

KAERI/CM-1052/2007

양성자가속기 이용자프로그램 개발 및 운영

Development and management of
proton accelerator user program

즉발감마선을 이용한 치료용 양성자 빔의 선량분포확인
에 관한 연구

Study on dose distribution of therapeutic proton beams with
prompt gamma measurement

연구수행기관
국립암센터

한국원자력연구소
양성자기반공학기술개발사업단

제 출 문

한국원자력연구원 양성자기반공학기술개발사업단장 귀하

본 보고서를 “양성자가속기 이용자프로그램 개발 및 운영” 과제의 소과제 “즉발감마선을 이용한 치료용 양성자빔의 선량분포확인에 관한 연구” 의 최종보고서로 제출합니다.

2008 4. 21.

연구수행기관명 : 국립암센터

연구책임자 : 김종원

연구원 : 강병희

연구원 : 김도균



KAERI

보고서 초록

과제관리번호	B-6-1	해당단계 연구기간	2007.4 ~ 2008.3	단계 구분	2단계 3차년도
연구사업명	세부사업명	양성자기반공학기술개발사업			
연구과제명	세부과제명	양성자가속기 이용자프로그램 개발 및 운영			
	소과제명	즉발감마선을 이용한 치료용 양성자빔의 선량분포확인에 관한 연구			
연구책임자	김종원	해당단계 참여연구원 수	총 : 3 명 내부 : 1 명 외부 : 2 명	해당단계 연구비	정부: 25,000 천원 기업: 천원 계: 25,000 천원
연구기관명 및 소속부서명	국립암센터 의공학과		참여기업명		
국제공동연구	상대국명 :		상대국연구기관명 :		
위탁연구	연구기관명 :		연구책임자 :		
요약(연구결과를 중심으로 개조식 500자 이내)				보고서 면수	25
<ul style="list-style-type: none"> • 양성자 선량끝점 위치를 확인할 수 있는 방법으로 양성자 빔 방향과 직각방향으로 방출되는 즉발감마를 측정하는 것은 본 연구과제 초기단계에서 collimator 시스템을 사용하여 실험적으로 증명함. • collimator 대신 즉발감마선의 방향 및 분포를 측정할 수 있는 측정시스템 개발을 시도함. • 고려하고 있는 신형 컴프턴 카메라는 기체 및 printed circuit board로 이루어져 컴프턴 산란된 전자의 궤도를 추적할 수 있는 Time projection chamber 그리고 산란된 감마선의 위치 및 에너지를 측정할 수 있는 픽셀감마검출기로 구성되어 있으며 배경복사의 영향에 비교적 강함. • 검출기의 구조 등에 대한 계산을 GEANT3 몬테카를로 프로그램을 사용하여 수행함. • 즉발감마 검출효율은 5 nA의 빔에 대해 전형적인 구조를 사용할 경우 초당 약 2000 개의 산란이 검출되는 것으로 계산되었고 검출효율에 영향을 미치는 치수 및 각 검출기의 에너지 분해능 등에 대한 평가를 실시함. • 본 과제를 통해 픽셀화된 CsI(Tl), 위치민감형 광증폭기 및 신호처리 시스템이 제작되었고 현재 테스트가 진행 중이다. 대형과제를 통해 수행해야하는 연구주제에 대해 이용자과제를 통하여 핵심내용에 대한 연구를 선 수행함. 					
색인어 (각 5개 이상)	한 글	즉발감마, 양성자치료, 컴프턴산란, 픽셀감마검출기, 기체검출기			
	영 어	prompt gamma, proton therapy, Compton scattering, pixellated gamma detector, gaseous detector			

요 약 문

I. 즉발감마선을 이용한 치료용 양성자 빔의 선량분포확인에 관한 연구

II. 연구개발의 목적 및 필요성

치료양성자 빔의 선량분포 끝점을 확인하기위한 즉발감마측정장치 개발이 주목적이다. 양성자 빔 치료의 경우 조사된 선량에 대한 확인이 핵반응 등에 의해 방출되는 감마선 측정방법으로만 가능하고 아직 실용화된 시스템은 없다. 고려중인 즉발감마 측정기는 PET 등과 비교하여 저비용이고 실용성도 높은 편으로 정도관리 도구로 사용되면 환자치료의 질 향상에 도움이 될 것이다.

III. 연구개발의 내용 및 범위

- 몬테카를로방법을 사용하여 즉발감마선 분포측정을 위한 신형 컴프턴 카메라 구조의 최적화 시도 및 분해능에 영향을 미치는 인자에 대한 평가실시.
- 모의계산 결과를 바탕으로 측정시스템 구성에 필요한 픽셀화된 감마측정 검출기의 제작 및 테스트.
- 컴프턴 산란된 전자를 추적할 수 있는 기체검출기 테스트를 원자력의학원 MC-50 사이클로트론으로 가속된 양성자 빔 및 동위원소를 사용하여 측정.

IV. 연구개발 결과

- GEANT3 몬테카를로 프로그램을 이용한 모의계산을 통해 신형 컴프턴 카메라를 사용할 경우 치료양성자 빔의 선량끝점확인이 즉발감마선 분포측정을 통해 가능한 것으로 평가되었고 측정효율 및 분해능을 높이기 위한 구조 등에 대한 계산결과를 도출함.
- 계산결과에 의거하여 픽셀화된 CsI(Tl) 감마검출기를 제작하였고 위치 민감형 광증폭기 및 신호처리시스템과 연결되어 현재 테스트 중임.
- PCB를 내장한 기체검출기를 사용하여 양성자 빔이 물 팬텀에 입사할 때 발생하는 감마측정실험 등을 실시하였고 현재 구성요소들의 개선 가능성 등에 대한 평가를 수행중임.

V. 연구개발결과의 활용계획

- 다른 연구과제를 통해 즉발감마측정을 위한 픽셀감마 검출기의 개발을 지속적으로 수행할 계획임.
- 본 과제를 통해 개발되고 있는 감마검출기 부분을 일본 교토대학에서 개발한 PCB 기체검출기와 결합한 후 일본 오사카대학 사이클로트론의 빔을 사용하여 즉발감마 측정 등을 수행할 것을 교토대학 그룹과 합의함.
- 본 과제에서는 치료용 양성자 빔에 대한 즉발감마 측정으로 한정된 신형 컴프턴 카메라의 사용연구를 감마선영상 측정에 사용될 수 있는 단계로의 발전모색.

S U M M A R Y

The proton beam has the advantage of distal dose falloff over conventional radiation therapy modalities using photons and electrons. However, it can be disadvantageous unless the falloff location matches accurately with the distal end of tumor volume. In the early stage of this research project we chose to measure prompt gamma emitted in the orthogonal direction to the beam using a collimator to locate dose falloff location. The collimator system could be used to demonstrate correlation between distal dose falloff and prompt gamma distribution, but it is difficult to be used in practice considering that the system has to be moved when the therapy beam is scanned. The system in fact has to measure both the direction and location of incident prompt gamma to be stationary. We chose to use a newly developed Compton gamma detector system consisting of a time projection chamber (TPC) and a position sensitive gamma camera. TPC is a gas detector with a printed circuit board to track scattered electrons. We have performed extensive Monte Carlo simulations using GEANT3 to evaluate the use of the Compton camera to detect distal dose falloff and also to optimize the geometry. The result predicts that the number of gamma detected at a beam current of 5 nA is around 2000 per sec. Also, effects of dimensions and energy resolution of each electron and gamma detector on the efficiency of the whole detector system were evaluated. Based upon simulation results, a pixellated CsI(Tl) detector with position sensitive PMT and electronics to manipulate the signals are fabricated for testing. It is beyond the scope of user program to fully develop the system, and thus we studied key components of the system.

CONTENTS

- Chapter 1: Overview
- Chapter 2: Current domestic and overseas circumstances of technical development
- Chapter 3: Research results
- Chapter 4: Achievement of the proposed goal and contribution to the related fields
- Chapter 5: Plan for utilization of the results
- Chapter 6: Information on related technologies of foreign countries
- Chapter 7: References



목 차

- 제 1장 과제 개요
- 제 2장 국내·외 기술개발 현황
- 제 3장 내용 및 결과
- 제 4장 목표 달성도 및 관련 분야에의 기여도
- 제 5장 활용 계획
- 제 6장 해외 과학기술 정보
- 제 7장 참고문헌



제 1 장 연구개발과제의 개요

양성자 빔을 이용한 방사선치료의 경우 X-선 또는 전자빔을 이용하는 기존의 방사선과 비교하여 선량분포에 있어 끝점이 존재한다는 점이 대표적인 차이중 하나이다. 이러한 물리적 특성으로 그림 1에 묘사한 바와 같이 양성자 치료의 장점을 살리기 위해서는 종양의 한쪽 끝이 선량끝점과 정확히 일치해야한다 [1].

