2003 추계학술발표회 논문집
한국원자력학회

가속기를 이용한 BNCT용 열외중성자빔의 최적 설계와 뇌 팬텀을 이용한 선량평가

Optimal Design of an Epithermal Neutron Beam for Accelerator-Based BNCT and Its Dosimetric Evaluation Using Head Phantom

이 덕 재, 한 치 영, 박 성 호, 김 종 경
한양대학교
서울 성동구 행당동 17

요 약

가속기를 이용한 BNCT 연구에서 중성자빔의 특성은 중요한 관심사로서, 중성자빔의 세기를 높이는 것은 물론 중성자빔의 선질에 관련하여 BNCT에 적합한 스펙트럼을 갖는 열외중성자빔의 생산은 필수적이다. 이와 관련하여 본 연구에서는, 이전의 열외중성자빔 선질 향상 연구결과에 기초하여, 스펙트럼의 폭이 좁은(narrow) 열외중성자빔을 최적 설계하고 뇌 팬텀을 이용하여 열외중성자빔의 선량 특성을 평가하였다. 열외중성자빔의 최적 설계를 통하여 이전의 연구결과보다 중성자빔의 세기를 더욱 증가시킴과 동시에 폭이 좁은 스펙트럼을 유지하는 우수한 열외중성자빔을 생산하였다. 또한 수학적 뇌 팬텀과 VOXEL 뇌 팬텀에서 수행한 선량평가를 통하여 참조 빔보다 더 높은 도시메트리 특성을 얻을 수 있으며 특히 뇌 팬텀 중심에서 2배 이상 큰 선량을 부여할 수 있음을 확인하였다. 따라서 최적 설계된 열외중성자빔 집합체는 심부에 위치한 종양의 치료에 효과적일 것으로 판단되며 뇌 종양의 치료시간을 크게 단축 시킬 수 있을 것으로 기대된다.

ABSTRACT

Neutron beam quality as well as neutron intensity are matter of concerns and interests for accelerator-based BNCT. And also it is essential to produce an epithermal neutron beam which has proper spectral feature for BNCT. Therefore, on the basis of the epithermal neutron beam quality improvement study, previously performed, optimized epithermal neutron beam in spectral feature of narrowness and in enhancement of epithermal neutron flux is designed. And it is evaluated that the dosimetric characteristics using mathematical and VOXEL head phantoms. The dosimetric evaluation results shows that the optimized epithermal neutron beams have better dosimetric characteristics and can deliver more radiation dose to the brain center by a factor of 2, compared with the reference beams. Therefore it is expected that the optimized epithermal neutron beams are more effective to treat deep-seated tumor and can reduce treatment time.

1. 서 론

붕소중성자포획요법(BNCT, Boron Neutron Capture Therapy)에서 열외중성자가 열중성자보다 심부에 위치한 종양의 치료에 효과적이라는 것은 널리 알려진 사실이며, 일반적으로 4 eV ≤ E_n ≤ 40 keV 에너지 범위의 열외중성자가 이에 해당한다[1]. 또한 열중성자가 대부분인 기존의 원자로를 대신하여 최근 몇 년 동안 가속기를 이용한 BNCT의 연구가 전 세계적으로 급속히 진행되고 있으며, 특히 ^{7}Li(p,n)^{7}Be 반응은 열외중성자의 생산에 적합한 것으로 알려져 있다.

가속기를 이용한 BNCT 연구에서는 중성자빔의 특성이 더욱 중요한 관심사가 되었으며, 이 특성은 크게 중성자빔의 세기(intensity)와 선질(quality)로 나누어 생각할 수 있다. 중성자빔의 세기는 치료시간을 결정하는 주요 인자로서, 일반적으로 BNCT에 적합한 열외중성자빔의 선속(flux)은 환자 조사시 약 1×10^9 neutrons/cm^2-sec 이상이 되어야 한다. 중성자빔의 선질은 빔의 형태 및 에너지 그리고 동반되는 다른 방사선의 상대적 세기 등에 의존하며, 빔 전향성(forward directional property)과 열외중성자 비율은 크고 감마선이나 속중성자 등과 같은 불필요한 방사선은 가능한 적은 중성자빔이 적합하다고 할 수 있다. 이에 낮은 중성자속을 극복하기 위하여 가속기 빔과 표적 연구에 관심이 모아지고 있으며, 표적에서 발생하는 중성자 선원을 적절한 열외중성자로 감속시키는 집합체(beam shaping assembly) 설계 연구 등이 보고되고 있다.

