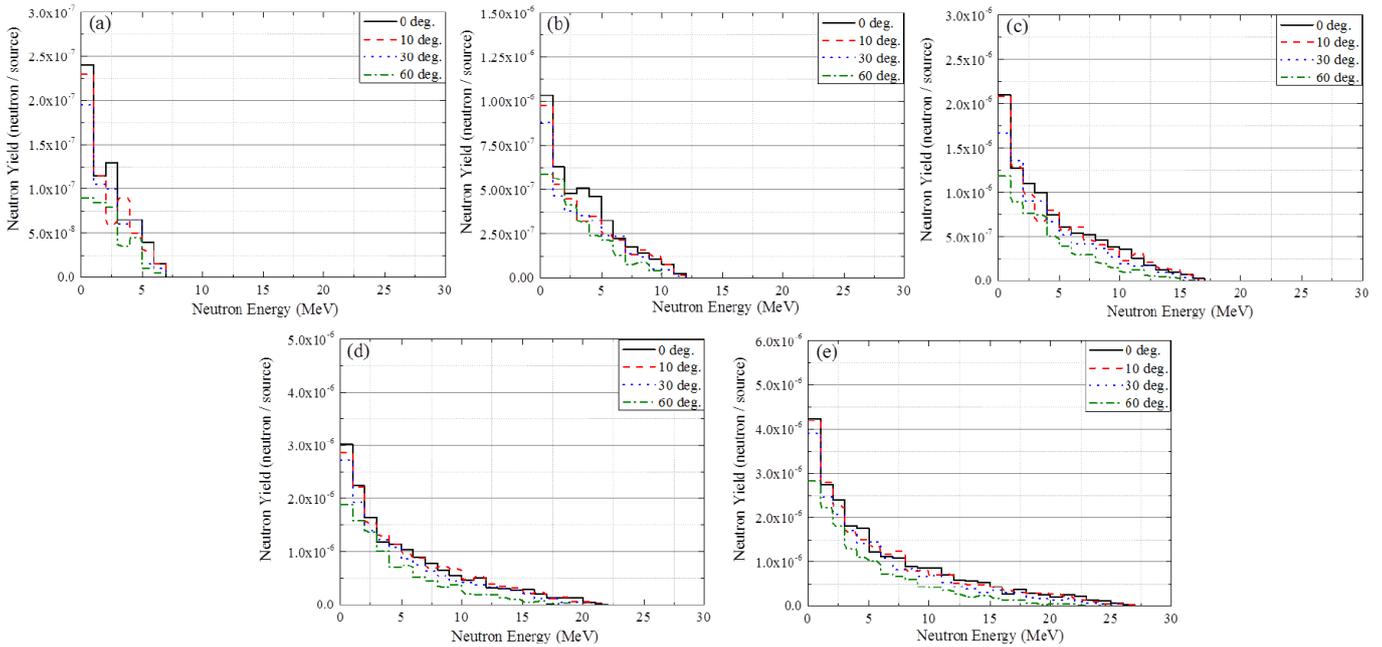


Fig. 7. (Color online) Angular distribution of neutron spectra from target only: (a) 10 MeV, (b) 15 MeV, (c) 20 MeV, (d) 25 MeV, (e) 30 MeV of incident proton energy, respectively.

