

<원저>

근접방사선치료 시 몬테카를로 전산모사를 이용한 인체전산팬텀의 우측 폐와 주변 장기 선량평가

이준성¹⁾·김양수¹⁾·김민걸^{3,4)}·김정수²⁾·이선영^{2,3)}

¹⁾전북대학교병원 방사선종양학과·²⁾전북대학교 의과대학 방사선종양학과

³⁾전북대학교병원 의생명연구소·⁴⁾전북대학교병원 임상약리센터

Evaluation of Absorbed Dose for the Right Lung and Surrounding Organs of the Computational Human Phantom in Brachytherapy by Monte Carlo Simulation

Lee Jun-Seong¹⁾·Kim Yang-Soo¹⁾·Kim Min-Gul^{3,4)}·Kim Jung-Soo²⁾·Lee Sun-Young^{2,3)}

¹⁾Department of Radiation Oncology, Jeonbuk National University Hospital

²⁾Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences, Jeonbuk National University Medical School

³⁾Research Institute of Clinical Medicine of Jeonbuk National University–Biomedical Research Institute of Jeonbuk National University Hospital

⁴⁾Jeonbuk National University Director of Center for Clinical Pharmacology Jeonbuk National University Hospital

Abstract This study is to evaluate absorbed dose from right lung for brachytherapy and to estimate the effects of tissue heterogeneities on dose distribution for Iridium-192 source using Monte Carlo simulation. The study employed Geant4 code as Monte Carlo simulation to calculate the dosimetry parameters. The dose distribution of Iridium-192 source in solid water equivalent phantom including aluminium plate or steel plate inserted was calculated and compared with the measured dose by the ion chamber at various distances. And the simulation was used to evaluate the dose of gamma radiation absorbed in the lung organ and other organs around it. The dose distribution embedded in right lung was calculated due to the presence of heart, thymus, spine, stomach as well as left lung. The geometry of the human body was made up of adult male MIRDOSE type of the computational human phantom. The dosimetric characteristics obtained for aluminium plate inserted were in good agreement with experimental results within 4%. The simulation results of steel plate inserted agreed well with a maximum difference 2.75%. Target organ considered to receive a dose of 100%, the surrounding organs were left the left lung of 3.93%, heart of 10.04%, thymus of 11.19%, spine of 12.64% and stomach of 0.95%. When the statistical error is performed for the computational human phantom, the statistical error of value is under 1%.

Key Words: Monte Carlo simulation, Computational human phantom, Dosimetry, Brachytherapy, Iridium-192 source

중심 단어: 몬테카를로 전산모사, 인체전산팬텀, 선량측정, 근접방사선치료, 이리듐-192 선원

1. 서 론

근접방사선치료는 밀봉 방사성동위원소를 치료 부위 안 쪽이나 근접한 부위에 위치시켜서 국부적 선량분포를 획득

하는 것을 목적으로 하는 방사선치료의 한 분야이다. 고선량의 방사선을 표적에 집중할 수 있는 반면, 주위 정상조직에는 선량을 급격하게 감소시킬 수 있다. 따라서 치료 주위의 정상 조직에 대한 피폭을 감소시켜서 부작용 확률을 낮

Corresponding author: Sun-Young Lee, Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences, Jeonbuk National University Medical School, 20, Geonji-ro, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do, 54907, Republic of Korea / Tel: +82-63-250-1183 / E-mail: sylee78@jbnu.ac.kr

Received 23 November 2020; Revised 14 December 2020; Accepted 24 December 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

추게 된다.

고선량률 이리듐-192 선원을 이용한 근접방사선치료의 임상적 적용이 연구되어왔고, 폐, 식도, 전립선, 자궁, 관상동맥, 유방과 기타 질환에 사용되어왔다[1-3]. 이리듐-192 방사성핵종을 이용한 폐의 근접방사선치료는 수술 불가능한 환자의 고식적 치료나 초기 폐암 환자의 치료 목적으로 확립된 방사선치료 기술이고, 일반적으로 기관지 내 악성 종양 치료에 사용된다[4].

환자에게 전달되는 방사선량을 정확하게 예측하는 것이 효율적인 방사선치료 전략을 만들기 위한 중요한 단계이다. 주어진 선원에 대해서 얼마 만큼의 방사선 에너지 또는 선량이 환자의 몸 특정 지점에 흡수되는지를 알아야 한다. 방사선 수송과 상호작용을 수행하는 과정을 확인하는 방법으로 권고되는 방법 중 하나는 몬테카를로 전산모사를 사용하는 것이다. 확률분포를 샘플링하는 계산 도구이고, 난수를 사용함으로써 방사선 방출과 수송에 관련된 절차를 이해시키는데 도움을 준다. 이러한 특징 때문에 몬테카를로 전산모사는 의학 물리 적용에 있어서 유용한 도구가 된다. 몬테카를로 전산모사는 사용자가 물리적 측정이 어렵거나 불가능한 지점으로부터 자료를 획득하는 것을 가능하게 해준다. 또한, 복잡한 치료 속성과 실제 치료계획도구의 제한성 때문에 발생할 수 있는 선량 예상 오차의 정도를 측정하기 위해서 사용된다. 몬테카를로 전산모사 중 하나인 Geant4 코드는 기하학적 구조와 물질 묘사, 물리 모델, 입자 수송을 포함하는 기능을 제공한다. 이를 이용하여 정확한 선량분포를 계산할 수 있다[5,6]. 인체전산팬텀을 사용한 몬테카를로 전산모사는 선량측정 계산에 널리 사용되어왔다[7]. 인체전산팬텀 중 MIRD(Medical Internal Radiation Dose)형 인체전산팬텀은 2차 대수 방정식을 이용하여 3차원 공간인 장기를 표현한다. 의학 지식에 따라 물질 구성성분을 추가하고, 필요한 기하학적 구조를 구현할 수 있다.