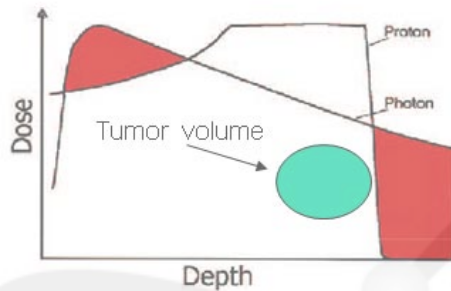


그림 1: 광자 그리고 양성자 선량 분포 및 선량끝점과 비교한 종양의 위치.

양성자 빔 치료의 경우 인체 내 선량분포를 알기 위해서는 PET 방법을 이용한 coincidence 감마측정 또는 즉발감마측정을 이용할 수 있다 [2]. PET 방법의 경우 고가의 장비를 사용하고 빔 치료 후 측정해야 하며 실제로 양성자에 의하여 생성되는 PET 동위원소분포와 선량분포가 잘 일치하지 않아 실용성이 높지 않다고 고려되어 왔으나 최근 좀 더 본격적인 테스트가 진행되고 있다 [3-6]. 반면 즉발감마선의 경우는 2차원 선량분포보다는 선량의 falloff 지점을 측정하기 위해 사용할 수 있는데 양성자치료 빔의 가장 중요한 요소를 측정함으로써 환자에게 치료의 정확도에 대한 신뢰감을 높일 수 있다.

본년도 과제에서는 즉발감마선의 실용적인 측정을 위하여 고정된 위치에서 감마선의 위치 및 방향을 측정한 후 발생위치를 역 추적할 수 있는 신형 컴프턴 카메라 [7-9] 개발에 목표를 두었다. 먼저 이러한 시스템을 사용하여 치료양성자 빔의 선량끝점확인이 가능한지를 GEANT3 프로그램을 [10] 사용한 몬테카를로 계산을 통해 확인하였고 또한 즉발감마선에 대한 측정효율 및 분해능을 향상하기 위한 검출기의 구조 등에 대해 계산하였다. 이러한 계산을 바탕으로 먼저 픽셀화된 감마검출기를 제작하였고 광증폭기 및 신호처리를 포함한 시스템이 구성되어 감마소스 및 양성자 빔을 사용한 테스트가 조만간 실시될 예정이다. 또한 PCB를 사용한 기체검출기도 일부 조립되어 감마선에 대한 테스트를 실시하였고 개선이 필요한 점 등을 발견하였다. PCB를 내장한 이러한 기체검출기는 신형 컴프턴 카메라의 핵심부분으로써 일본 교토대학에서 수년간 개발해오고 있다.

완성된 시스템을 구성하여 즉발감마선 측정실험을 수행하기 이전에 교토대학에서 개발한 기체검출기를 본 과제를 통해 개발한 감마검출기와 연결한 후 양성자 빔이 물 펜텀에 입사되어 발생하는 감마선을 측정하는 실험을 2008년 가을 오사카대학의 약 200 MeV 양성자 빔을 사용하여 수행하는 것이 계획되어 있어 시스템의 문제점 파악 등에 도움이 될 것이다.

제 2 장 국내외 기술개발 현황

양성자 빔에 대해 직각방향으로 방출되는 즉발감마선 측정을 통해 양성자 빔의 선량끝점 확인하는 실험연구는 아직 본 과제를 통해 수행한 것이 세계적으로도 전부이다 [11]. 그림2의 콜리메이터 장치를 사용하여 즉발감마분포와 선량분포 끝점과의 관계는 확인하였으나 치료에 사용될 수 있는 실용적인 시스템이 되지는 못하였다.

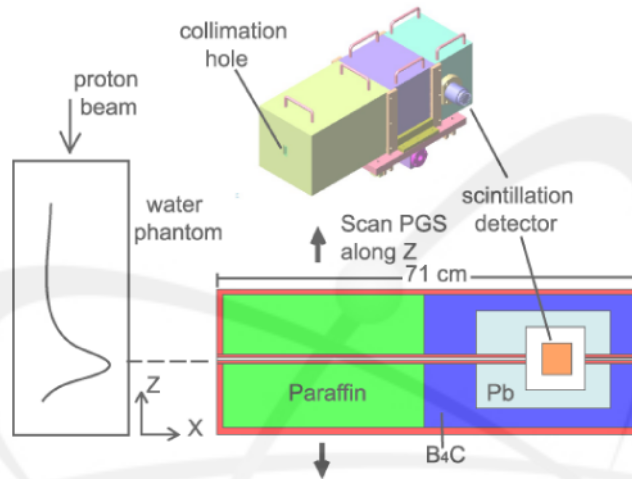


그림 2: 콜리메이터 시스템을 사용하는 즉발감마 측정 장치의 구조.

단일 감마선의 발생위치 및 방향을 측정하여 영상화할 수 있는 대표적인 장치는 SPECT이나 이때 사용하는 콜리메이터가 전체적인 감마 측정 효율을 저하시키는 문제점으로 최근에 컴프턴 카메라에 대한 연구가 활발히 진행 중이다. 기존의 컴프턴 카메라의 경우 산란체가 얇은 고체로 컴프턴산란 효율을 높일 수 있으나 background가 많을 경우 신호분리가 어려운 단점이 있다. 반면 일본 교토대학에서 개발하고 있는 기체 산란체를 사용하는 신형 컴프턴 카메라의 경우 산란된 전자를 추적할 수 있어 background에 의한 신호를 상당히 분리할 수 있는 장점이 있다. 그림 3은 신형시스템의 개념도로 기체 및 PCB로 이루어진 산란전자를 추적할 수 있는 TPC 및 감마카메라로 이루어져 있다. 또한 이러한 기체 카메라의 경우 모듈화하기 쉬워 비교적 저렴한 비용으로 넓은 면적에 대한 영상을 얻을 수 있다는 장점을 보여주고 있다. 이러한 검출기는 일본 교토대학의 우주방사선 검출그룹에 의해 개발되고 있고 [12] 2D 영상을 얻을 수 있는 반면 본 과제에서의 목표인 선량끝점 측정은 2D에서 측정된 산란 감마분포를 깊이에 따른 1D분포로 관찰하는 것으로 비교적 단순화된 검출기로 사용가능한지를 평가하였다.

Compton Method + Direction of Recoil Electron

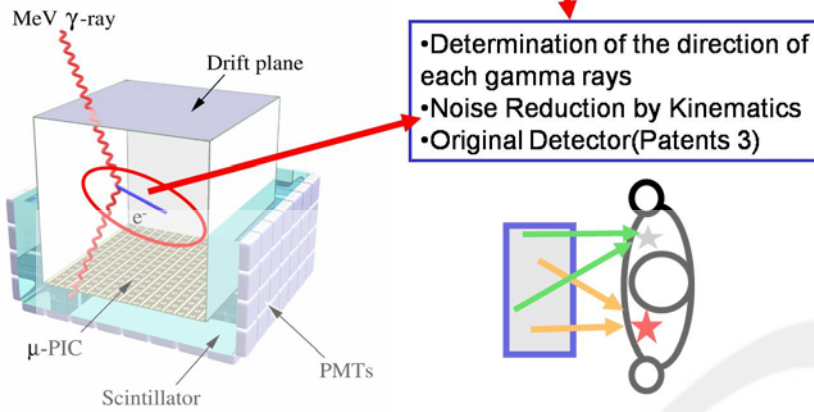


그림 3: 신형 컴프턴 카메라의 구조 및 대면적 제작이 용이하여 인체의 상당부분에 대한 감마 영상을 동시에 얻을 수 있음을 보여주는 개요도.