중성자빔의 선질에 관련하여 열중성자보다 열외중성자의 우위성이 강조되는 만큼 BNCT에 적합한 스펙트럼을 갖는 열외중성자빔의 생산은 필수적이다. 중성자빔의 선질을 나타내는 선량평가 인자 중에서 AD (Advantage Depth) 값은 중성자빔이 심부에 위치한 종양을 치료할 수 있는 가능성(깊이)을 평가하는 데 유용한 인자이다. AD 값은 중성자빔의 치료 효과를 얻을 수 있는 최대 깊이를 가늠할 수 있는 기준을 제시해 주며, B-10이 집적된 뇌 종양 세포에 전달되는 선량이 B-10을 포함하고 있는 모든 정상 세포에 부여되는 최대 선량보다 큰 값을 갖는 뇌에서의 최대 깊이로 정의된다. MIT (Massachusetts Institute of Technology)와 한양대학교 등에서 기 수행된 연구[2,3]에 의하면 AD 값은 중성자 에너지가 약 10 keV에서 최대 값을 가지는 것으로 나타났다. 따라서 특정 위치(깊이)에 있는 종양을 치료할 경우, 열외중성자 에너지의 모든 영역에 걸친 중성자빔을 조사하는 것 보다는 그 위치의 종양을 치료하는 데 적합한 에너지를 갖는 폭이 좁은(narrow) 스펙트럼의 열외중성자빔만을 조사하는 것이 매우 바람직하며, 특히 심부에 위치한 종양의 경우에는 열외중성자 에너지 영역 중에서도 보다 높은 에너지의 열외중성자빔이 필요하다.

이와 관련하여 이전의 연구[4]에서는, 특정 위치의 암 치료에 적합한 열외중성자를 생산하고자 하는 관점에서 스펙트럼의 폭이 좁은 열외중성자빔을 얻을 수 있는 방안을 고찰하였고, 이러한 형태의 열외중성자빔의 생산이 가능함을 확인하였다. 따라서 본 연구에서는 이전의 연구 내용을 바탕으로 스펙트럼의 폭이 좁은 최적의 열외중성자빔을 설계하고자 하였으며, 뇌 팬텀을 이용하여 열외중성자빔의 선량 특성을 평가하고자 하였다.

2. 중성자 선원

본 연구에서는 $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ 반응에서 발생되는 중성자를 선원으로 가정하였다. 이는 약 1.88 MeV의 문턱에너지(threshold energy) 근처에서 매우 큰 반응 단면적을 가지며 따라서 다른 핵반응에 비하여 상대적으로 낮은 에너지의 중성자 대량 생산에 유리하기 때문이다. 입사 양성자의 에너지는 그 동안 많은 연구자들이 관심을 가져왔던 것과 동일한 2.5 MeV를 가정하였다. 열외중성자의 생산에 있어 이전의 연구에서 개발된 PLINS(Proton Lithium Induced Neutron Source) 코드[2]를 이용하여 2.5 MeV 양성자로부터 생성되는 중성자 선원의 스펙트럼(각도, 에너지)을 분석하였다. 중성자 선원은 약 0.8 MeV의 최대 에너지를 가지고 있으며 또한 전향성을 가지고 있다. $^{7}Li(p,n)^{7}Be$ 반응에서 예상되는 중성자 수율(yield)은 8.98820E+11 neutrons/mA이다.

3. 열외중성자빔 집합체 설계

3.1 열외중성자빔 선질 평가

BNCT용 열외중성자빔의 선질 평가 기준은 2001년 IAEA 보고서에 근거하였으며 아울러 본 연구에서는 중성자빔의 스펙트럼 형태 분석을 위한 인자로서 FWHM(Full Width at Half Maximum) 개념을 도입하여 평가하였다. 따라서, 본 연구에서는 다음과 같은 인자와 기준을 설정하고 이를 기준으로 중성자빔 출구에서의 열외중성자빔의 선질을 평가하였다.

- 속중성자 선량; $D_n/\phi_{epithermal} < 2.0 \times 10^{-13} Gy\text{-}cm^2/n_{epi}$
- 감마선 선량; $D_\gamma/\phi_{epithermal} < 2.0 \times 10^{-13} Gy\text{-}cm^2/n_{epi}$
- 열중성자 비율; $\phi_{thermmal}/\phi_{epihermal} < 0.05$
- 중성자빔 전향성; $J_{total}/\phi_{total} > 0.7$
- 중성자빔 스펙트럼; FWHM을 계산하여 각각에 대해 비교

3.2 열외중성자빔 집합체 예비 설계

본 연구의 내용과 관련하여 기 수행된 연구결과[4]에 근거하여 폭이 좁은 스펙트럼을 갖는 열외중성자빔을 생산하기 위해서 AlF_3를 주 감속재로 선정하였다. 또한 열외중성자빔이 특정 에너지 영역에 최대한 집중할 수 있도록 Al과 Ni-60을 보조 감속재로 선정하였다.

열외중성자빔의 스펙트럼 특성 변화를 분석하기 위하여, 그림 1에 도시된 바와 같이 두께 30 cm인 Pb 반사체로 둘러싼 반경 15 cm인 원통형의 감속재의 두께를 조정하여 중성자빔의 선질을 향상시키고자 하였다. 또한 본 연구에서 도입한 선질 평가 인자를 충족함과 동시에 총 중성자속에 대한 열외중성자속의 비율이 95% 이상이 되도록 감속재의 두께를 조절하였다. 그 결과, 본 연구에서는 아래와 같은 3 가지의 열외중성자빔 집합체 예비 설계를 결정하였으며 중성자빔의 선질 평가 결과를 비교하기 위하여 동일한 조건의 참조 빔 집합체를 설정하였다. 참조 빔 집합체는 2000년에 수행된 연구결과[1]에 근거하고 있으며 LiF와 Al/AlF_3 감속재로 구성되어 있다.