본 논문의 목적은 Geant4 코드를 적용해서 근접방사선치료 시 이리듐-192 선원에 대한 선량분포를 계산하는 것이 유용한지를 알기 위함이다. 평가 결과를 토대로 환자에게 흡수된 치료 부위와 주변 장기 선량을 추정할 수 있는 자료를 제공하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

첫 번째 연구는 방사선량 측정 정확도 검증으로 실제 이온 전리함의 깊이 선량 반응을 몬테카를로 전산모사에서 계산되어진 선량과 비교했다. 두 번째 연구는 남성MIRD형 인

체전산팬텀 모델을 이용하여 우측 폐와 주변 장기 선량분포에 대하여 몬테카를로 전산모사를 수행하였다.

1. 전산모사 설정

MicroSelectron-HDR 이리듐-192 밀봉방사성선원(Nucletron, Veenendaal, Utrecht, Netherlands, part No. 105.002)을 기반으로 선원을 모델링했다[8]. 지름 0.065 cm와 길이 0.36 cm로 되어 있는 선원 실린더는 내부에 균일하게 분포되어 있는 방사성물질 이리듐-192 선원을 함유하고 있다. 실린더 형태의 이리듐-192 선원 코어는 AISI 316L 강철 용기(스테인리스 스틸 캡슐)로 밀봉되어 있다. 철선의 길이를 고체물 등가팬텀에서는 14.75 cm, 인체전산팬텀은 0.2 cm로 설정하였다.

G4EmStandard-Physics “QGSP_BIC” 물리 모델을 적용해서 에너지 상호작용에 대한 에너지 흡수를 전산모사하였다. 이벤트에 해당되는 총 일차 광자 이력수는 10^8 개를 생성했다. 입자 생성의 생성 문턱치는 0.01 mm, 차단 에너지는 1 keV로 지정하였다. 선원에서 생성된 일차 스펙트럼에 기초해서 측정기에 흡수된 총에너지를 계산했다. 광자 에너지 분포는 LBNL(Lawrence Berkeley National Laboratory)의 이리듐-192 선원 감마 스펙트럼 자료를 이용하였다[9]. 물리적인 계산을 위해 CLHEP(A Class Library for High Energy Physics, 2.0.4.6)를 사용했고, 단면적 자료는 G4EMLOW 7.3을 사용하였다. 대부분의 베타 입자는 스테인리스 스틸 캡슐에서 흡수되기 때문에 고려하지 않았다. 전산모사는 시작 시간에 의존한 초기값(seed)을 사용하여 무작위수 발생기가 시작되도록 설정했다.

2. 고체물등가팬텀 실험의 선량분포 영향

몬테카를로 전산모사 계산은 실험에 사용한 물질을 가지고 정의하였다. 본 연구에 사용된 RW3팬텀, PMMA팬텀, 알루미늄, 철 물질의 밀도와 질량비를 Table 1에 나타내었다[10-13].

주변 선량분포에 대한 영향을 결정하기 위해 선원 중심으로부터 측정기 중심까지의 거리와 물질 종류를 달리했다. Fig. 1은 전산모사 계산에 사용한 배열 형태에 대한 묘사이다. 고체물등가팬텀 실험 내부에 선원을 모델링했고, 선원의 끝부분을 Z축 방향으로 설정하였다. 좌표계에서 Z축은 반경을 나타낸다. 이리듐-192 선원의 종축을 Y축으로 선택했으며, 좌표계의 체적 중심인 원점에서 Y축으로 -4 mm 이 동시켜서 선원의 중심을 위치시켰다. 선원유효길이의 중심에서 선원의 Y축 방향으로 선량분포를 계산했다. 고체물등

Table 1. Phantom materials and their elementary composition

Material	density ($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$)	Mass fraction
RW3	1.045	H: 0.0759; C: 0.9041; O: 0.0080; Ti: 0.0120
Polymethyl-methacrylate PMMA	1.19	H: 0.0804; C: 0.6000; O: 0.3196
Aluminium	2.7	Fe: 0.004; Si: 0.0025; Ti: 0.0005; Mg: 0.0005; Mn: 0.0005; Cu: 0.0005; Al: 0.9915
Steel	7.8	C: 0.0008; Mn: 0.0027; Si: 0.0003; P: 0.00025; S: 0.0005; Al: 0.00006; Ni 0.0007; Cu: 0.0007; Fe: 0.99399

