

미소선원 적분법과 몬테칼로 방법을 이용한 AAPM TG-43 선량계산 인자 평가: microSelectron HDR Ir-192 선원에 대한 적용

*울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과, †한국원자력안전기술원 방사선연구실

안우상* · 장원우* · 박성호* · 정상훈* · 조운갑† · 김영석* · 안승도*

고선량을 근접치료에 사용되는 상업용 선원과 치료계획 시스템들은 AAPM TG 43에서 권고하는 점 및 선 선원에 의해 선량분포를 계산한다. 하지만, 근접치료용 선원에 대한 인체 내의 정확한 선량계산을 위해서 3차원 부피의 선원을 고려하는 MC 기반의 선량계산 방법이 필요하다. 본 연구에서는 microSelectron HDR Ir-192 선원을 작은 부분으로 분할하여 계산하는 미소선원 적분법을 이용하여 기하학적 인수를 계산하였다. 또한, 범용 방사선 수송코드인 MCNPX를 사용하여 30 cm 직경의 구형 물 팬텀 내에서 선원의 선량을 계산하여 비등방성함수와 반경선량함수를 구하였다. 그 결과를 MC 기반 광자 수송코드인 MCPT를 사용하여 계산한 Williamson의 결과와 비교 및 분석하였다. 미소선원 적분법과 선 선원 근사법에 따른 기하학적 인수는 $r \geq 0.5$ cm에서는 0.2% 이내에서 일치하였고 $r=0.1$ cm일 때 1.33%의 차이를 보였다. 본 연구에서 계산된 비등방성함수와 반경선량함수가 Williamson의 계산된 결과의 차이는 비등방성함수의 경우 $r=0.25$ cm에서 2.33%의 가장 큰 R-RMSE를 보였고 $r \geq 0.5$ cm에서는 1% 미만의 R-RMSE를 보였다. 반경선량함수의 경우는 $r=0.1 \sim 14.0$ cm에서 0.46%의 R-RMSE를 보였다. 미소선원 적분법과 선 선원 근사법으로 계산한 기하학적 인수는 $r \geq 0.1$ cm에서 잘 일치하지만 3차원의 Ir-192 선원을 적용하여 계산한 미소선원 적분법이 실제 기하학적 인수를 잘 반영할 것으로 생각된다. $r=0.25$ cm에서 비등방성함수를 제외하고는 MCPT와 MCNPX의 몬테칼로 코드를 이용하여 얻어진 비등방성함수와 반경선량함수는 각각의 몬테칼로 코드에 대한 불확실성 이내에서 잘 일치함을 확인하였다. 따라서 MCNPX 전산모사 결과를 통해 TG-43의 선량 계산식에 사용된 인자를 Williamson 등의 결과와 비교 및 검증함으로써, 추후 다른 종류의 선원에 대해서도 Monte Carlo 기반의 연구가 가능할 것으로 기대된다.

중심단어: microSelectron HDR Ir-192 선원, 미소선원 적분법, 몬테칼로 계산, MCNPX

서 론

국내에서 근접치료를 시행하는 병원에서는 6개 제조사들의 원격치료장비(remote afterloading brachytherapy) 및 선원과 치료계획시스템(treatment planning system)을 도입하여 사용하고 있다.¹⁾ 근접치료에 사용되는 선원으로는 비방사능이 높은 동위원소로서 고선량률(High Dose Rate, HDR) Ir-192 선원이 주로 이용되고 있다.^{2,3)} 국내에서도 근접치료를 시행하는 병원의 전체 70%가 Ir-192 선원을 사용하는

것으로 나타났다.⁴⁾ 이들 고선량률 근접치료에 사용되는 상업용 선원과 치료계획시스템들은 AAPM TG-43⁵⁾에서 권고하는 선량계산 알고리즘을 바탕으로 선량분포를 계산하고 치료하는데 사용되고 있다. 1995년 TG-43 보고서가 발간된 이후 저에너지 근접치료용 선원 모델들의 상업적 이용이 증가되었고, 2004년도 TG-43 업데이트 판(2004 update to AAPM TG-43, TG-43U1⁶⁾)에서는 I-125와 Pb-103과 같은 저에너지 조직내근접치료(interstitial brachytherapy)용 선원 주변의 선량 분포를 계산하는데 있어 수정된 인자 값을 발표하였다. 최근에는 몇몇 새로운 저에너지 조직내근접치료용 선원에 대하여 AAPM에서 승인된 인자 값을 발표하였다.⁷⁾

TG-43와 TG-43U1에서 권고하는 2차원 선량 계산식은 다음과 같다.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

이 연구는 아산생명과학연구소(과제번호: 2008-429)와 한국연구재단의 원자력안전과제(과제번호: 2011-0002083)의 지원을 받아 수행된 연구임.