PET을 사용하여 양전자발생 동위원소 분포측정으로 치료양성자 빔으로 주입된 선량의 정확도를 평가하는 방법은 유럽, 미국, 일본 등지에서 연구되어 왔고 특히 일본 국립암연구소에서는 양성자 치료실에 PET을 설치하여 측정된 결과를 발표하였다 [3]. 또한 새로운 갠트리를 건설하고 있는 스위스 PSI연구소에서도 그림 4와 같이 양성자 빔 치료 후 PET을 사용하는 장치의 설치를 고려하고 있다 [13]. PET의 경우 선량분포에 대한 정보를 제공하나 인체 내 PET 동위원소의 시간에 따른 분포변화 등에 대한 문제로 충분한 정확도를 가지지 못할 수 있는 것으로 평가되고 있다.

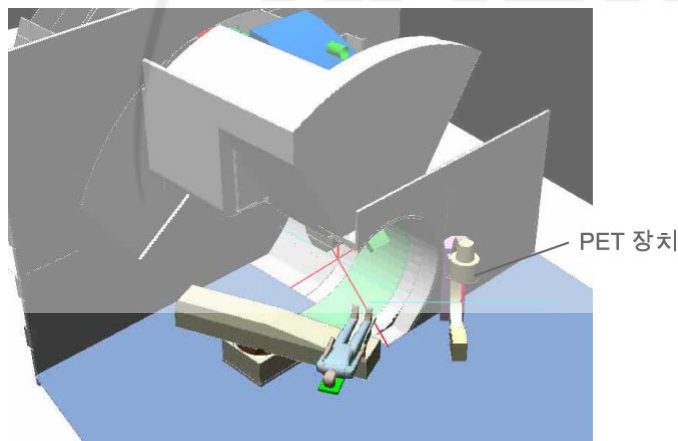


그림 4: PSI 연구소에서 개발하고 있는 갠트리와 함께 사용할 수 있도록 계획하고 있는 PET 감마영상장치.

제 3 장 연구개발수행 내용 및 결과

양성자 빔이 인체 등에 입사될 때 빔과 직각방향으로 방출되는 감마선을 측정하여 선량 끝점을 확인할 수 있다는 사실은 본 연구과제의 초기단계에서 확인되었다. 한편 측정에 사용된 콜리메이터 시스템의 경우 움직이는 치료 빔에 (e.g. scanning beam) 대해 사용하기 어렵고 측정 시 고정하기 위하여 다중 콜리메이터를 사용하는 경우에는 중성자 배경복사가 콜리메이터와 반응하여 발생하는 영향이 문제점으로 생각되었다. 임상에 사용될 수 있는 실용적인 측정시스템이 되기 위해서는 측정 시 고정되어 감마선의 발생위치 및 방향을 측정할 수 있어야한다. 최근 개발되고 있는 컴프턴 카메라가 이러한 조건을 만족시키나 기존 시스템의 경우 고체 산란체를 사용하여 산란전자의 에너지 및 위치만 측정하여 배경복사가 강할 경우 실제신호가 측정되기 어려울 것으로 판단되었다.

최근 일본 교토대학 우주방사선 측정그룹에서 개발한 신형 컴프턴 카메라의 경우 기체 산란체를 사용하여 산란된 전자의 궤도를 측정할 수 있는 장점이 있다. 이러한 궤도 정보를 사용하여 다른 방사선에 의한 신호를 구별할 수 있어 배경중성자 문제를 경감할 수 있을 것으로 생각되지만 기체 산란체의 경우 컴프턴 산란이 발생하는 확률이 저하되어 실제 치료빔에 의해 발생하는 즉발감마선의 검출에 충분한 산란이 발생하는 지에대한 점검이 필요하다. 즉 일반적인 일일 주입선량인 1-2 Gy의 선량을 사용하는 치료 빔에 대해 산란감마의 검출요율에 대한 평가를 수행하였다.

컴프턴 산란확률 및 컴프턴 카메라의 구조 최적화에 대한 계산을 GEANT3.21 몬테카를로 프로그램을 사용하여 수행하였다. 낮은 에너지 컴프턴 산란에 대한 계산은 GLECS package [14]를 하드론 반응에 대한 계산은 FLUKA [15]를 사용하였다. 그림 5는 모의계산에 사용한 검출기의 구조로 실제 제작되고 있는 검출기의 치수를 반영한 것이다.

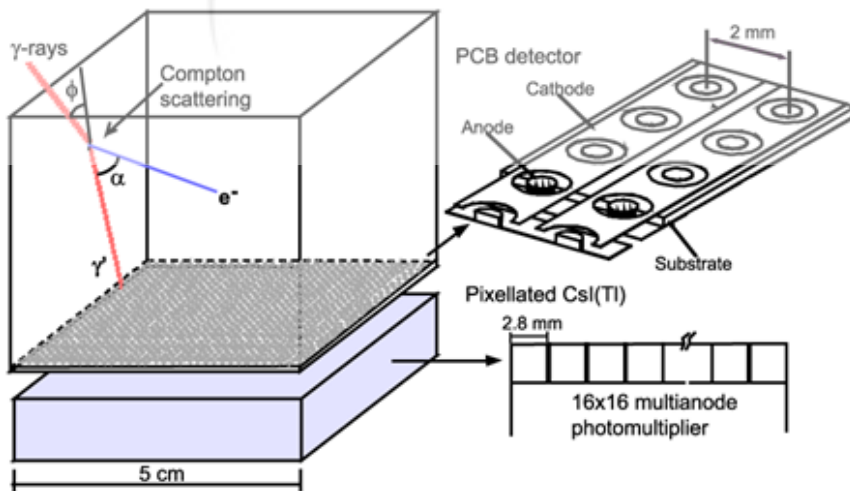


그림 5: 모의계산에 사용된 즉발감마 검출기의 구조.

산란된 전자 및 감마의 동력학은 아래 식들에 의해 결정된다.

$$\cos\phi = 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_{\gamma'}} - \frac{1}{E_{\gamma}} \right),$$

$$E_{\gamma} = E_{\gamma'} + E_e$$

$$\cos\alpha = \left(1 - \frac{m_e c^2}{E_{\gamma}} \right) \sqrt{\frac{E_e}{E_e + 2m_e c^2}}$$

컴프턴 산란이 발생하는 TPC 부분에 사용하는 기체는 Ar-C₂H₆ (80:20)로 GEM (Gas Electron Multiplier)와 같은 증폭 매체 없이 가스증폭이 5000 이상이 되는 것으로 보고되고 있다. 그림 6은 모의계산에서 가정한 PCB 전극의 자세한 구조 및 치수로서 실제 이러한 검출기를 사용한 산란 전자의 추적계산은 수행하지 못하였으나 교토대학 그룹이 측정한 값들을 과제에서 선택한 검출기 치수에 적용할 때 예상되는 값을 추정하여 감마발생 지점의 재건 등의 계산에 사용하였다.

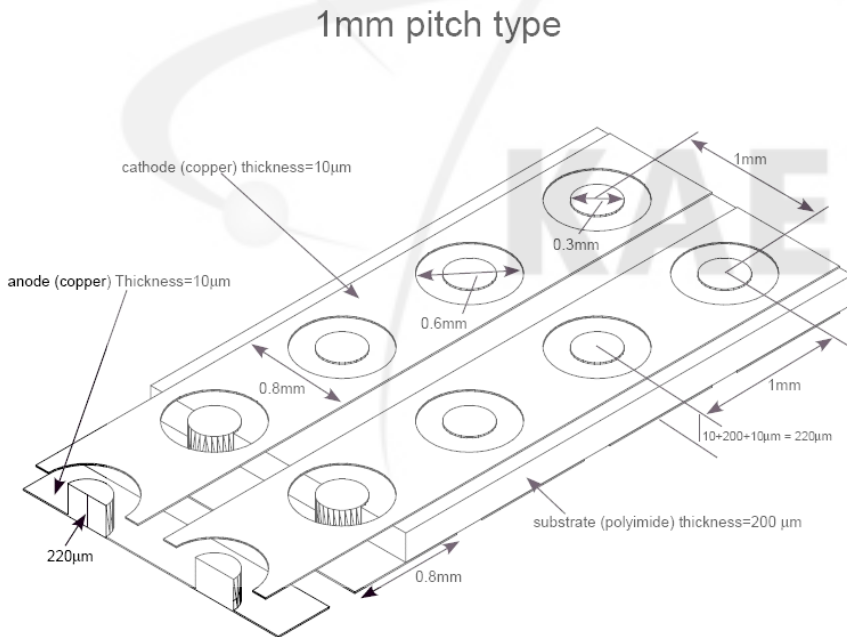


그림 6: 기체검출기에 사용되는 PCB 검출기의 전극구조 및 치수.