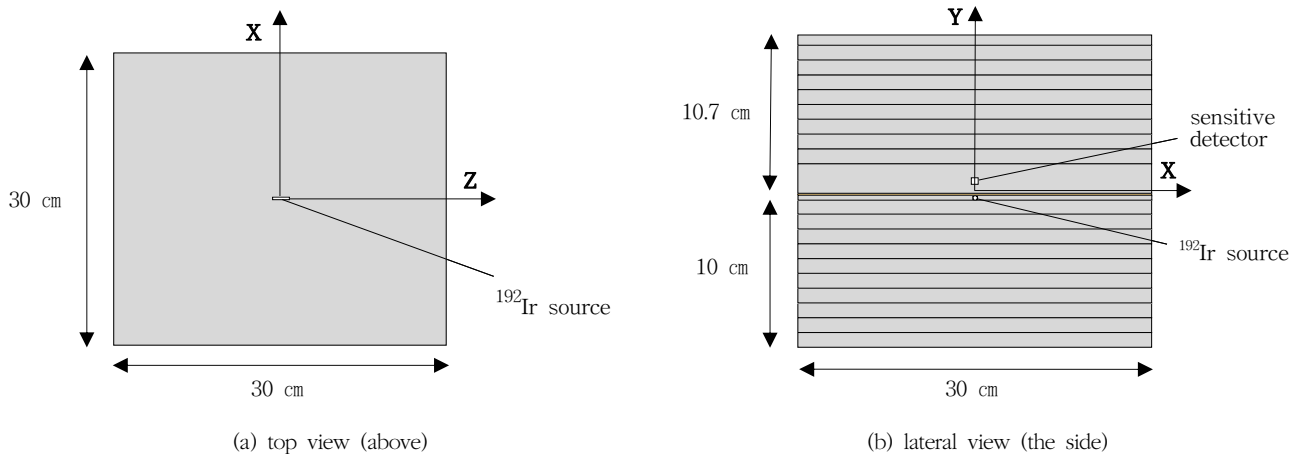
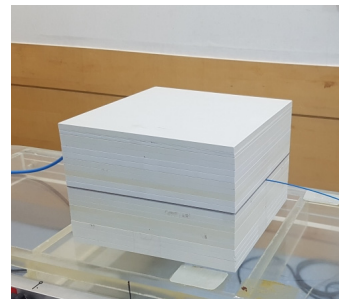


Fig. 1. Schematic diagrams of the set-up in solid water equivalent phantom environment (a) top view (above) (b) lateral view (the side)



(a) microSelectron-HDR Iridium-192 source afterloader equipment



(b) solid water equivalent phantom

Fig. 2. The image of (a) microSelectron-HDR Iridium-192 source afterloader equipment and (b) solid water equivalent phantom

가팬텀 실험의 크기는 $30(X) \times 21(Y) \times 30(Z)$ cm³으로 구성하였고, PMMA팬텀은 $30(X) \times 0.2(Y) \times 30(Z)$ cm³ 크기로 구성하였다. 감쇠되는 물질은 금속 물질 중에서 알루미늄(Al) 또는 철(Fe)을 사용했다. 이리듐-192 선원 중심으로부터 상단 방향으로 1 mm 떨어진 거리에 흡수물질 판을 위치시켰다. 판의 두께는 1 mm이고, 너비와 길이는 30 cm이다. 거리 r은 선원 중심과 측정기 중심 사이의 거리로써 정의하였다. 10개의 지점, 즉 9, 15, 19, 25, 29, 39, 49, 59, 69, 79 mm 지점을 전산모사 계산을 위한 지점으로 설정하였다. 선원유효길이의 중심을 측정 중심과 일치시켰고, 각 지점의 전산모사 계산선량과 측정선량을 비교하였다.

팬텀 내의 계산 체적은 유효체적 기록 복셀을 통해서 기록 에너지를 획득했고, 지정 위치별로 측정 부위를 모델링시켰다. 선량 자료를 획득하기 위해 GetTotalEnergyDeposition 함수를 사용했고, 공기로 만들어진 기록 복셀은 상호작용에 의해 집적된 에너지를 저장할 수가 있다. MeV 단위로 집적된 총에너지는 보정계수를 산출하여 Gy 단위로 환산하였다. 체적과 밀도를 고려하여 Joule 단위로 변화하였고, Joule 단위는 방사선치료에서 사용되는 cGy 단위의 흡수선량값으로 변환하였다. 확률변수로 평균선량을 기록하였고, 표준편차를 구하였다.

실제 실험은 Fig. 2와 같이 MicroSelectron-HDR 이리

덤-192 밀봉방사성선원(Nucletron, Veenendaal, Utrecht, Netherlands, part No. 105.002)과 파머형 전리함 30006 (PTW, Freiburg, Barden-Württemberg, Germany)을 이용하여 측정을 시행했다. 고체물등가팬텀(PTW, Freiburg, Barden-Württemberg, Germany)과 PMMA팬텀으로 구성하였다. 카테터 크기는 6-French이고, 길이가 150 cm로 되어 있는 Lumencath 카테터(Nucletron, Veenendaal, Utrecht, Netherlands) 모델을 Z축 방향 중심에 삽입하였다.

microSelectron-HDR 후장전 장치를 이용해서 선원 중심과 측정기 중심 사이의 거리 9 mm를 기준 지점으로 정하고, 근접방사선치료계획상에서 100 cGy 선량을 전달하였다. UNIDOS 전기계(PTW, Freiburg, Germany)를 사용해서 Coulomb 단위의 선량을 획득하였다. 이온 전리함의 조사선량에서 흡수선량으로의 전환은 물흡수선량 교정계수, 선질보정정수, 고체물등가팬텀 보정인자, 온도 및 압력 보정계수를 고려하여 흡수선량을 결정하였다[14,15]. 결과는 평균 흡수선량으로 나타냈다.