이 논문은 2011년 11월 2일 접수, 2011년 11월 28일 수정, 2011년 12월 5일 채택되었음.

책임저자 : 박성호, (138-736) 서울시 송파구 올림픽로43길 88
울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-4433, Fax: 02)3010-6950
E-mail: michael@amc.seoul.kr

여기서 S_k 는 공기-커마 세기(air-kerma strength), Λ 는 선량을 상수(dose rate constant), $G(r, \theta)$ 는 기하학적 인수(geometry factor), $F(r, \theta)$ 는 비등방성함수(anisotropy function), 그리고 반경선량함수(Radial dose function, $g(r)$)이다. Fig. 1에서 보듯이 선량 계산을 위한 기준점(reference point, $P(r_0, \theta_0)$)은 선원의 중심에서 수직방향($\theta_0 = \pi/2$)으로 1 cm 거리(r_0)의 지점을 기준으로 한다.

근접치료 시 선원 주위의 정확한 선량분포를 얻기 위해서는 기하학적 인수에 대한 정보가 필요하다. 일반적으로 고선량률 근접치료 선원은 선 선원 근사법(line source approximation)으로 기하학적 인수를 계산한다.⁸⁾ Karaiskos 등⁹⁾은 선원의 중심으로부터 수직 방향(r)이 선원을 감싸는 캡슐용기의 길이(L)의 2배 이상에 위치한 지점에서는 점 선원 근사법으로 기하학적 인수를 결정하는데 유용하지만, 짧은 거리($r < 2L$)에서는 기하학적 인수가 최대 50% 이상의 차이를 보임을 보고하였다. 이에 3차원의 부피를 가지고 있는 선원을 점이나 선으로 근사함으로써 실제 선원의 차원이나 기하를 고려하지 못하는 단점을 보완하기 위해, 몬테칼로 적분 방법(Monte Carlo integration method)을 사용하여 기하학적 인수를 계산하고 점 선원이나 선 선원 근사법으로 계산한 기하학적 인수와 비교하여 차이를 분석한 연구가 수행되었다.⁹⁾ 또한 인체 내의 정확한 선량계산을 위해서 몬테칼로 전산모사를 기반으로 한 선량계산 방법이 연구되어 왔다.⁸⁾

이와 같은 배경으로 본 연구에서는 3차원 부피의 micro-

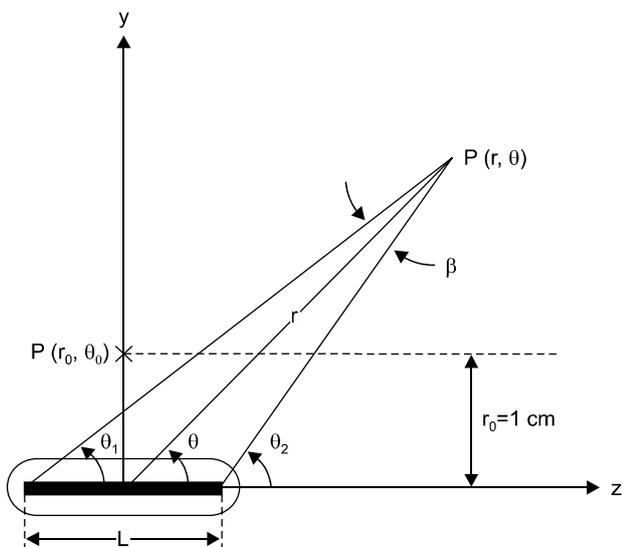


Fig. 1. Illustration of geometry assumed in the dose calculation formalism endorsed by AAPM TG-43.