기체 검출기의 산란지점 검출 및 전자추적 특성 등은 교토대학 그룹에서 측정한 값들에서 유추하여 표1과 같이 얻어 사용하였다 [7-9]. 전극의 간격을 2 mm로 선택한 이유는 결과로 얻을 수 있는 산란지점에 대한 3차원 공간분해능이 0.9 mm로 1 mm 이하를 얻을 수 있기 때문이다.

표 1: 모의계산에 사용한 값들.

Water phantom	
Size	20x20x40 cm ³
TPC	
Size	5x3x5(h) cm ³
Gas	Ar:C ₂ H ₆ =90:10
Electron drift velocity	4 cm/μs
No of anode/cathode channels	25/15
Pitch of electrode	2 mm
electron dE/E	30%
CsI (TI)	
Pixel size	2 x 2 mm ²
No of channels	16x20
gamma dE/E	7%

그림 7은 물 팬텀 옆에 놓인 감마검출기 모습을 보여주는 것으로 양성자 빔에 대해 직각방향으로 방출되는 감마분포를 측정한다. 빔 에너지는 200 MeV 이고 검출기의 중심부분이 선량 끝점에 위치해 있으며 TPC의 끝부분으로부터 물 팬텀까지의 거리는 2 cm이다. 몬테카를로방법으로 계산한 선량분포의 끝점과 방출되는 감마선량 분포의 끝점이 잘 일치함을 보여준다. 이때 즉발감마는 모든 각도에 대해 대체로 균등하게 방출된다. 감마선의 에너지 분포에서 resonance 반응에서 방출되는 characteristic 감마선이 몇 개 보인다. 그림7에서 secondary 중성자 및 감마선들이 다른 색으로 표시되어 있는데 이러한 그림을 위한 계산에 사용한 양성자의 수는 100 개이다.

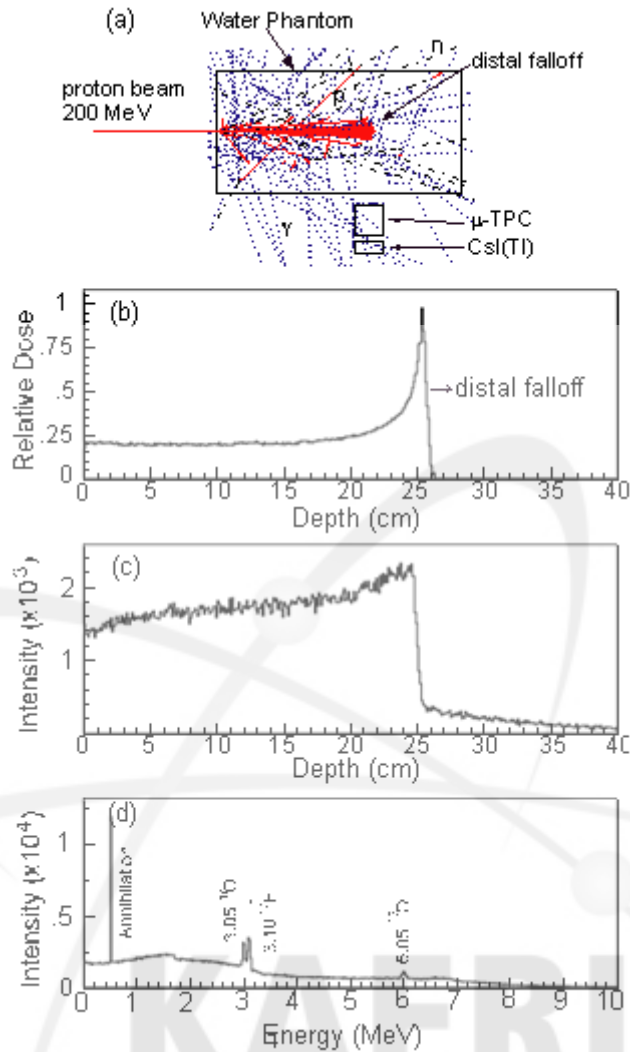


그림 7: (a) 즉발감마 측정을 위한 셋업, (b) 200 MeV 양성자 빔의 물에서 깊이에 따른 선량 분포, (c) 핵 반응으로부터 방출되는 전체 감마선수의 깊이에 따른 분포, (d) 감마에너지 스펙트럼으로 공명반응에 의해 생성되는 감마선 들이 보임.

치료 빔에 대해 사용할 수 있는 실용적인 시스템이 되기 위해서는 일상적인 치료 시 주입되는 선량인 1-2 Gy에 대해 충분한 산란이 발생하여야 한다. 감마검출에 관련된 모든 인자들을 고려할 때 검출 효율은 다음 식에 의해 표시될 수 있다.

$$\varepsilon = r_{cs} \varepsilon_{TPC} \varepsilon_{CsI} \Omega_{CsI}$$

여기서 r_{cs} 는 입사되는 단위 즉발감마선당 컴프턴 산란비율, ε_{TPC} 는 TPC에서 전자가 검출되는 효율, ε_{CsI} 는 CsI(Tl)의 검출효율, Ω_{CsI} 는 컴프턴 산란된 감마의 CsI 검출에서의 acceptance 이다. r_{cs} 의 평균값은 대략 3.0×10^{-4} 이고 ε_{CsI} 는 0.031, 그리고 Ω_{CsI} 는 0.194 이다.

검출효율 식을 사용하여 계산한 감마에너지 스펙트럼 및 효율은 그림 8과 같다. 검출되는 감마는 대부분 2 MeV 이하의 에너지를 가지는데 이는 TPC에서 산란된 전자의 검출효율과 밀접한 관계를 가지고 있다. 계산에 사용된 양성자의 수는 대략 1.2×10^{10} 개이다.

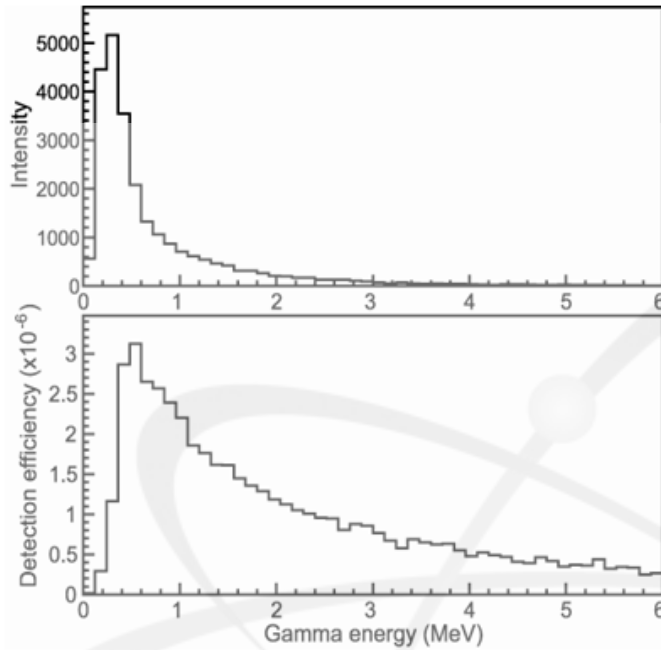


그림 8: (위) 콤프턴 산란된 감마의 에너지에 따른 강도분포, (아래) 콤프턴 산란된 감마의 에너지에 따른 검출효율 분포.

콤프턴 산란된 전자의 에너지 스펙트럼은 그림 9와 같다. 높은 에너지를 가진 산란된 전자들은 TPC의 한정된 크기로 탈출함에 따라 검출되지 않는다. 콤프턴 산란된 전자의 에너지를 측정하기 위해서는 전자의 궤적이 TPC의 경계 내에 있어야 한다. 산란된 전자의 에너지가 TPC에 완전히 소모된 경우의 에너지 스펙트럼 및 궤적 길이를 그림 9에 표시하였다. 산란된 전자의 에너지는 최대 4 MeV 까지 이나 정지된 전자의 에너지는 100 keV 이하이고 궤도의 길이는 대부분 5 cm 이하이다.