선량 분석을 위해서 9 mm 거리의 값을 기준으로 계산된 선량분포와 위치별 선량분포간 정규화를 수행하였고, 상대 선량을 비교 평가하였다. 그리고 측정선량값과 전산모사를 통해 계산된 선량값의 상대선량 차이는 백분율(%) 차이를 구하였다.

3. 인체전산팬텀에 대한 주변 장기 선량평가

인체의 물질 성분에 따른 흡수선량 차이를 분석하기 위한 전산모사를 시행했다. 본 연구에서 모델링된 인체전산팬텀은 MIRDPamphlet No. 5 Revised.에 근거한 성인 팬텀을 사용하였고, 여기서 사용한 성인 팬텀과는 다른 화학 성분과 밀도를 사용하였다. 인체의 물질 분류와 밀도를 ICRU Report 46에서 제시하는 성인 남성을 바탕으로 정의

하였다[16].

인체 장기 내의 선량을 획득하기 위해서 Geant4 코드의 클래스 G4PhantomBuilder로부터 만들어진 남성MIRD형 인체전산팬텀 요소를 사용했다. 모델링된 이리듐-192 선원을 인체전산팬텀 내에 삽입하였다. 우측 폐를 선원 장기로 하였고, gps의 위치는 world의 중심으로부터 우상엽에 해당되는 9.5 0.0 58.5 cm로 설정하였다. daughter volume에 해당되는 선원은 우측 폐가 mother volume이 되도록 설정하였다. 우측 폐와 주변 장기 다섯 개의 부위를 정하여 흡수 에너지를 도출하였고, 선량을 계산하였다. 선원 장기인 우상엽이 포함된 우측 폐에 정규화를 시킨 후 상대선량을 구하였다. 전산모사를 실시하여 표본을 추출하였고, 결과는 평균 흡수선량으로 나타냈다. 오차는 정규분포의 확률분포 형태로 확인하였다.

III. 결 과

1. 고체물등가팬텀 실험의 전산모사와 측정

Fig. 3은 이벤트 발생을 통한 감마 스펙트럼을 모델링한 그림으로 실제 전산모사를 시각화하였다. 실제 전산모사된 선원과 알루미늄판이 포함된 실험 기구를 나타낸 것으로써 이리듐-192 선원으로부터 감마선을 방출한 그림이다.

Table 2는 알루미늄판이 포함된 고체물등가팬텀 실험에서 전산모사에 대한 계산 결과값과 실제 측정값이다. 전산모사에 대한 깊이 함수로써 선원으로부터 D(Y) 거리에 대한 매질 내에 축적된 흡수선량을 나타낸 것이다. 선원 중심에서 측정기 중심 사이의 거리가 9, 15, 19, 25, 29, 39, 49, 59, 69, 79 mm에서 각각의 계산선량은 11.40E-12, 5.26E-12, 3.32E-12, 2.14E-12, 1.56E-12, 8.82E-13, 5.66E-13,

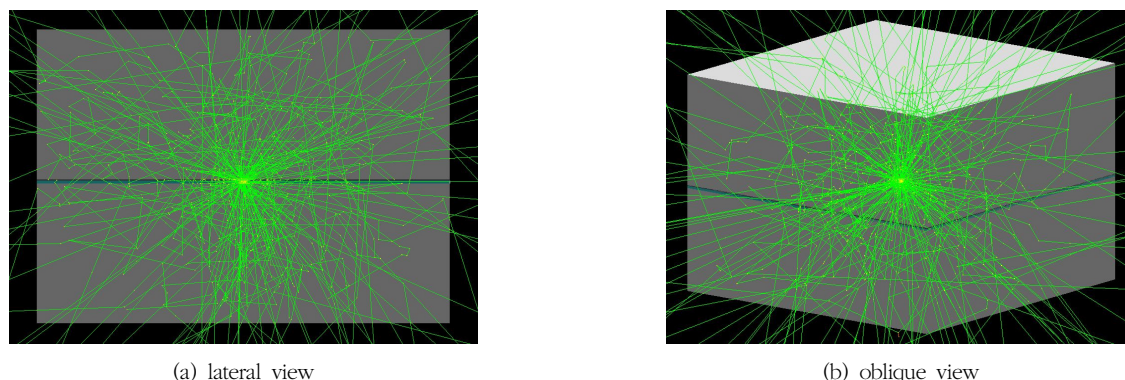


Fig. 3. Geometric simulation of accumulated tracking in the Iridium-192 source, showing sample trajectories when a 1 mm thick aluminium plate is introduced

3.97E-13, 2.81E-13, 2.14E-13 cGy로 나타났다. 측정선량은 67.91, 31.79, 19.86, 12.58, 9.22, 5.22, 3.36, 2.31, 1.65, 1.23 cGy로 나타났다. 계산선량은 0.04E-13 cGy 이상의 표준편차를 산출했고, 측정선량은 0.002 cGy 이상의 표준편차를 산출했다.