Reference Beam (I)

Beam (1): AlF_3 20 cm + ^{60}Ni 15 cm

Beam (2): AlF_3 25 cm + ^{60}Ni 5 cm

Beam (3): AlF_3 20 cm + Al 10 cm

본 연구에서 예비 설계한 열외중성자빔 집합체에 대한 중성자빔의 선질 평가를 목적으로, 앞에서 설정한 기준에 근거하여 평가한 결과를 표 1과 표 2에 나타내었다. 표 1에서 보는 바와 같이 모든 예비 설계에 대한 열외중성자빔은 선질 평가 기준을 충분히 만족하고 있다. 그러나 중성자빔 전향성의 경우 그 결과가 모두 0.6을 약간 상회하는 값을 나타내 그 요건을 만족하지 못하고 있으나 참조 빔에 비해서는 상대적으로 큰 전향성을 나타내었다. 또한 그림 2에서 보는 바와 같이, 참조 빔의 중성자 스펙트럼보다 훨씬 좁은 피크(peak)를 가짐을 확인할 수 있다. 이를 정량적으로 표시하기 위해 본 연구에서는 FWHM을 lethargy 단위로 계산하였다. 계산된 FWHM은 표 2에서 보는 바와 같이 참조 빔의 경우 1.9이나 예비 설계된 열외중성자빔의 경우 보조 감속재로서 Ni-60를 사용하였을 때에는 약 0.4 ~ 0.5 정도, Al-27을 사용하였을 때에는 약 1.2의 값을 갖는 것으로 나타났다. 그리고 표 에서 보는 바와 같이 예비 설계된 열외중성자빔은 참조 빔보다 열외중성자속이 더 크므로 참조 빔보다 더 많은 양의 중성자가 뇌 팬텀에 더욱 깊이 도달할 수 있을 것이다.

3.3 열외중성자빔 집합체 최적 설계

예비 설계한 열외중성자빔의 세기와 선질을 보다 향상 시킨 최적의 열외중성자빔 집합체를 설계하기 다음과 같은 최적 설계 방향을 설정하고 이를 위한 방안을 고찰하였다.

- 중성자 스펙트럼의 형태는 그대로 유지하면서 중성자속을 보다 높임
- 중성자속의 크기는 그대로 유지하면서 중성자빔의 전향성을 향상 시킴

위의 두 가지 관점에서 열외중성자빔 집합체를 최적 설계하기 위하여 감속재와 반사체의 형태를 다양하게 변화시켜 보았다. 그 결과, 중성자속을 높이기 위해서 예비 설계된 열외중성자빔 집합체에 그림1에서 보는 바와 같이 양성자빔이 입사하는 위치에 두께 30 cm의 원통형 Pb 반사체를 추가로 설치하는 방안을 도출하였다. 그리고, 중성자빔 전향성 향상을 위하여 원통형이었던 주 감속재 및 보조 감속재의 형태를 모두 콘 형태가 되도록 최적 설계하였다. 최적 설계된 열외중성자빔은 예비

설계된 열외중성자빔과의 비교를 위해서 각각 대응하는 Beam (4), Beam (5), Beam (6)으로 명명하였으며, 참조 빔 또한 위의 최적 설계 방안을 반영하고 Reference Beam (II)라고 명명하였다.

표 4에서 보듯이 열외중성자속은 예비 설계보다 2.7배 이상, 참조 빔보다는 4배 이상 매우 크게 증가하였다. 또한 Pb 반사체를 양성자빔이 입사하는 곳에 추가하였기 때문에 FWHM 값이 예비 설계의 경우보다 조금 커졌으나 그림 3에서 보는 바와 같이 여전히 폭이 좁은 스펙트럼을 유지함을 확인할 수 있다. 그러나, 콘 형태의 감속재의 사용은 원통형 감속재를 사용하여 설계된 열외중성자빔보다 향샹된 중성자빔 전향성 결과는 얻지 못하였으나 다른 중성자빔 선질 평가 인자를 비교할 때, 다소 우수한 중성자빔 특성을 나타내는 것으로 나타났다. 중성자빔 전향성을 높이기 위한 다른 방안으로서 중성자빔 출구에 Pb 반사체를 추가하는 방안을 고려하였으나, 중성자빔의 전향성이 다소 향상되는 것 반하여 중성자속이 큰 폭으로 감소하는 결과를 얻었으며, 일부의 계산의 경우 열외중성자빔의 선질 평가 기준을 만족하지 못하는 결과도 얻었다. 즉, 중성자빔의 전향성을 0.7 이상이 되도록 하기 위해서 상당한 양의 중성자속 감소를 감수해야 한다. 따라서 중성자빔 전향성의 향상을 위하여 중성자빔 출구에 Pb 반사체를 추가하는 방안은 제외되었다.

4. 뇌 팬텀을 이용한 선량평가

BNCT에서 전달되는 선량은 높은 LET와 낮은 LET 방사선이 혼합된 형태로 부여된다. 따라서 치료계획과 선량평가를 실시할 때 다음과 같이 4가지의 선량 성분을 구분하여 고려한다. 붕소의 중성자 포획반응에 의한 선량(D_b), 열중성자의 $^{14}N(n,p)^{14}C$ 반응에 의한 양성자 선량(D_b)을, $^{1}H(n,\gamma)^{2}H$ 반응에 의한 감마 선량(D_γ) 및 비교적 높은 에너지를 지닌 중성자가 반동(recoil) 양성자를 생성하는 속중성자 선량(D_n)이다.