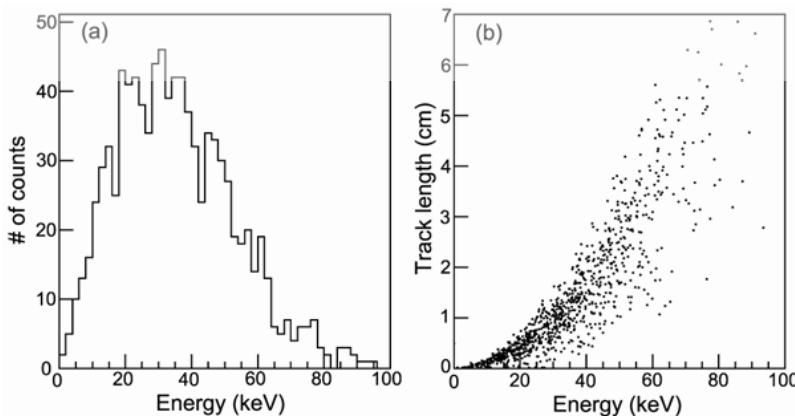


그림 9: (a) TPC에 에너지가 완전히 흡수된 전자의 에너지 스펙트럼, (b) 전자 트랙의 길이와 흡수된 전자에너지의 관계분포.

TPC의 형태에서 컴프턴 산란효율에 영향을 미치는 변수는 높이이고 TPC의 평면상 크기는 부착된 섬광체 검출기의 크기에 의해 고정되어 있다. 그림 10과 같이 검출효율은 TPC 높이의 함수로 표시될 수 있는데 효율증가는 약 8 cm 부근에서 포화상태에 도달한다. 모의계산에서는 높이를 5 cm으로 사용하였다.

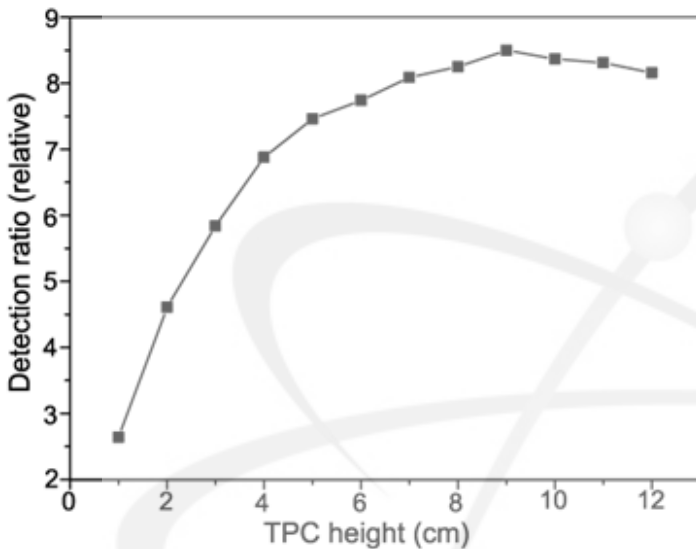


그림 10: TPC의 높이에 따른 상대적인 검출 효율.

산란된 전자 및 감마선의 측정된 위치 그리고 에너지를 컴프턴 산란의 kinematics에 적용하여 초기 방출된 즉발감마의 위치 및 방향을 그림 11과 같이 재건 (reconstruction)하였다. 선량 끝점의 정확한 위치가 필요한 경우 측정된 감마분포에서 해당지점과의 관계를 통해 실험적으로 결정될 수 있다. 또한 그림 11에 표시된 것은 sigma로 재건에 있어서의 분해능으로써 현재 가정된 시스템에 대해서 약 1.3 cm 이다.

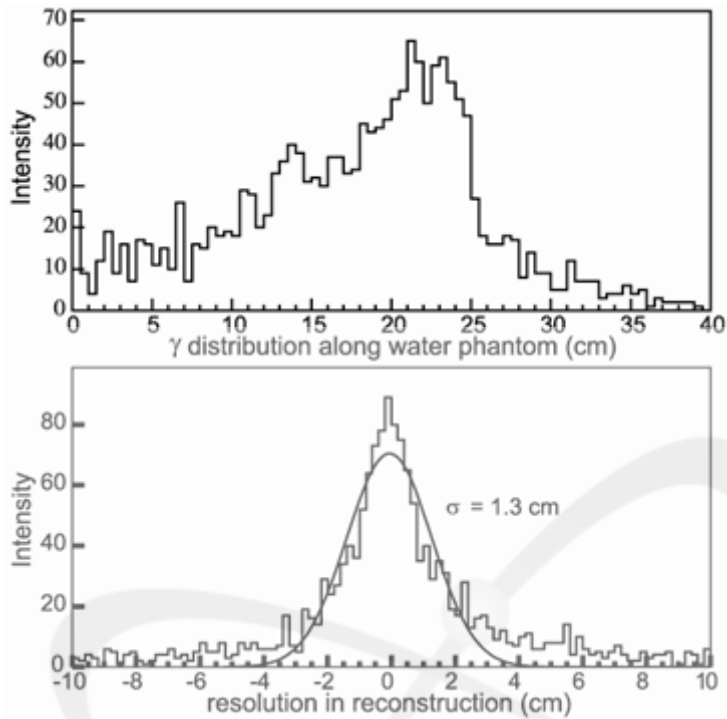


그림 11 : (위쪽) 양성자 빔에 직각 방향으로 방출되는 감마 분포. (아래쪽) 물 팬텀에서 즉발 감마선이 방출되는 핵반응이 발생한 지점의 재건에 대한 분해능 계산.

컴프턴 산란을 재건 (reconstruction)하여 물 팬텀에서의 위치로 표시한 결과는 그림 12와 같다. 재건된 감마 분포는 재건과정에서 허용하는 초기 감마의 최대 방출각도의 선택에 따라 달라진다. 대체적으로 각도를 줄일수록 감마검출 효율은 감소하나 선량 끝점의 위치에서 감마분포가 좀 더 분명하게 구별될 수 있다. 이러한 사실은 허용각도를 줄여줌으로써 background 분포에 의한 영향을 줄여주기 때문이고 실제 측정에서 각도선택은 예를 들어 물 팬텀과 검출기 간의 거리 등에 의해 달라질 수 있다.

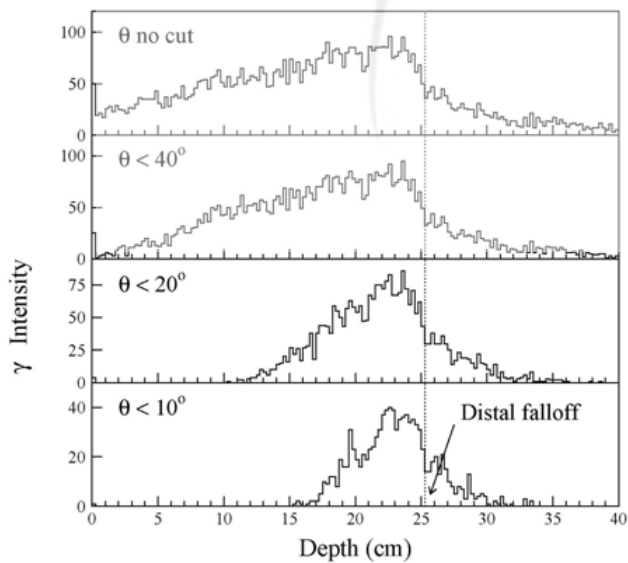


그림 12: 재건 시 사용되는 최대 각도를 달리했을 때 초기감마의 물 팬텀에서 위치분포.

실제 즉발감마 발생지점에서의 감마분포와 컴프턴 산란후 검출시스템을 통해 재건된 감마분포를 그림 13에 비교해 보았다. 방출각도를 적절히 조절하여 검출효율과 선량끝점에서의 감마분포의 명확성을 조절할 수 있을 것으로 생각된다.