그리고 알루미늄판이 포함된 전산모사 계산선량과 실제 측정선량 사이의 상대선량 백분율 차이를 나타냈다. 전산모사 계산선량의 상대선량은 9, 15, 19, 25, 29, 39, 49, 59, 69, 79 mm 거리에서 각각 100, 46.14, 29.12, 18.77, 13.68, 7.74, 4.96, 3.48, 2.46, 1.88% 값을 나타냈다. 측정선량의 상대선량은 100, 46.81, 29.24, 18.52, 13.58, 7.69, 4.95, 3.4, 2.43, 1.81% 값을 나타냈다. 계산선량과 측정선량 사이의 상대선량 백분율 차이는 0.2%에서 3.79% 사이였다. 79 mm 거리를 제외한 8개의 위치에서는 상대선량 백분율 차이가 3% 이내로 평가되었다.

Table 3은 철판이 포함된 고체물등가팬텀 내에 위치별로

나타낸 전산모사 계산 결과값과 실제 측정값이다. 선원 중심에서 측정기 중심 사이의 거리가 9, 15, 19, 25, 29, 39, 49, 59, 69, 79 mm에서 각각의 계산선량은 11.15E-12, 5.08E-12, 3.26E-12, 2.04E-12, 1.50E-12, 8.74E-13, 5.45E-13, 3.79E-13, 2.70E-13, 2.00E-13 cGy로 나타났다. 측정선량은 63.7, 29.67, 18.8, 11.89, 8.77, 4.96, 3.16, 2.19, 1.58, 1.17 cGy로 나타났다. 계산선량은 0.03E-13 cGy 이상의 표준편차를 산출했고, 측정선량은 0.000 cGy 이상의 표준편차를 산출했다.

그리고 철판이 포함된 전산모사 계산선량과 실제 측정선량 사이의 상대선량 백분율 차이를 나타냈다. 전산모사 계산선량의 상대선량은 9, 15, 19, 25, 29, 39, 49, 59, 69, 79 mm 거리에서 각각 100, 45.56, 29.24, 18.3, 13.45, 7.84, 4.89, 3.4, 2.42, 1.79% 값을 나타냈다. 측정선량의 상대선량은 100, 46.58, 29.51, 18.67, 13.77, 7.79, 4.96, 3.44, 2.48, 1.84% 값을 나타냈다. 계산선량과 측정선량 사

Table 2. The comparison of calculated dose and measured dose taken in solid water equivalent phantom environment inserted aluminium plate (Mean ± SD) and relative dose

Distance (mm)	Calculated dose (cGy)	Relative dose (%)	Measured dose (cGy)	Relative dose (%)
9	11.40(±0.17)E-12	100	67.91(±0.152)	100
15	5.26(±0.11)E-12	46.14	31.79(±0.025)	46.81
19	3.32(±0.04)E-12	29.12	19.86(±0.038)	29.24
25	2.14(±0.03)E-12	18.77	12.58(±0.020)	18.52
29	1.56(±0.03)E-12	13.68	9.22(±0.003)	13.58
39	8.82(±0.11)E-13	7.74	5.22(±0.009)	7.69
49	5.66(±0.10)E-13	4.96	3.36(±0.002)	4.95
59	3.97(±0.08)E-13	3.48	2.31(±0.003)	3.4
69	2.81(±0.04)E-13	2.46	1.65(±0.004)	2.43
79	2.14(±0.04)E-13	1.88	1.23(±0.002)	1.81

Table 3. The comparison of calculated dose and measured dose taken in solid water equivalent phantom environment inserted steel plate (Mean ± SD) and relative dose

Distance (mm)	Calculated dose (cGy)	Relative dose (%)	Measured dose (cGy)	Relative dose (%)
9	11.15(±0.20)E-12	100	63.7(±0.035)	100
15	5.08(±0.12)E-12	45.56	29.67(±0.108)	46.58
19	3.26(±0.05)E-12	29.24	18.8(±0.036)	29.51
25	2.04(±0.05)E-12	18.3	11.89(±0.020)	18.67
29	1.50(±0.04)E-12	13.45	8.77(±0.005)	13.77
39	8.74(±0.15)E-13	7.84	4.96(±0.01)	7.79
49	5.45(±0.06)E-13	4.89	3.16(±0.006)	4.96
59	3.79(±0.07)E-13	3.4	2.19(±0.005)	3.44
69	2.70(±0.03)E-13	2.42	1.58(±0.000)	2.48
79	2.00(±0.04)E-13	1.79	1.17(±0.002)	1.84

이의 상대선량 백분율 차이는 0.64%에서 2.75% 사이였다. 모든 거리에서 상대선량 백분율 차이가 3% 이내로 평가되었다.

2. 인체전산팬텀에 대한 선량평가

Fig. 4는 인체전산팬텀을 모델링한 그림이다. 인체의 우측 폐와 좌측 폐 장기, 그리고 폐 주변 장기를 보여준다. 이리듐-192 선원으로부터 감마선을 방출하였고, 우상엽에 선원이 위치해 있다.