본 연구에서는 설계된 각 열외중성자빔에 대하여 수학적 뇌 팬텀 및 VOXEL 뇌팬텀을 사용하여 선량을 평가하였다. 각 선량 성분의 개별 분포 및 선량 전달의 정도를 깊이의 함수로써 평가하기 위하여, 열외중성자빔이 뇌 팬텀의 측면(x 축 방향, 그림 4 ~ 그림 5)으로 입사하는 것으로 설정하였고 열외중성자빔의 중심에 위치하는 cell 들을 선량평가 대상으로 선택하였다.

계산된 각각의 선속은 Caswell *et al*. 과 Zamenhof *et al*. 이 제시한 환산 인자를 사용하였으며, 환산된 선량치에는 뇌의 암 세포와 정상 세포에서의 B-10 집적도를 각각 곱해주었다. 또한 계산된 선량들은 다시 각각 RBE 값을 고려함으로써 선량 특성분석을 위한 선량 값으로 변환되었다. 암 세포에 집적되는 붕소의 양은 40 ppm으로 가정하였고, 암 세포와 정상 세포의 붕소 집적비는 4:1로 하였다. 또한 붕소 반응 생성물, 중성자 및 광자의 RBE 값은 각각 4.0, 4.0, 1.0이며, 표적으로 입사하는 양성자의 커런트(current)는 20 mA로 가정하였다.

4.1 수학적 뇌 팬텀을 이용한 선량평가

본 연구에서 사용한 수학적 뇌 팬텀은 몬테칼로 선량 계산을 목적으로 Deutsch와 Murray가 제안한 피부-두개골-뇌(skin-skull-brain)로 구성된 타원형의 팬텀을 모델링하였으며 그림 4에서 보는 바와 같이 각각 피부-두개골-뇌 등가 물질들로 각 부분이 균질(homogeneous)하게 채워져있다.

표 5에서 보는 바와 같이 수학적 뇌 팬텀을 이용하여 선량평가를 하였을 때 참조 빔 집합체I보다 설계된 열외중성자빔의 다소 큰 AD 값(약 7.5 cm)을 갖는다. 또한 최적화 과정을 수행한 경우(표 6)에도 AD값은 커다란 차이는 없다. 그러나 AD 값이 뇌 팬텀의 중심 깊이 보다 더 크기 때문에 심부에 위치한 종양의 치료에 효과적일 것으로 기대되며 그림 5와 그림 6에서 보듯이 뇌 팬텀의 깊이에 따른 열중성자속이 참조 빔 집합체보다 .큰 것을 알 수 있다. 또한 뇌 팬텀의 중심에서의 선량율은 최적화된 열외중성자빔의 집합체의 경우 참조 빔 집합체의 경우보다 1.8 ~ 4배 정도 더 큰 선량을 부여할 수 있음을 알 수 있다. 따라서 설계된 열외중성자빔 집합체는 심부종양의 치료 시간을 단축 시킬 수 있을 것으로 예상된다.

4.2 VOXEL 뇌 팬텀을 이용한 선량평가

본 연구에서는 BNCT 선량 특성 평가를 위해 그림 5에서 보는 바와 같이 VOXEL 뇌 팬텀을 제작하였다. VOXEL 뇌 팬텀을 제작하기 위한 자료는 미국 National Library of Medicine(NLM)에서 VHP(Visual Human Project) 과제 수행을 통해 인체 전신에 대한 정밀한 CT, MR 자료를 연구목적으로 제작하여 연구자들에게 제공되었다. 위스콘신대학교의 Tomotherapy 연구 그룹에서는 NLM에서 제공하는 VHP 영상 자료를 재구성하여 공급하였다. 본 연구에서는 위스콘신대학교에서 제공하는 Visual Human의 두경부 CT 영상을 사용하였다.

사용된 두경부 자료는 256x256 pixel에 70 slice로 구성되어 있으며, pixel의 크기는 1.8x1.8x3 mm이다. 영상 처리를 위해 두경부 CT 영상 자료에서 1.8 mm의 cell을 가로 5개, 세로 5개 및 3 mm의 셀을 축방향으로 3개를 합하여 각각 9x9x9 mm의 VOXEL을 제작하였다. VOXEL 팬텀에 사용된 뇌 물질 및 선량 환산 인자는 수학적 뇌 팬텀에서와 동일한 값을 적용하였다[5].

표 7에서 보는 바와 같이 최적화된 열외중성자빔을 이용하여 VOXEL 뇌 팬텀에서 계산된 AD 값(6.98 ~ 7.13 cm)은 참조 빔의 AD 값(6.83 cm)보다 크며 뇌 팬텀 7 cm에서의 선량율 역시 매우 큼을 알 수 있다. VOXEL 뇌 팬텀에서의 선량평가를 수학적 뇌 팬텀과 비교한 경우 AD 값과 7 cm 깊이에서 선량율은 VOXEL 뇌 팬텀에서 모두 작다. 이는 VOXEL 뇌 팬텀과 수학적 뇌 팬텀의 차이에서 오는 것으로서, 각 뇌 팬텀의 크기 및 기하학적 형태와 각 cell에 포함되는 뇌 팬텀 구성 물질들의 분포의 차이에서 발생된 것으로 판단된다. 그러나 수학적 뇌 팬텀의 결과와 유사한 경향을 나타내고 있으며 최적 설계된 열외중성자빔은 참조 빔 집합체 보다는 여전히 우수한 선량 특성을 보이고 있다.