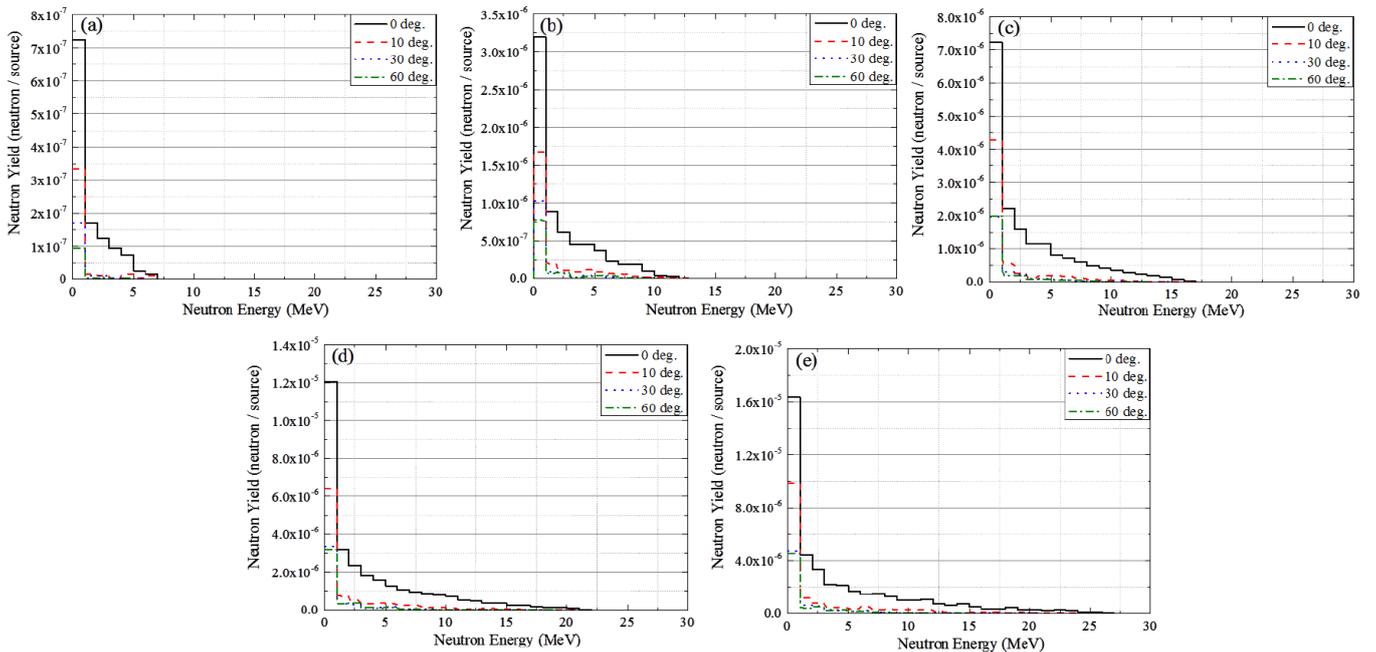


Fig. 8. (Color online) Angular distribution of neutron spectra from target assembly with reflector: (a) 10 MeV, (b) 15 MeV, (c) 20 MeV, (d) 25 MeV, (e) 30 MeV of incident proton energy, respectively.

할 수 있다. Fig. 6은 베릴륨 표적에서 투과깊이에 따른 양성자의 에너지 전달 분포를 보여준다. 양성자의 에너지가 ${}^9\text{Be}(p, n){}^9\text{B}$ 반응의 문턱에너지 근처일때 대량의 저에너지 중성자가 발생하며, 이는 핵반응 Q값 (Q Value)의 손실 이후 잔여 에너지가 중성자와 ${}^9\text{B}$ 의 운동에너지로 변환되기 때문이다. Fig. 5의 중성자 에너지 스펙트럼과 비교하면 양

성자는 브래그-피크 부근에서 급격한 에너지 변화가 일어나 저에너지 영역의 중성자를 발생시키고, 양성자의 에너지가 문턱에너지로 이하로 내려가면 중성자를 발생시키지 않는다 [14]. 즉, 양성자 빔의 에너지에 따라 브래그-피크의 위치 (투과깊이)가 변하므로 양성자 빔의 효율적 이용을 위한 표적의 두께를 결정할 수 있으며, 본 연구에서는 사이클로