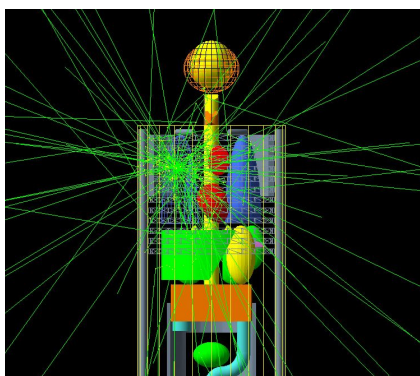


Fig. 4. The frontal view of the computational human phantom

Table 4는 우상엽이 포함된 우측 폐(right lung)와 근접한 장기인 좌측 폐(left lung), 흉선(thymus), 심장(heart), 척추(spine), 위장(stomach)을 전산모사한 결과의 평균 흡수선량이다. 인체전산팬텀에 대한 흡수선량값으로 우측 폐는 $5717.330E-10$ Gy였고, 좌측 폐는 $224.818E-10$ Gy였다. 흉선은 $639.506E-10$ Gy, 심장은 $574.190E-10$ Gy, 척추는 $722.553E-10$ Gy, 그리고 위장은 $54.551E-10$ Gy로 계산되었다. 결과적으로 흡수선량은 우측 폐, 척추, 흉선, 심장, 좌측 폐, 위장 순으로 높게 나타났다. 우측 폐 이외에 다른 장기 중에서 척추가 우측 폐 다음으로 가장 높은 흡수선량을 산출했고, 위장은 흡수선량이 가장 낮게 나타났다.

전산모사의 통계학적 오차는 모든 장기에서 1표준편차 이내의 값을 산출했다. 최대오차는 흉선에서 0.51% 값을 산출했다.

그리고 우측 폐를 기준으로 설정한 흡수선량의 상대선량 결과를 보여준다. 좌측 폐 선량은 3.93%였고, 흉선은 11.19%, 심장은 10.04%, 척추는 12.64%, 위장은 0.95%로 나타났다. 우측 폐 선량과 비교했을 때 상대선량의 최대 감소는 위장에서 관찰되었다.

IV. 고찰

고선량률 근접방사선치료의 선량학적 특징은 종양을 둘러싸고 있는 장기를 보호하는 동시에 종양에는 매우 높은 선량을 제공한다. 선원 주변에서 높은 선량 기울기와 먼 거리에 대한 낮은 신호 대 잡음비 때문에 근접방사선치료의 실험적 선량측정이 부정확할 수 있다. 이 문제를 해결하기 위해 널리 사용되는 기술 중 하나는 몬테카를로 전산모사 방사선 수송이다. 몬테카를로 전산모사를 이용해서 근접방사선치료 선원 근접 부위의 고기울기선량 변화에 대한 정확한 선량 계산을 할 수 있다[17,18]. 상호작용의 수와 종류, 일차 이차 상호작용에 의한 전자에 의해 전달된 에너지, 일차 이차 광자 스펙트럼, 총에너지축적과 같은 양을 구할 수 있다.

본 연구에서는 근접방사선치료 분야에서 물리적 매개변수의 계산을 위한 Geant4 코드의 사용 가능성을 연구했다. 몬테카를로 전산모사 선량 계산의 정확성을 검증하기 위해서, 고체물등가팬텀 실험을 실시했다. 알루미늄판 또는 철판이 포함된 고체물등가팬텀 실험에서 선원과 측정기 사이 거리에 따른 선량 변화와 상대선량을 평가했다. 몬테카를로 전산모사 계산도 측정과 동일한 기하학적 배열로 구현했다. 알루미늄판이 포함된 전산모사 계산선량과 측정선량에서 상대선량의 최대 차이는 79 mm 거리에서 3.79%로 나타났다.

Table 4. Results of (a) dose deposited in organs and (b) statistical error and (c) organ dose relative to dose in right lung derived from the simulation of computational human phantom

Organ	(a) Absorbed dose (Gy)	(b) Statistical error (%)	(c) Organ dose relative to dose in right lung (%)
Right lung	5717.330E-10	0.16	100
Left lung	224.818E-10	0.27	3.93
Thymus	639.506E-10	0.51	11.19
Heart	574.190E-10	0.19	10.04
Spine	722.553E-10	0.12	12.64
Stomach	54.551E-10	0.33	0.95

다. 철판이 포함된 고체물등가팬텀 실험에서 상대선량의 최대 차이는 79 mm 거리에서 2.75%로 나타났다. 고체물등가팬텀 실험에서 69 mm 이내의 모든 지점에서는 3% 이내로 일치하는 것으로 나타났다. 고체물등가팬텀 실험의 전산모사 계산선량은 3% 이내의 오차를 산출했고, 측정선량은 1% 이내의 오차를 산출했다. 본 논문의 고체물등가팬텀 실험에 있어서 오차의 요소는 자료 오차와 선택에 의한 오차로 파악되고, 결과에 영향을 미치는 것으로 생각된다. AAPM(The American Association of Physicists in Medicine)에서 발행된 TG-40은 근접방사선치료를 할 때 환자에게 조사되는 선량이 처방선량의 $\pm 5\%$ 이내를 권고한다[19]. 이를 위해 치료 과정의 정확도는 5% 이내를 충족시켜야 한다. 이러한 오차 내에서 본 논문의 측정값은 모든 위치에서 전산모사에 의한 계산 결과값과 4% 이내에서 일치하는 것으로 나타났다.