5. 결론

본 연구에서는 이전의 연구 내용을 바탕으로 스펙트럼의 폭이 좁은 최적의 열외중성자빔을 설계하였으며, 뇌 팬텀을 이용하여 열외중성자빔의 선량 특성을 평가하였다. 이전에 수행된

연구결과를 바탕으로 열외중성자빔의 개념 설계를 수행하여 폭이 좁은 스펙트럼을 갖는 열외중성자빔을 생산하였으며, BNCT에 적합한 선질요건을 적용하여 개념 설계된 열외중성자빔의 우수한 중성자 특성을 나타냄을 확인하였다. 또한 개념 설계된 열외중성자빔의 최적화 연구를 통하여 열외중성자속을 증가시킴과 동시에 폭이 좁은 스펙트럼의 유지하는 중성자빔을 생산하였다.

또한 개념 설계된 열중성자빔 집합체와 최적화된 열외중성자빔 집합체를 수학적 뇌 팬텀과 VOXEL 뇌 팬텀을 이용하여 선량 특성을 평가한 결과 최적 설계된 열외중성자빔 집합체는 참조 빔 집합체에 비하여 더 큰 선량을 뇌 팬텀의 심부에 전달할 수 있는 것으로 나타났으며, 따라서 최적 설계된 열외중성자빔 집합체는 심부에 위치한 종양의 치료에 효과적일 것으로 판단되며 뇌 종양의 치료시간을 크게 단축 시킬 수 있을 것으로 기대된다..

감사의 글

본 연구는 과학기술부 원자력중장기연구개발사업과 방사선안전신기술연구센터의 지원에 의해 수행되었음.

참고 문헌

1. Mi Young PAEK, Chi Young HAN, and Jong Kyung KIM, “A Characteristic Analysis of a Accelerator-Based Epithermal Neutron Beam for Boron Neutron Capture Therapy,” ISORD-1, 2001.
2. 김종경 외, “가속기를 이용한 BNCT 용 열외중성자빔의 개발,” 과학기술부, 한양대학교, 1998.
3. IAEA, “Current Status of Neutron Capture Therapy,” IAEA-TECHDOC-1223, May, 2001.
4. 이덕재 외, “가속기를 이용한 BNCT 용 열외중성자빔의 선질 향상 연구,” 한국원자력학회 2003 춘계학술발표회, 2003.
5. KAERI, “MCNP 코드를 이용한 하나로 BNCT 선량계산 시스템 구축,” 한국원자력연구소 KAERI/CM-675/2002, 한양대학교, 2002