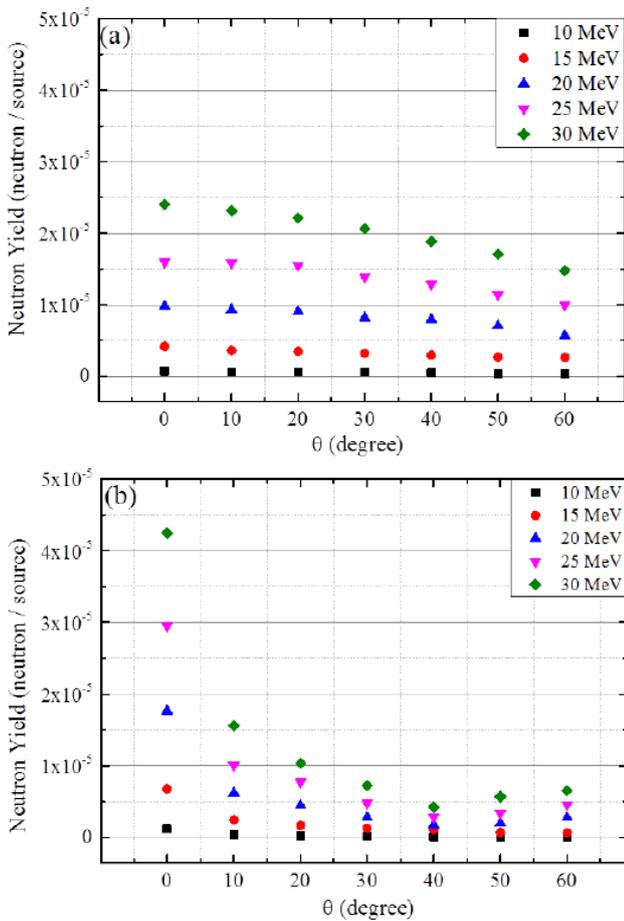


Fig. 9. (Color online) Comparison of angular distribution of neutron yields: (a) target only , (b) target assembly with reflector.

트론의 에너지에 따라 10~20 MeV는 3 mm, 25~30 MeV는 6 mm로 표적 두께를 각각 다르게 설정하였다.

Fig. 7, Fig. 8은 각각 단순표적과 반사체를 설치한 표적에서 발생한 중성자 스펙트럼을 $\theta = 0^\circ, 10^\circ, 30^\circ, 60^\circ$ 의 각도에서 각도별로 나타내었다. 반사체의 유무와 입사 양성자의 에너지에 관계없이 $\theta = 0^\circ$ 일때 중성자 수율이 가장 크게 나타났다. 단순표적일때는 콜리메이터나 부가장치가 없어 발생된 중성자가 집중되지 않기 때문에 비교적 큰 각도로 방출되어 그 격차가 크지 않다. 이와 달리, 흑연 반사체를 설치한 표적에서는 반사체로 인해 고에너지 영역의 중성자 수가 감소하여 축방향(0°)의 저에너지 중성자 스펙트럼이 증가함을 확인하였다. 그러나, 표적에서 $\theta = 0^\circ$ 방향으로 방출된 중성자는 반사체와 상호작용을 하지 않고 측정되므로 $\theta = 0^\circ$ 에서의 중성자 스펙트럼에서는 속중성자 영역의 값이 다른 각도에서의 스펙트럼과 비교할 때 다소 높게 측정된다. 반사체의 유무에 따라 중성자 스펙트럼이 변화하므로 핵반응 중성자 선원 설계에 있어 반사체에 대한 구체적인 고려가 필요하다.

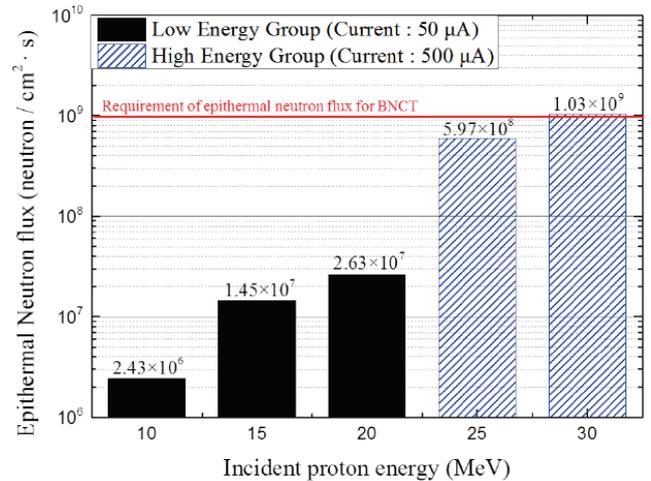


Fig. 10. (Color online) Epithermal neutron flux of target assembly estimated by GEANT4 (red line : Requirement of epithermal neutron flux for BNCT).