이리듐-192 선원의 평균 에너지는 컴프턴 상호작용이 우세하다. 입사 광자의 컴프턴 상호작용은 흡수 물질의 전자와 관련이 있기 때문에 전자 밀도에 의존한다. 전자 밀도는 단위 질량당 전자수이고, 물질의 유효원자번호, 물리적 밀도, 원자 질량, 아보가드로 수를 이용해서 계산될 수 있다 [20]. 철판에 의해 발생된 선량 감소는 알루미늄판보다 크게 나타났다. 철판은 고원자번호물질의 높은 질량비로 만들어지기 때문에 상대적으로 저원자번호물질로 구성된 알루미늄판보다 전자 밀도가 더 높고, 철판의 높은 밀도 때문에 선량 감소의 차이가 발생한 것으로 보인다. 그리고 선량이 감소하는 비율은 선원과 측정기 사이의 거리가 증가함에 따라 상당히 감소했다. 거리가 증가함에 따라 감소된 산란에 의해 선량 전달이 감소한 것으로 보인다.

본 논문에서는 인체 내의 방사선 수송 과정을 전산모사하기 위해서 조직 물질로 되어 있는 MIRD형 인체전산팬텀을 이용했다. 우측 폐를 기준으로 주변 장기의 상대적 흡수선량을 살펴보았다. 장기 선량평가에서 우측 폐 선량을 기준으로 심장과 흉선의 상대선량이 10.04%와 11.19%로 나타났다. 그 이외의 척추는 12.64%, 좌측 폐는 3.93%, 위장은 0.95%로 나타났다. 인체전산팬텀의 통계학적 오차는 1표준편차 이내를 산출했고, 최대 0.51% 오차에서 각 장기의 흡수선량은 평균에 가까운 값으로 일관성을 나타냈다. 이와 같이 Geant4 코드의 특징은 결정 장기를 평가하는 동안에 사용자가 기하학적 구조에 기반한 정확한 선량분포를 계산할 수 있도록 해준다.

장기와 조직에 대한 방사선 상호작용을 이해하기 위해서 에너지 의존 매개변수, 질량감쇠계수, 그리고 유효원자번호와 같은 항목들이 제시되어진다. 고에너지 광자는 물질에

에너지를 전달한다. 충돌 광자 에너지와 매질 밀도에 의존하는 이차 전자 범위는 상호작용의 결과로 나타난다. 뼈의 유효원자번호와 밀도는 폐와 연부조직보다 더 높다. 뼈는 더 높은 전자 밀도를 가지고 있기 때문에 더 높은 선량이 나타나게 된다. 본 연구에 사용된 인체전산팬텀에서 비교 분석한 장기 질량 중 척추의 질량이 가장 크다. 비록 척추가 이리듐-192 선원으로부터 다른 비교 장기들에 비해 거리가 멀리 떨어져 있는 부위가 있다 할지라도 질량의 영향으로 상대선량이 높게 나타난 것으로 보인다. 위장은 위상염으로부터 좌측 폐, 심장, 흉선과 비교해서 멀리 위치해 있기 때문에 가장 낮은 흡수선량을 보였다. 본 전산모사에서 위장은 상대적으로 폐의 근접방사선치료 부작용에 대해 안전하다는 것을 알 수 있다. 감마선이 좌측 폐에 도달하기 전에 심장과 흉선에 의해 흡수될 것이다. 이러한 이유로 좌측 폐의 흡수선량이 더 낮을 수 있다고 생각된다. Thomadsen BR et al. 연구에 따르면 폐의 근접방사선치료를 짧은 치료 거리 때문에 근처 민감한 조직인 인접 폐, 심장, 식도, 척수에 주어지는 방사선량이 최소화된다고 보고했다[21]. 폐암의 근접방사선치료 시 심장, 흉선, 척추는 사용되는 방사선 핵종의 특성을 고려하여 근접방사선치료계획을 세워야 할 것이다.

몬테카를로 전산모사는 기하학적으로 불규칙한 비균질 물질을 포함하는 경우에도 선량계산이 우수한 것으로 나타나기 때문에 신뢰성이 있는 것으로 받아들여지고 있다 [22-25]. 본 논문에서 구현한 균질한 고체물등가팬텀의 실험 뿐만 아니라 추후 연구에는 공기를 포함한 비균질 팬텀의 실험도 필요할 것으로 보인다. MIRD형 인체전산팬텀의 장기 모델은 향상되었지만 복잡한 인체 해부학을 묘사하는 능력에 관해서는 한계점이 있을 수 있다. 추후 연구에 폴리곤 표면 팬텀과 같이 세밀한 기하학적 구조와 조직 이질성을 고려하면 표적과 조직 주변의 흡수선량을 좀 더 정확하게 예측해 볼 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 논문에서는 근접방사선치료용 이리듐-192 선원의 선량분포를 평가하기 위해서 Geant4 코드를 사용했다. 고체물등가팬텀 실험에서 계산선량과 측정선량의 길이별 모든 구간에서 상대선량 백분율 차이는 4% 이내의 일치를 나타냈다. 알루미늄판 물질과 비교해서 철판 물질이 더 높은 선량 감소를 볼 수 있었다.