Selectron HDR Ir-192 선원을 작은 부분으로 분할하는 미소 선원 적분법을 이용하여 기하학적 인수를 계산하였고, 범용 방사선 수송코드인 MCNPX를 사용해서 측정 위치의 선량률을 계산하여 최종적으로 비등방성함수와 반경선량함수를 구하였다. 본 연구에서 획득된 결과는 Williamson 등⁸⁾이 선 선원 근사법을 이용하여 계산한 기하학적 인수와 몬테칼로 기반 광자 수송코드인 MCPT를 사용하여 계산한 비등방성함수와 반경선량함수의 결과와 비교 및 분석하였다.

대상 및 방법

1. Ir-192 선원

근접치료용 microSelectron HDR classic Ir-192 선원의 형태는 중심에 원통형 코어(core)가 있고 주변은 강철로 밀봉되어 있다. 선원의 크기는 직경은 0.6 mm, 길이는 3.5 mm이며, 선원을 둘러싸고 있는 AISI 316L Steel Capsule의 직경은 1.1 mm, 길이가 5.0 mm이고 2 mm의 Steel Cable/Stem (AISI 304)과 연결되어 있다. 근접 방사선치료에 사용하는 Ir-192 선원의 기하학적 구조는 Fig. 2와 같다. Ir-192 선원의 원통형 코어의 밀도는 22.42 g cm^{-3} 이며 선원을 감싸는 모든 stainless steel 성분의 밀도는 8.02 g cm^{-3} 이다.⁸⁾ 선원을 감싸는 AISI 316L Steel Capsule은 Mn 2%, Si 1%, Cr 17%, Ni 12%, 그리고 Fe 68%로 구성되어 있으며, Steel Cable/Stem (AISI 304)은 Mn 2%, Si 1%, Cr 19%, Ni 10%, 그리고 Fe 68%로 구성되어 있다.^{8,11)}

2. 기하학적 인수(Geometry factor, $G(r, \theta)$)

선원의 중심을 원점으로 한 극좌표계의 임의의 좌표를 (r, θ) 라 하면, 기하학적 인수는 선원 내 방사능의 공간분포 함수이며 다음과 같이 표현된다.⁵⁾

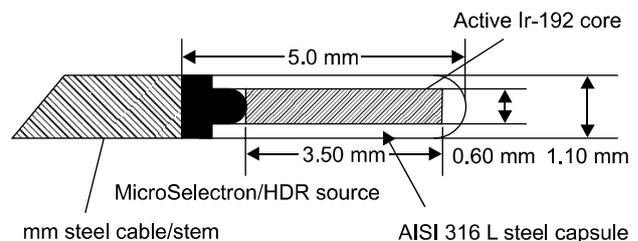


Fig. 2. Schematic diagram of the microSelectron HDR classic Ir-192 source.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \rho(r') dV' / |r' - r|^2}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (1)$$

여기서, $\rho(r')$ 는 선원 내 임의의 점에서의 방사능밀도, V 는 선원 체적에 대한 적분, dV' 은 선원 내 위치 r' 에서의 미소 체적, 그리고 r 은 선원 외부의 임의의 지점을 나타낸다. 일반적으로 고선량률 근접치료 선원은 기하학적 인수는 선원을 점 선원 또는 선 선원으로 근사하여 다음과 같이 계산된다.⁵⁾

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 : \text{point source approximation} \\ \beta / (Lr \sin \theta) : \text{line source approximation} \end{cases} \quad (2)$$

여기서 L 은 선원의 길이, r 과 θ 는 선원의 중심으로부터 측정위치의 거리와 각도이다. β 는 선원의 양 끝 지점으로부터 측정위치의 각도들의 차이이다. 선 선원 근사법은 선원의 반경에 의한 차이를 고려하지 않고 선원을 일차원의 선으로 가정한다.