Fig. 9는 단순표적과 반사체를 설치한 표적에서의 중성자 수율을 각도에 따라 비교한 값을 보여준다. Fig. 9의 (b)에서 반사체가 설치된 표적은 중성자의 집중 효과가 있음을 확인할 수 있다. $\theta = 40^\circ$ 이상일 때는 중성자 수율이 약간 증가하는 경향이 나타나는데 이것은 반사체에 의한 집중과 반사체 투과의 비율에 의해 나타난다 [20].

Fig. 10은 중성자 스펙트럼 계산결과로부터 고열중성자 선속만 추출한 결과를 보여주며, 전류와 입사 양성자의 식 (1)에 의해서 선속에 곱해진 양을 추정치로 표시하였다. 저에너지 사이클로트론은 KIRAMS-13을 참고하여 빔전류를 $50 \mu\text{A}$, 고에너지 사이클로트론은 RFT-30를 참고하여 빔전류를 $500 \mu\text{A}$ 로 하였다 [21,22]. 이상적인 고열중성자의 선속은 IAEA의 권고와 같이 $10 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 이며, 그래프에서 적색 선으로 표시하였다. 10~20 MeV 사이클로트론을 이용한 중성자 수율은 BNCT 중성자 선원 권고치 기준치에 미달하므로 적합하지 않은 것으로 판단된다. IAEA의 보고서에 따르면 $5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 의 고열중성자 선속은 치료가 가능하지만 조사 시간이 길어지는 결과를 만든다 [6]. 25 MeV $500 \mu\text{A}$ 사이클로트론을 이용한 중성자 선원의 선속은 $5.97 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 로 이론상 BNCT 중성자 선원으로 사용 가능하지만, 환자에게 2시간 이상의 치료시간이 요구되므로 이 역시 중성자 선원으로 적절하지 않은 것으로 판단된다. 반면, 30 MeV $500 \mu\text{A}$ 사이클로트론을 이용한 중성자 선속은 $1.03 \times 10^9 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ 로서 BNCT 권고를 만족시키는 고열중성자 생성을 확인하였다. 하지만, 안정적이고 연속적인 BNCT 시행을 위해서는 빔전류가 $500 \mu\text{A}$ 보다 더 큰 대전류 양성자 가속기 적용이 필요하다고 판단된다.

IV. 결론

BNCT는 광자선 또는 양성자선이나 중입자선을 이용하는 기존방사선 치료의 한계를 극복할 수 있는 치료방법으로서 시설구축비용은 양성자 치료시설 구축비용의 약 1/3 수준인 반면 RBE는 양성자 선과 비슷한 수준이므로 임상적용을 위한 연구 가치가 높다 [23]. 본 연구에서는 PET 사이클로트론 기반의 양성자 빔과 베릴륨 표적을 이용하는 표적-가속입자 핵반응 중성자 선원을 설계하고, 설계한 중성자 선원에서 발생하는 선속을 평가하여 BNCT용 중성자 선원으로의 가능성을 평가하였다. GEANT4를 이용한 몬테카를로 계산결과에 의하면 국내에 설치된 대부분의 PET 사이클로트론에 해당하는 10~20 MeV 사이클로트론으로는 IAEA에서 보고한 BNCT 중성자 선속 권고치 이상의 중성자 선속을 발생시킬 수 없었으며, 30 MeV, 500 μ A 급 사이클로트론에서는 1.03×10^9 n/cm²·s의 고열중성자 선속이 발생하므로 BNCT 중성자 선원으로 사용할 수 있음을 확인하였다. 그러나 이 중성자 선속은 해당 사이클로트론이 최대 출력으로 운전될 때 발생하는 선속이므로 연속운전에 따른 가속장치의 안정성에 문제가 발생할 수 있으므로 BNCT 중성자 선원으로 활용하기 위해서는 가속에너지 30 MeV, 빔전류 500 μ A 이상의 대전류 사이클로트론이 필요하다고 판단된다. 이 결과는 향후 가속기 기반의 BNCT 중성자 선원 설계 시 가속기 규격의 참고자료로 활용될 수 있을 것이다. 참고로 우리나라는 BNCT 실현을 위한 10 mA 급 대전류 사이클로트론이나 선형가속기의 개발이 중요 연구로서 추진되고 있다 [23]. 또한, 본 연구에 사용된 GEANT4 코드의 전산해석 결과와 FLUKA를 이용한 타 연구자의 전산해석결과를 비교해볼 때 거의 일치하는 결과를 보이므로 GEANT4는 중성자 선원 설계에 적합한 도구라고 평가할 수 있다. 본 연구에서는 중성자 반사체로 흑연을 사용하였으나 추가적인 감속재는 사용하지 않았다. 따라서 차후 중성자 에너지 스펙트럼 분포를 최적화 시키기 위해 LiF, AlF₃, 고밀도 폴리에틸렌 (high density polyethylene, HDPE) 등 중성자 감속재 사용과 관련된 연구도 추가적으로 필요하다.