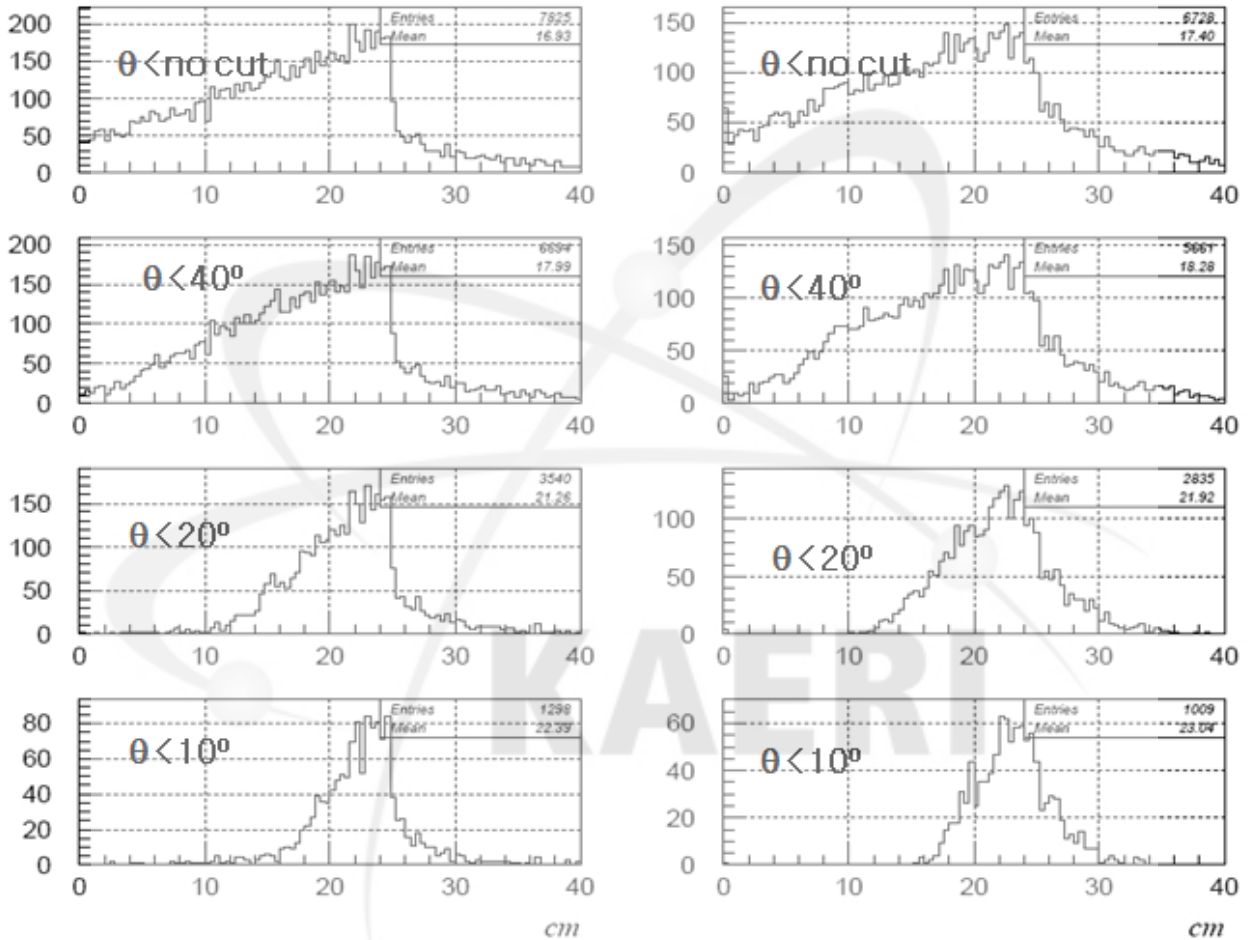


그림 13: (왼쪽) 몬테카를로계산에 의한 감마분포, (오른쪽) 재건을 수행하여 얻은 감마 분포.

픽셀 검출기의 치수가 재건의 분해능에 영향을 미치게 된다. 이러한 공간분해능은 TPC 전극의 pitch 및 섬광체 검출기의 픽셀크기와 밀접한 관련이 있고 그림 14는 이러한 치수와 재건 시 나타나는 분해능과의 관계를 그린 것이다. 예를 들어 전극 간격을 현재의 2 mm로부터 1 mm로 줄임으로써 분해능을 대략 1 cm으로 줄일 수 있다.

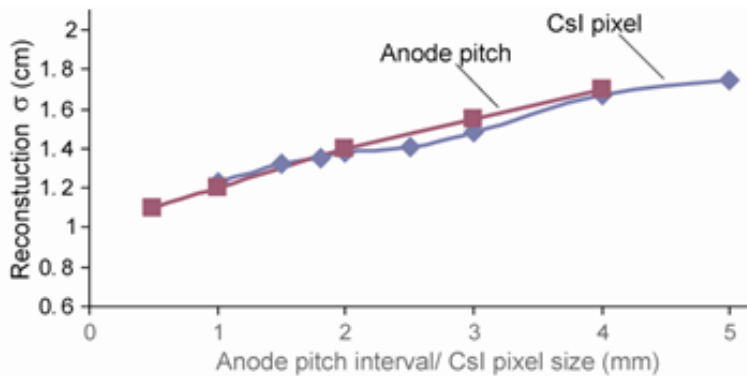


그림 14: PCB 검출기 및 픽셀감마검출기의 치수에 따른 분해능 변화.

재건에 의한 공간분해능은 또한 검출기의 에너지 분해능과 관련이 있다. 현재 사용된 감마검출기의 에너지 분해능은 7% 그리고 TPC의 분해능은 30%로 가정되어 있다. 그림 15에서 이러한 에너지 분해능이 변할 때 공간 분해능이 어떻게 변하는지 보여준다. 이러한 에너지 분해능을 개선한다면 공간분해능이 10-20% 높아질 것으로 추정된다.

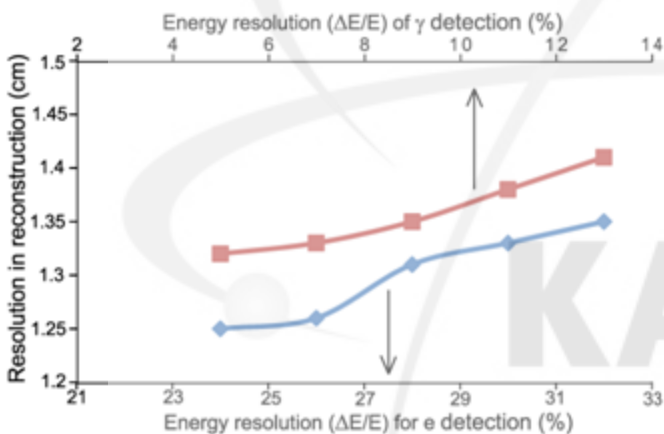


그림 15: 감마에너지 검출분해능 및 PCB 검출기의 전자에너지 분해능에 따른 재건 감마분포의 공간분해능 변화.

전자검출에 있어 에너지 분해능에 대한 값은 교토대학 그룹의 실험결과에서 유추한 것이다. 아래의 분석에서 PCB 상의 전극 간격이 1 mm 및 2 mm일 때 관련 값 변화를 추정할 분석결과이다.

1 mm pitch of anode electrode

- gas: Ar : C₂H₆ = 90 : 10

- anode: 50channel, cathode: 30channel
- u-PIC size: $x=5\text{cm}$, $y=3\text{cm}$
- spatial resolution: 300um
- 3D position resolution: 550um
- TPC size: 가로 5cm x 세로 3cm x 높이 5cm
- reconstruct resolution of incident gamma position: 1.2 cm

2 mm pitch of anode electrode

- gas: Ar : C₂H₆ = 90 : 10
- anode: 25 channel, cathode: 15 channel
- u-PIC size: $x=5\text{cm}$, $y=3\text{cm}$
- spatial resolution 580 um
- 3D position resolution: 900 um
- TPC size: 가로 5cm x 세로 3cm x 높이 5cm
- reconstruction resolution of incident gamma position: 1.4 cm

그림 16은 이상의 계산결과 등을 바탕으로 제작된 픽셀섬광체 검출기 및 위치민감형 광증폭기이다. 섬광체 검출기의 경우 즉발감마에서 발생하는 수 MeV 감마선의 검출 효율을 높이기 위하여 일반적인 픽셀화 된 검출기에 비해 길이가 긴 4 cm 이다.



그림 16: 제작된 픽셀화된 CsI(Tl) 검출기 및 위치민감형 PMT.