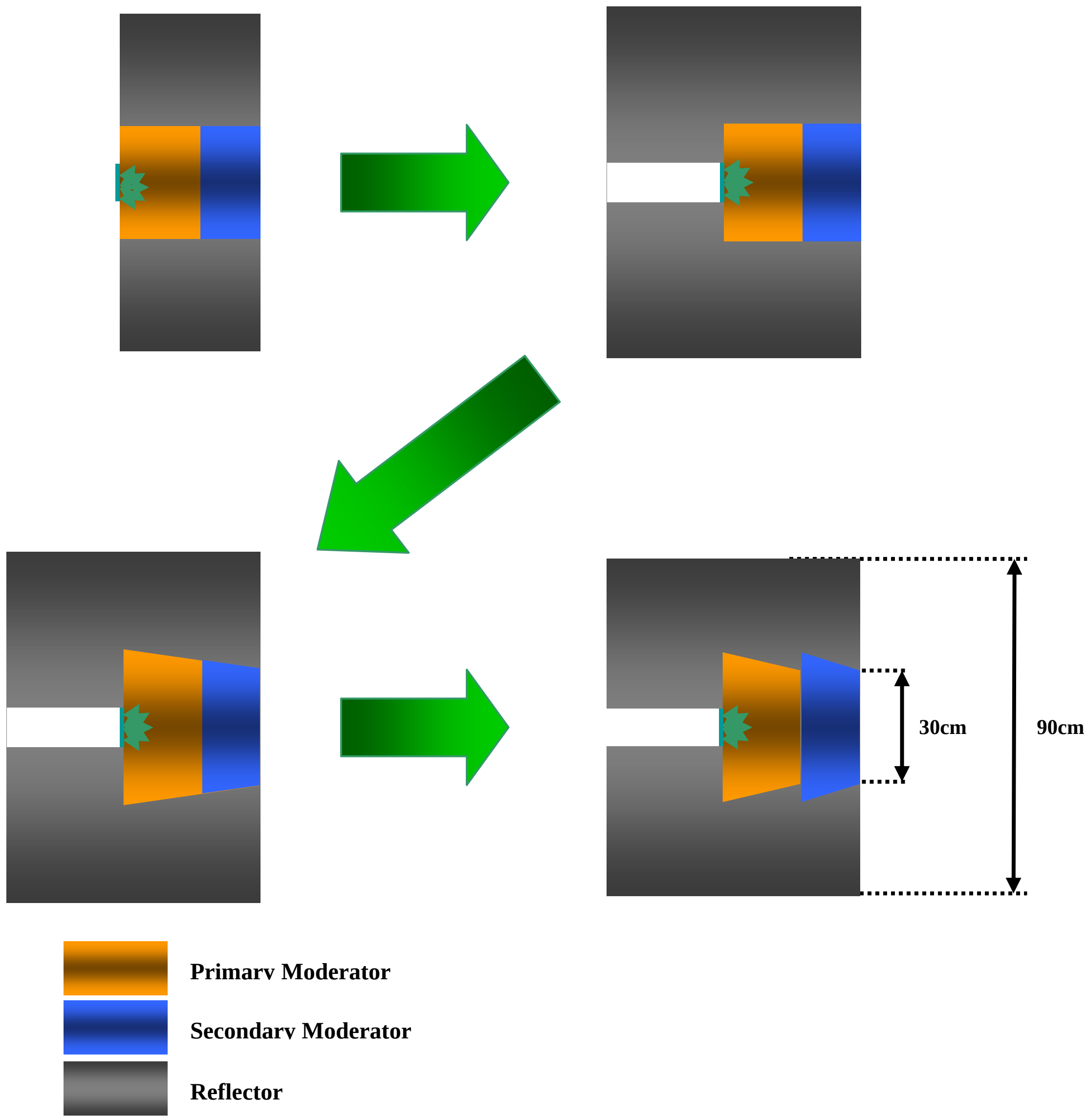

그림 1. 열외중성자빔 집합체 최적 설계 과정

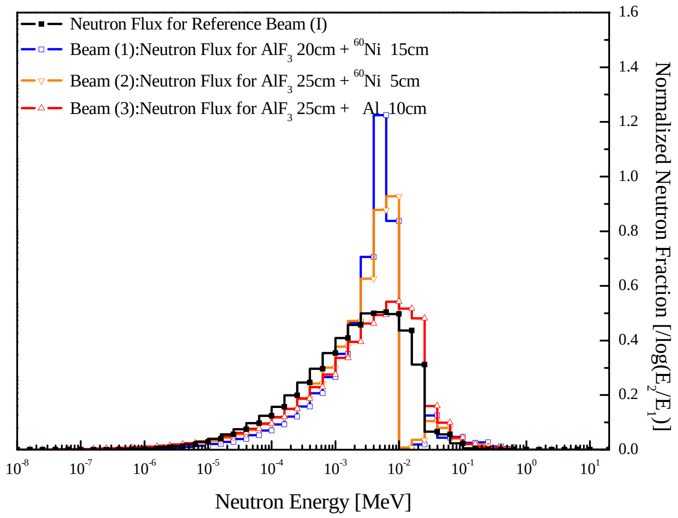

그림 2. 예비 설계된 열외중성자빔 집합체의 빔포트에서의 중성자 스펙트럼

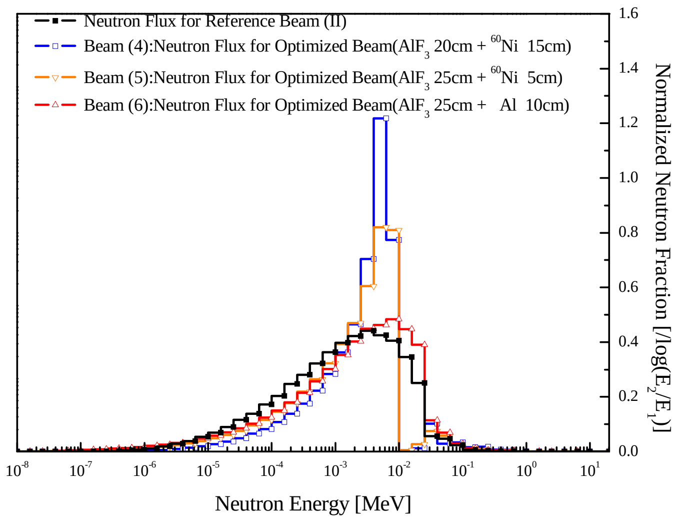

그림 3. 최적 설계된 열외중성자빔 집합체의 빔포트에서의 중성자 스펙트럼

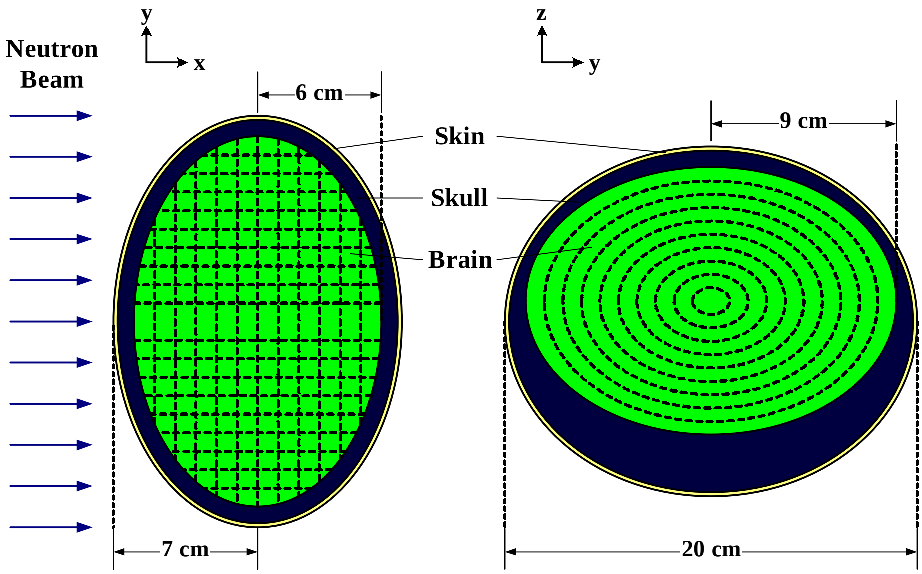

그림 4. 수학적 뇌 팬텀

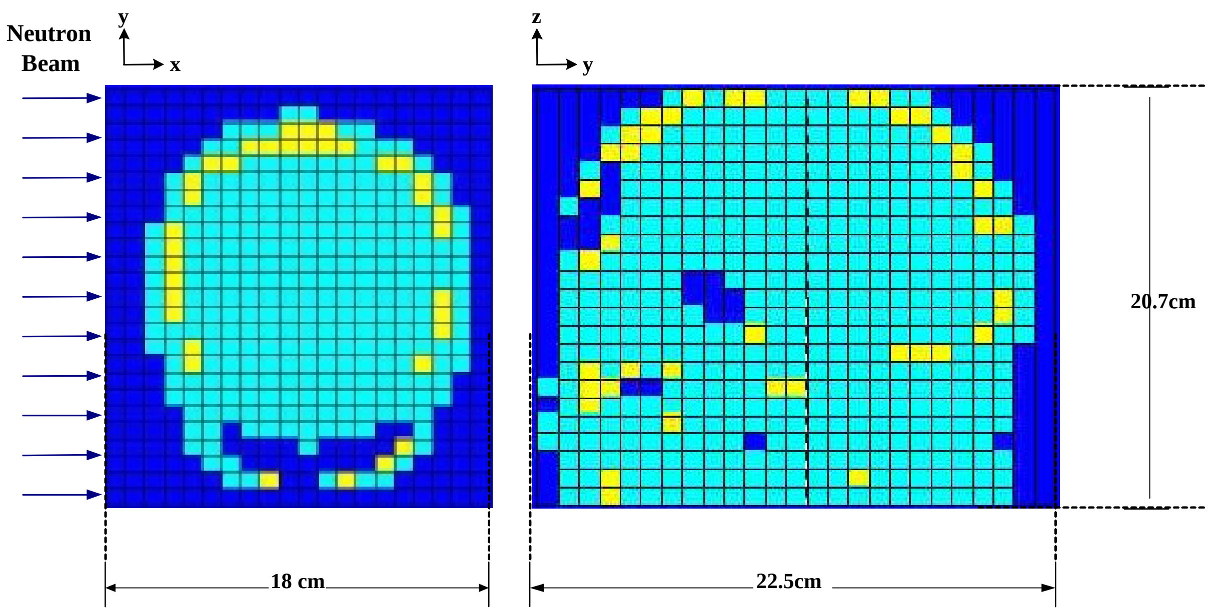

그림 5. CT 영상 자료를 이용하여 제작한 VOXEL 뇌 팬텀

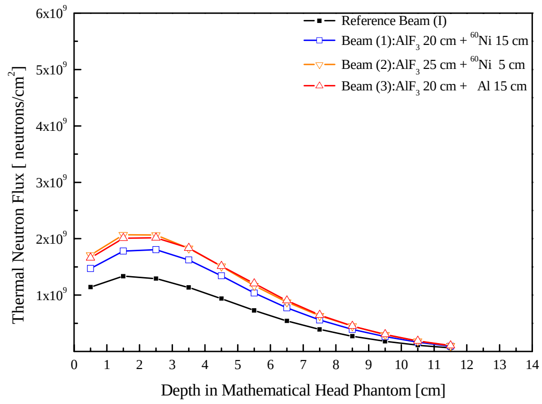

그림 6. 예비 설계된 열외중성자빔 집합체의 수학적 뇌 팬텀의 깊이에 따른 열중성자 선속

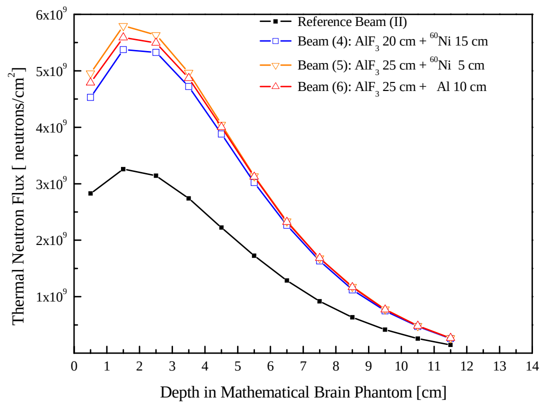

그림 7. 최적 설계된 열외중성자빔 집합체의 수학적 뇌 팬텀의 깊이에 따른 열중성자 선속

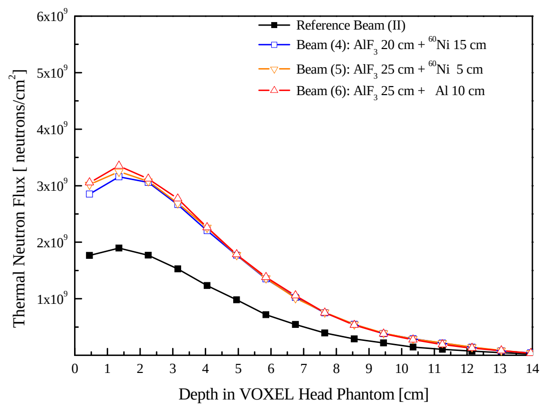

그림 8. 최적 설계된 열외중성자빔 집합체의 VOXEL 뇌 팬텀의 깊이에 따른 열중성자 선속

표 1. 예비 설계된 열외중성자빔의 선질평가 결과

Beam	Fast Neutron Dose, (D_n)	Gamma Dose, (D_γ)	Thermal Flux/n_{epi}, (ϕ_{th} / ϕ_{epi})	Forward Directional Property,(J/ϕ)
Reference Beam (I)	4.38835×10^{-14}	7.47468×10^{-15}	0.0070	0.59
Beam (1)	4.49513×10^{-14}	1.05385×10^{-14}	0.0005	0.63
Beam (2)	4.17571×10^{-14}	1.46718×10^{-14}	0.0020	0.60