남성MIRD형 인체전산팬텀을 이용하여 근접방사선치료

선원을 구성한 후 몬테카를로 전산모사로 모의 계산하여 폐 및 주변 장기에 대한 선량평가를 수행하였다. 뼈 물질과 같이 질량이 클 때, 광자가 선원 장치로부터 벗어나는 것이 낮아지므로 흡수선량은 높았다. 위장은 선원으로부터 멀리 떨어져 있으므로 흡수선량이 다른 장기에 비해 훨씬 낮았다. 설정 매질 종류와 밀도를 바탕으로 몬테카를로 전산모사는 선량 계산을 정확하게 할 수 있음을 알 수 있다. 본 논문을 통해 방사선 수송 및 해석에 있어서 몬테카를로 전산모사는 근접방사선치료 분야에 활용될 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] Nag S. High dose rate brachytherapy: Its clinical applications and treatment guidelines. *Technol Cancer Res Treat*. 2004;3(3):269-87.
- [2] Kapp KS, Stueckelschweiger GF, Kapp DS, Poschauko J, Pickel H, Lahousen M, et al. Prognostic factors in patients with carcinoma of the uterine cervix treated with external beam irradiation and IR-192 high-dose-rate brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1998;42(3):531-40.
- [3] Schmidt-Ullrich R, Zwicker RD, Wu A, Kelly K. Interstitial Ir-192 implants of the oral cavity: The planning and construction of volume implants. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1991;20(5):1079-85.
- [4] Escobar-Sacristán JA, Granda-Orive JI, Gutiérrez Jiménez T, Delgado JM, Rodero Banños A, Saez Valls R. Endobronchial brachytherapy in the treatment of malignant lung tumours. *European Respiratory Journal*. 2004;24:348-52.
- [5] Foppiano F, Guatelli S, Pia MG. A general-purpose dosimetric system for brachytherapy. *American Nuclear Society*; 2005.
- [6] Kang SG, Ahn SH, Kim CY. A study on photon dose calculation in 6 MV linear accelerator based on monte carlo method. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2011;34(1):43-50.
- [7] Xu XG. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: A review of the fifty-year history. *Phys Med Biol*. 2014;59(18):R233-R302.
- [8] Borg J, Rogers DWO. Monte Carlo calculations of photon spectra in air from 192Ir sources. *NRC Institute for National Measurement Standards; National Research Council Canada*; 1999.
- [9] Chu SYF, Ekström LP, Firestone RB. *WWW Table of Radioactive Isotopes*. Lawrence Berkeley National Laboratory; Version 2; 1999.
- [10] Schoenfeld AA, Harder D, Poppe B, Chofer N. Water equivalent phantom materials for 192Ir brachytherapy. *Phys Med Biol*. 2015;60(24):9403-20.
- [11] Reillo E, Cano-Ott D, Martinez T, Mendoza E. On the neutron transparency of various materials proposed for the AIDA enclosure. *CINEMAT Internal Report*; 2008.
- [12] Gronostajski JZ, Gronostajski ZJ. Formability, damage and corrosion resistance of coated steel sheets. *Materials Processing Defects*. 1995;43:203-18.
- [13] Sheet Metal Density Table (Common Materials) <http://www.machinemfg.com/metal-density/>
- [14] Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. *International Atomic Energy Agency Iaea*; V.12; 2006.
- [15] Jeong DH, Kim JK, Kim KH, Oh YK, Kim SK, Lee KK, et al. Quality correction for Ir-192 gamma rays in air kerma strength dosimetry using cylindrical ionization chambers. *Progress in Medical Physics*. 2009;20(1):30-6.
- [16] ICRU. Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues, *International Commission on Radiological Units and Measurements*. ICRU Report 46; 1992.
- [17] Karaiskos P, Angelopoulos A, Sakelliou L, Sandilos P, Antypas C, Vlachos L, et al. Monte Carlo and TLD dosimetry of an 192Ir high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys*. 1998;25(10):1975-84.
- [18] Mowlavi AA, Cupardo F, Severgnini M. Monte Carlo and experimental relative dose determination for an Iridium-192 source in water phantom. *International Journal of Radiation Research*. 2008;6(1):37-42.

- [19] Kutcher GJ, Coia L, Gilin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994;21(4): 581-618.
- [20] Khan FM, Gibbons JP. *Khan's The Physics of Radiation Therapy.* Lippincott Williams & Wilkins, A Wolters Kluwer Business; 2014.
- [21] Thomadsen BR, Williamson JF, Rivard MJ, Meigooni AS. Anniversary paper: Past and current issues, and trends in brachytherapy physics. *Med Phys.* 2008;35(10):4708-23.
- [22] Metcalfe P, Kron T, Hoban P. The physics of radiotherapy X-rays from linear accelerators. Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing; 1997:395-417.
- [23] Kang JK, Lee JO, Lee DJ. Calculation of dose distribution for SBRT patient using geant4 simulation code. *Progress In Medical Physics.* 2015;26(1):36-41.
- [24] Lee SH, Lee JS, Han SH. A Study on absorbed dose in the breast tissue using Geant4 simulation for mammography. *Journal of Radiological Science and Technology.* 2012;35(4):345-52.
- [25] Chatzipapas C. Clinical evaluation of pediatric brachytherapy applications, using MC simulations [master's thesis]. Patras: University of Patras; 2016.

구분	성명	소속	직위
제1저자	이준성	전북대학교병원 방사선종양학과	방사선사
공동저자	김양수	전북대학교병원 방사선종양학과	방사선사 / 팀장
공동저자	김민걸	전북대학교병원 임상약리센터	조교수
공동저자	김정수	전북대학교 의과대학 방사선종양학과	정교수
교신저자	이선영	전북대학교 의과대학 방사선종양학과	조교수