그림 17은 검출기가 신호처리장치와 연결된 모습을 보여주는 것으로 감마선원 등을 이용한 점검을 실시한 후 양성자 빔을 사용한 실제 즉발감마선에 대한 반응을 조사할 예정이다.



그림 17: 픽셀감마검출기가 광증폭기에 부착되고 ADC 신호처리 장치와 연결되어 컴퓨터 상에서 감마에너지 스펙트럼 측정을 위한 준비진행.

PCB로 이루어진 기체검출기에 대해서는 그림 18과 같은 PCB를 시험제작하고 양성자 빔을 직접 사용한 테스트 및 감마선원을 사용한 테스트를 실시하였으나 PCB 제작의 정밀도 및 연결회로 제작의 어려움으로 추가개발이 지연되고 있다. PCB 전극의 상세한 부분에서 최적화를 이룬 일본그룹 결과에 비해 뒤떨어져 있어 추후 실험에서는 교토대학그룹의 도움을 받을 예정이다 [16].

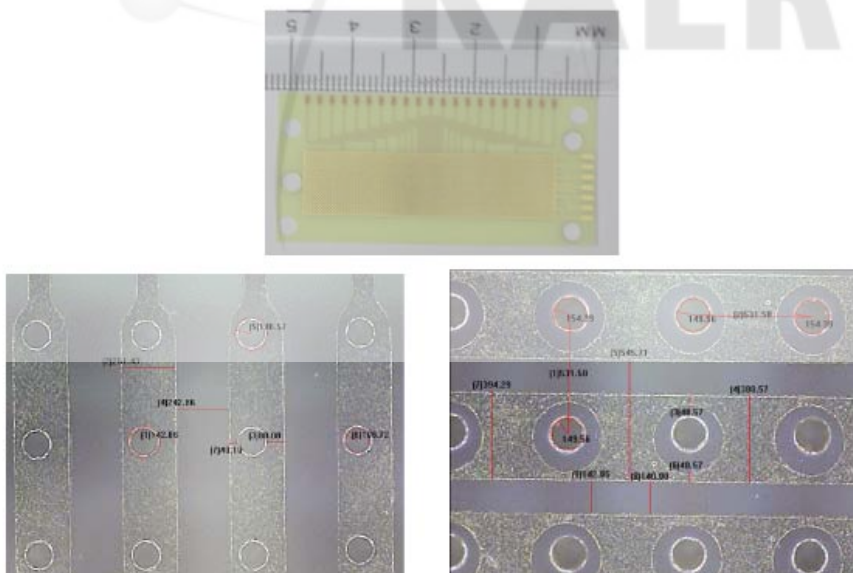


그림 18: 제작된 PCB 검출기판 및 현미경 사진. 위-아래쪽의 전극이 각각 x-y 방향으로 연결되어있다.

제 4 장 목표달성도 및 관련분야에의 기여도

계획서상의 당해년도 연구내용	추진실적	달성도(%)
몬테카를로 계산 등을 통하여 임상 사용 가능성 확인 및 검출기구조 최적화.	GEANT3 계산 등을 통해 검출기 구조 특성 등을 분석하고 정리된 결과를 국외저널 등에 제출함.	100/100
즉발감마 검출기 시스템 제작 및 동위원소 등을 이용한 특성 측정.	고가의 제품들인 픽셀 감마검출기, 광증폭기, 신호처리장치 등의 주요 부분품들을 확보함. PCB 검출기에 대한 감마검출 측정. 계산 및 측정 등을 통해서 치료 시 발생하는 background 억제능력 및 가격 등을 고려할 때 산란전자를 추적하는 신형 컴프턴 카메라가 가장 적합한 것으로 확인함. 감마영상을 위해 일본 교토대학 그룹이 제작한 검출기를 사용한 즉발감마 측정함의.	90/100
실용적인 시스템 가능성 제시함.	계산 및 측정 등을 통해서 치료 시 발생하는 background 억제능력 및 가격 등을 고려할 때 산란전자를 추적하는 신형 컴프턴 카메라가 가장 적합한 것으로 확인함. 감마영상을 위해 일본 교토대학 그룹이 제작한 검출기를 사용한 즉발감마 측정함의.	100/100

고려한 신형 컴프턴카메라 검출기는 교토대학에서 수년간의 연구를 통해서 이루어진 결과로 본 연구과제를 통해 필요한 부분을 모두 제작하기는 어려웠고 픽셀감마검출기 및 신호처리 부분이 제작되어 조립/테스트가 진행 중이다. 이러한 감마검출기는 세계적으로 연구가 활발히 진행 중인 의학영상의 핵심적인 부분으로 기존의 영상측정 장치를 대체할 수준으로 개발될 경우 기여도는 높을 것으로 판단된다.

제 5 장 연구개발결과의 활용계획

- 국내에서도 국립암센터에서 양성자 빔을 이용한 치료를 2007년 3월부터 시작하는 등 양성자 치료시설의 수가 급격히 늘어나고 있으며 양성자 치료 빔의 선량분포 검증연구에 관한 관심도 높아지고 있다. 지속적인 연구를 통해 실용적인 시스템 개발이 이루어질 경우 입자 빔을 사용하는 방사선의료 분야에 활용할 수 있을 것이다.

- 최근 양성자 치료시설을 건설하고 있는 미국 버지니아 주 Hampton 대학과 함께 검출기 관련 연구를 시작한 Thomas Jefferson 국립연구소 내 검출기 연구그룹 장으로부터 관련연구의 진행상황 등에 대한 문의를 받았고 또한 프랑스 내 양성자 빔 치료를 계획하고 있는 연구그룹 으로부터도 본 연구진척에 대한 문의를 받고 있다.

- 일본교토대학 물리학과내 검출기그룹을 최근 방문하여 양성자 치료관련 즉발감마선 측정을 국립암센터그룹과 공동수행 할 것을 그룹책임자인 Tanimori 교수 등과 협의하였다. 예정된 실험에서는 본 과제를 통해 개발된 감마검출기 부분을 일본 측의 전자검출기 부분과 연결하여 일본 오사카 대학의 약 200 MeV 양성자 빔을 사용하여 측정할 계획이다. 국립암센터의 픽셀 감마검출기의 길이는 4 cm으로 교토대학그룹의 1cm과 비교하여 고에너지 감마의 측정효율을 높였다.

The logo for KAERI (Korea Atomic Energy Research Institute) is centered on the page. It features the word "KAERI" in a bold, sans-serif font. Above the text is a stylized graphic consisting of several curved lines and dots, resembling a particle detector or a scientific instrument. The background of the page is white, and the logo is rendered in a light gray color.

KAERI

제 6 장 연구개발과정에서 수집한 해외과학기술정보

양성자 빔 치료에서 PET기술을 이용하여 선량분포를 확인하는 방법에 대한 논의가 학회 등지에서 이루어지고 있으나 영상의 해상도 및 인체 내에서 시간에 따른 분포변화 등의 문제가 여전히 어려운 점으로 남아있다.

즉발감마선 측정의 경우 아직 국내에서 이루어진 결과가 전부이나 프랑스 미국 등 새로이 양성자 치료기 설치를 고려하는 곳에서 관심을 표시하고 있다. 아직 실용적인 측정시스템이 개발되지는 못했지만 가장 가능성이 높은 검출기는 교토대학 그룹이 개발한 신형 컴프턴 카메라로 생각된다. 이 시스템의 핵심적인 부분은 PCB 전극을 포함하는 가스검출기로 그림 18에 구조 및 제작된 검출기의 사진 등이 보인다. 이러한 전자추적 가스검출기 부분이 신형 컴프턴 카메라의 핵심요소로 본격적인 연구 및 제작은 현 과제의 영역을 벗어나나 관련 자료를 참고하여 즉발감마선 측정에 적합한 구조를 도출할 수 있었다.

기존의 컴프턴 감마카메라의 경우 산란된 전자의 위치 및 에너지만 측정함으로써 입사 감마선의 방향에 대한 정보가 부분적인데 반해 가스검출기를 사용할 경우 전자 궤도를 측정함으로써 방향이 하나로 결정된다. 이러한 특성으로 배경복사가 높을 경우 발생하는 오차를 감소시킬 수 있고 이러한 특성으로 본 검출기가 가장 적절한 것으로 판단되었다.