본 연구에서는 부피를 가지고 있는 선원의 기하학적 인수를 구하기 위해 microSelectron HDR Ir-192 선원의 길이와 반경을 각각 10등분하고 각도를 36등분하여 총 3,600개의 분할된 미소선원을 적분하여(Fig. 3) 기하학적 인수를 구하였고 식은 아래와 같다.

$$G(r, \theta) = \frac{1}{N_l N_r N_\phi} \sum_l \sum_r \sum_\phi \frac{1}{R_{lr\phi}^2} \quad (3)$$

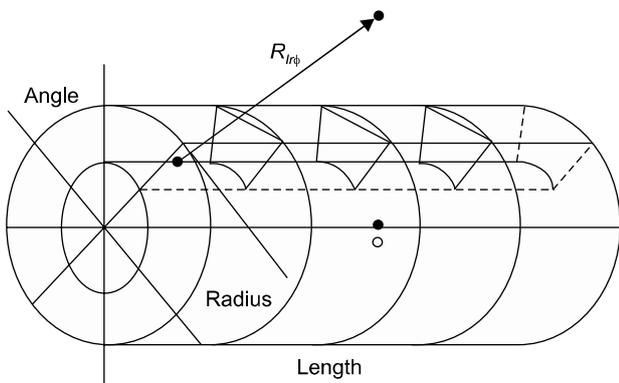


Fig. 3. Illustration of segmented source for calculation of geometry factor.

$R_{lr\phi}$ 는 선원 중심으로부터 수직 방향($\theta = \pi/2$)의 각각의 측정 위치와 미소선원 중심 지점 사이의 3차원 공간의 직선거리를 나타낸다. Williamson 등이 점 선원 근사법으로 계산한 기하학적 인수의 결과와 비교하기 위해 선원의 중심으로부터 수직 방향으로 0.1 cm에서 14 cm 지점까지 미소선원 적분법으로 기하학적 인수를 구하였고 차이를 비교 및 분석하였다. 또한 점 선원 근사법으로 계산된 기하학적 인수를 추가하여 그 차이를 평가하였다.

3. 몬테칼로 계산(Monte Carlo calculation)

본 연구에서 몬테칼로 계산에 이용한 코드는 MCNPX 2.5.0¹⁰⁾을 사용하였고, 핵단면적 자료로는 ENDF/B-VI Release 8 Photo atomic을 사용하였다. Brog와 Rogers¹¹⁾는 몬테칼로 방법으로 계산한 Ir-192 선원의 광자에너지 스펙트럼(spectrum)은 Fig. 4에 보듯이 0.1% 이상 방출되는 광자에너지인 7 keV에서 885 keV 영역의 광자스펙트럼으로 본 연구에서 사용하였다. MCNPX 전산모사를 이용하여 각 지점의 선량률(Dose rate, $\dot{D}(r, \theta)$) 계산 시, 30 cm 직경의 구형 물 팬텀 내 에너지 흡수를 측정하는 F6 tally를 이용하여 계산하였으며 통계적 불확실성 1.0% 이하로 하였다. 최종적으로 미소선원 적분법으로 계산한 기하학적 인수와 몬테칼로 전산모사를 통해 얻어진 선량률을 이용하여 비등방성함수와 반경선량함수를 다음과 같이 구하였다.

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (4)$$

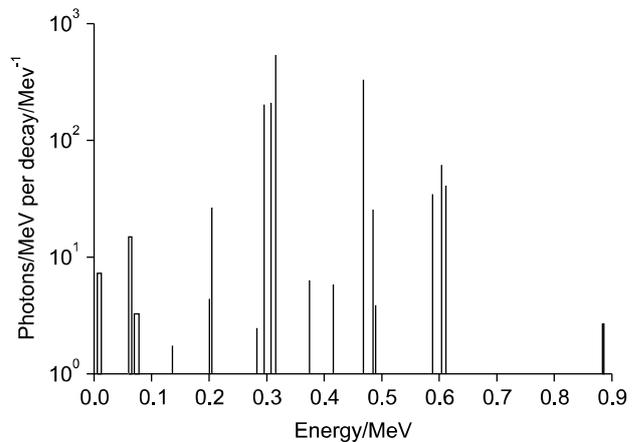


Fig. 4. Photon spectrum for Ir-192 radionuclide used as input spectrum for the Monte Carlo calculations.