REFERENCES

- [1] S. Wolfgang, A. G. Sauerwein, A. Wittig, R. Moss and Y. Nakagawa, *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications* (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012), part. 1.
- [2] Japanese Society of Neutron Capture Therapy, <http://www.jsnct.jp> (accessed Aug. 30, 2017).
- [3] D. H. Lee, Y. H. Ji, D. H. Lee, H. J. Park and S. Lee *et al.*, *J. Korean Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **19**, 66 (2001).
- [4] D. Liu, J. K. Woo, J. W. Ko and S. B. Lee, *New Phys.: Sae Mulli* **67**, 248 (2017).
- [5] T. Yamamoto, K. Nakai and A. Matsumura, *Cancer Lett.* **262**, 143 (2008).
- [6] A. A. Shokr, C. Aschan, I. Auterinen, S. Binney and H. Blaumann *et al.*, IAEA-TECDOC-1223, 2001.
- [7] Y. Tahara, Y. Oda, T. Shiraki, T. Tsutsui and H. Yokobori *et al.*, *J. Nucl. Sci. Technol.* **43**, 9 (2006).
- [8] R. N. Woo, Y. M. Kim, M. C. Song, D. Y. Cho and J. S. Lee *et al.*, *J. Radiat. Prot. Res.* **38**, 91 (2013).
- [9] J. K. Kim, G. S. Lee, H. Nam, G. W. Kim and G. H. Park *et al.*, 2014M2B5A1027947, 2014.
- [10] GEANT4 homepage, <http://geant4.cern.ch> (accessed Aug. 30, 2017).
- [11] CERN, *Physics Reference Manual, Version : geant4 10.2* (CERN, Geneva, 2015).
- [12] S. Agostinelliae, J. Allisonas, K. Amakoe, J. Apostolakis and H. Araujoaj *et al.*, *Nucl. Instrum. Meth. A* **506**, 250 (2003).
- [13] S. K. Kang, C. Y. Kim, J. Y. Kim, K. M. Yang and J. K. Kim *et al.*, *New Phys.: Sae Mulli* **61**, 1163 (2011).
- [14] T. E. Blue and J. C. Yanch, *J. Neurooncol.* **62**, 19 (2003).
- [15] G. R. Pehrson and D. J. Brenner, *Med. Phys* **25**, 894 (1998).
- [16] J. H. Kim, S. W. Lee, S. H. Lee, J. Y. Kim and M. K. Moon, *New Phys.: Sae Mulli* **66**, 162 (2016).
- [17] S. W. Hong, T. S. Park, D. Y. Kim, S. I. Park and C. M. Ham *et al.*, *Transmutation of Long-Lived Fission Products by Using Proton Beams* (2014).
- [18] D. E. Baker, *Nucl. Eng. Des.* **14**, 413 (1970).
- [19] H. Jarahi, Y. Kasesaz and S. M. Saleh-Koutahi, *Appl. Radiat. Isot.* **110**, 134 (2016).
- [20] J. W. Shin, S. I. Bak, C. Min, E. J. In and D. Y. Kim *et al.*, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.* **797**, 304 (2015).
- [21] M. H. Son, S. T. Lim, J. H. Jeong, K. H. Hong and D. U. Kim *et al.*, 2007-00584, 2009.
- [22] I. J. Kim, M. G. Hur, S. W. Kim, S. M. Choi and J. H. Park *et al.*, *J. Radiat. Ind.* **3**, 239 (2009).
- [23] Dawonsys Co. Ltd, <http://www.dawonsys.com/kr> (accessed Aug. 30, 2017).