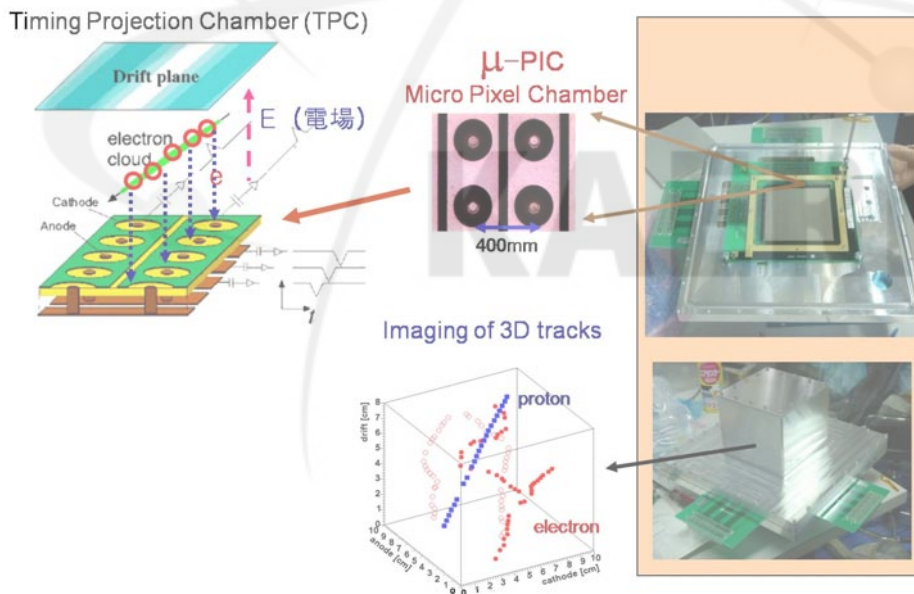


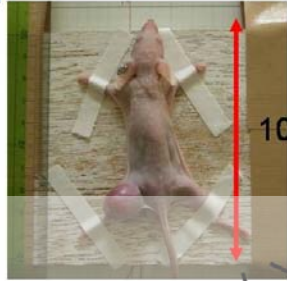
그림 18: 컴프턴 카메라의 위쪽 부분인 PCB 전자 검출기의 자세한 구조 및 제작된 기기의 사진.

그림 19는 신형 컴프턴 카메라를 사용하여 쥐에 FDG 및 I^{131} 두 종류의 방사선 물질을 투여한 후 촬영한 영상사진으로 교토대학 그룹이 케이오대학 핵 의학과와 공동연구로 추진하고 있다. 이러한 컴프턴 카메라의 장점은 PET/SPECT과 달리 감마에너지의 스펙트럼을 측정할 수 있어 사용된 동위원소 물질을 구별할 수 있다는 점으로 다른 장기에 발생하는 종양 등을 한

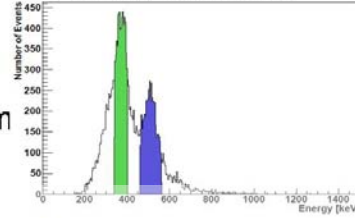
번에 조사할 수 있다.

@Kyoto Univ. RI Center

FDG : 6.35MBq,
I-131: 1.13MBq
5hours

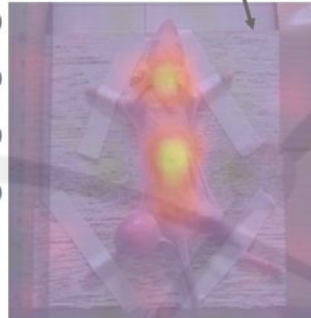
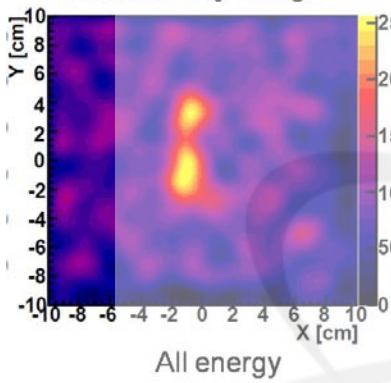


Energy Spectrum

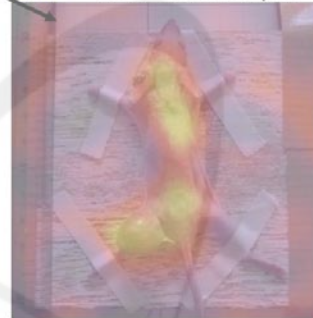


Green : 328-400 keV (I-131)
Blue : 461-561keV (FDG)

Gamma-ray Image



I-131 (328-400keV)
갑상선에 집중



FDG (461-561keV)
머리, 심장, 종양 등에 집중

그림 19: FDG 및 I¹³¹ 을 쥐에 주입하여 측정된 감마 영상. 측정하는 감마선의 에너지를 분리함으로써 다른 장기에 집중되는 방사선 동위원소를 확인할 수 있다.

KAERI

제 7 장 참고문헌

- [1] H. Suit, The Gray lecture 2001: coming technical advances in radiation oncology, *Int. J. Rad. Onco. Biol. Phys.*, vol. 53, pp798-809, 2002.
- [2] C. Min, C. Kim, M. Yoon, J. Kim, Prompt gamma measurements for locating the dose falloff region in the proton therapy, *Applied Phys. Lett.*, vol. 89, 183517, 2006.
- [3] T. Nishio, T. Ogino, K. Nomura, H. Uchida, Dose-volume delivery guided proton therapy using beam on-line PET system, *Med. Phys.*, vol. 33, pp. 4190-4197, 2006.
- [4] K. Parodi and W. Enghart, Potential application of PET in quality assurance of proton therapy, *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) N151.
- [5] J. Beebe-Wang et. al., Simulation of proton therapy treatment verification via PET imaging on induced positron-emitters, C-A/AP/#122, Brookhaven National Lab. Nov. (2003).
- [6] K. Parodi and T. Bortfeld, A filtering approach based on Gaussian-powerlaw convolutions for local PET verification of proton radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) 1991.
- [7] T. Tanimori, H. Kubo, K. Miuchi, T. Nagayoshi, R. Orito, A. Takada, A. Takeda, M. Ueno, "MeV γ -ray imaging detector with micro-TPC, *New Astro. Rev.*, vol. 48, pp. 263-268, 2004.
- [8] A. Takeda, H. Kubo, K. Miuchi, T. Nagayoshi, Y. Okada, R. Orito, A. Takada, T. Tanimori, M. Ueno, O. Bouianov, M. Bouianov, Development of an MeV Gamma-Ray Imaging Detector. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, vol. 51, pp. 2140-2143, 2004.
- [9] R. Orito, H. Kubo, K. Miuchi, T. Nagayoshi, A. Takada, T. Tanimori, M. Ueno, A novel design of the MeV gamma-ray imaging detector with Micro-TPC, *NIMA*, vol. 513, pp. 408-412, 2003.
- [10] R. Brun, F. Ruyant, M. Maire, A. McPherson, P. Zanarnit, GEANT3-detector description and simulation tool, CERN, 1994.
- [11] C. Kim, C. Min, K. Seo, J. Kim, Simulation studies on the correlation of distal dose falloff of a 70-MeV proton beam with a prompt gamma distribution, *J. of Korean Phys. Soc.*, vol. 50, pp1510-1513, 2007.
- [12] A. Takada, K. Hattori, H. Kubo, K. Miuchi, T. Nagayoshi, H. Nishimura, Y. Okada, R. Orito, H. Sekiya, A. Tada, T. Tanimori, Development of an advanced Compton camera with gaseous TPC and scintillator, *NIMA*, vol. 546, pp258-262, 2005.
- [13] E. Pedroni, Presentation at Int'l Conference on Cyclotrons and their applications 2007.
- [14] R. Marc Kippen, The GEANT low energy Compton scattering package for use in simulating advanced Compton telescope, *New Astro. Rev.*, vol. 48, pp. 221-225, 2004.
- [15] A. Fasso, A. Ferrari, J. Ranft, P. Sala, Report INFC-TC-05-11, INFN-CERN, 2005.
- [16] T. Nagayoshi et. al., Simulation study of electron drift and gas multiplication in Micro Pixel Chamber, *NIMA* vol. 546, pp457-465, 2005.