Beam (3)	1.20516×10^{-13}	1.17404×10^{-14}	0.0034	0.62

표 2. 예비 설계된 열외중성자빔 특성

Beam	Neutron Flux [neutrons/cm^2/source]			FWHM
	ϕ_{th}	ϕ_{epi}	ϕ_f	
Reference Beam (I)	3.01114×10^{-7}	4.29141×10^{-5}	8.05861×10^{-7}	1.9
Beam (1)	2.99371×10^{-8}	6.03747×10^{-5}	2.57859×10^{-6}	0.4
Beam (2)	1.34956×10^{-7}	6.84571×10^{-5}	3.27560×10^{-6}	0.5
Beam (3)	2.31028×10^{-7}	6.70519×10^{-5}	3.18943×10^{-6}	1.2

표 3. 최적 설계된 열외중성자빔의 선질평가 결과

Beam	Fast Neutron Dose, (D_n)	Gamma Dose, (D_γ)	Thermal Flux/n_{epi}, (ϕ_{th} / ϕ_{epi})	Forward Directional Property,(J/ϕ)
Reference Beam (II)	3.56365×10^{-14}	7.18278×10^{-15}	0.0156	0.59
Beam (4)	2.37495×10^{-14}	1.35981×10^{-14}	0.0051	0.62
Beam (5)	2.15764×10^{-14}	1.99374×10^{-14}	0.0155	0.60
Beam (6)	6.47950×10^{-14}	1.23159×10^{-14}	0.0272	0.60

표 4. 최적 설계된 열외중성자빔 특성

Beam	Neutron Flux [neutrons/cm^2/source]			FWHM
	ϕ_{th}	ϕ_{epi}	ϕ_f	
Reference Beam (II)	1.59825×10^{-6}	1.02747×10^{-4}	1.78965×10^{-6}	2.1
Beam (4)	9.18895×10^{-7}	1.79577×10^{-4}	4.14635×10^{-6}	0.4
Beam (5)	2.93395×10^{-6}	1.89691×10^{-4}	4.77419×10^{-6}	0.8
Beam (6)	4.94140×10^{-6}	1.81769×10^{-4}	5.14747×10^{-6}	1.6

표 5. 예비 설계된 열외중성자빔의 수학적 뇌 팬텀에서의 선량평가 특성

Ellipsoidal Head Phantom		
Beam	AD [cm]	Dose Rate at Phantom Center [RBE cGy/min]
Reference Beam (I)	7.43	50.4
AlF_3 20 cm + ^{60}Ni 15 cm	7.58	71.8
AlF_3 25 cm + ^{60}Ni 5 cm	7.57	81.0
AlF_3 25 cm + ^{27}Al 10 cm	7.69	83.2

표 6. 최적 설계된 열외중성자빔의 수학적 뇌 팬텀에서의 선량평가 특성

Ellipsoidal Head Phantom		
Optimized Beam	AD [cm]	Dose Rate at Phantom Center [RBE cGy/min]
Reference Beam II	7.43	120.20
AlF_3 20 cm + ^{60}Ni 15 cm	7.59	211.82
AlF_3 25 cm + ^{60}Ni 5 cm	7.46	220.83
AlF_3 25 cm + ^{27}Al 10 cm	7.56	216.06

표 7. 최적 설계된 열외중성자빔의 VOXEL 뇌 팬텀에서의 선량평가 특성

VOXEL Head Phantom		
Optimized Beam	AD [cm]	Dose Rate at Phantom Center [RBE cGy/min]
Reference Beam II	6.83	83.35
AlF_3 20 cm + ^{60}Ni 15 cm	6.98	151.13
AlF_3 25 cm + ^{60}Ni 5 cm	6.93	152.94
AlF_3 25 cm + ^{27}Al 10 cm	7.13	153.94