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2)G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2)G(r, \pi/2)} \quad (5)$$

비등방성함수를 구하기 위한 측정위치는 선원의 중심으로부터 수직 방향으로 0.25 cm, 0.5 cm, 1.0 cm, 2.0 cm, 3.0 cm, 그리고 5.0 cm 지점에서 각도(θ)는 수직축 근방에서는 15° 간격으로 수평축 근방에서는 1° 간격을 두고 비등방성함수를 구하였다. 반경선량함수는 선원의 중심으로부터 수직 방향으로 0.1 cm에서 14 cm 지점까지 구하였다. 따라서

Table 1. Difference of geometry factor between segmented sources used in this work and line source approximation by Williamson. The total number of segmented sources for active core were 27, 125, 2,600, and 3,600,000.

The number of parts			Geometry factor	
Length	Radius	Angle	Total parts	Max. difference
3	3	3	27	3.91%
5	5	5	125	1.66%
10	10	36	3,600	1.33%
100	100	360	3,600,000	1.24%

미소선원 적분법으로 계산된 기하학적 인수와 몬테칼로 전산모사를 통하여 계산된 선량률을 통하여 비등방성함수와 반경선량함수를 구하였다. Williamson의 결과와 비교 및 분석하기 위하여 다음과 같이 상대적 평균 제곱근 오차(Relative-Root Mean Square Error, R-RMSE)를 계산하였다.

$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \left(\frac{F_{thiswork}(r, \theta_i) - F_{Williamson}(r, \theta_i)}{F_{Williamson}(r, \theta_i)} \right)^2}$$
 for anisotropy function (6a)

$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_i \left(\frac{g_{thiswork}(r_i) - g_{Williamson}(r_i)}{g_{Williamson}(r_i)} \right)^2}$$
 for radial dose function (6b)

결 과

1. 기하학적 인자 - 미소선원 적분법과 점 및 선원 근사법 비교

미소선원 적분법을 적용하기에 앞서 선원의 원통형 코어의 분할 개수에 따른 기하학적 인수의 차이를 분석하였다. Table 1에서 보듯이 선원의 총 분할 개수를 4가지로 나누었고, 각각의 기하학적 인수들은 선 선원 근사법으로 구한 기

Table 2. Relative difference of geometry factor between point source approximation, line source approximation, and segmented sources integration method used in this work.

Radial distance (cm)	Geometry factor			Relative difference	
	Point	Line	This work	(this work-point)/point	(this work-line)/line
0.1	100.00	60.09	60.90	-39.10%	1.33%
0.2	25.00	20.54	20.65	-17.39%	0.56%
0.3	11.11	10.06	10.09	-9.18%	0.32%
0.5	4.00	3.85	3.85	-3.67%	0.14%
1.0	1.00	0.99	0.99	-0.96%	0.04%
1.5	0.44	0.44	0.44	-0.43%	0.02%
2.0	0.25	0.25	0.25	-0.24%	0.01%
2.5	0.16	0.16	0.16	-0.16%	0.01%
3.0	0.11	0.11	0.11	-0.11%	0.00%
4.5	0.06	0.06	0.06	-0.06%	0.00%
5.0	0.04	0.04	0.04	-0.04%	0.00%
6.0	0.03	0.03	0.03	-0.03%	0.00%
7.0	0.02	0.02	0.02	-0.02%	0.00%
8.0	0.02	0.02	0.02	-0.02%	0.00%
9.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%
10.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%
11.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%
12.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%
13.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%
14.0	0.01	0.01	0.01	-0.01%	0.00%

하학적 인수와의 차이를 분석하였다. 그 결과 각각의 분할 개수는 선 선원 근사법과 비교하여 최대 3.91%와 최소 1.24%를 보였으며, 본 연구에서 사용한 3,600 분할 개수의 미소선원 적분법으로 계산한 기하학적 인수는 최대 분할 선원(3,600,000개)으로 계산한 결과의 차이와 1.0% 이내 이었다.

근접치료용 microSelectron HDR classic Ir-192 선원을 미소선원 적분법과 점 선원 및 선 선원 근사법에 의하여 얻어진 기하학적 인수들의 상대적인 차이는 Table 2와 같다. 미소선원 적분법과 점 선원 근사법에 의한 기하학적 인수의 비교에서 $r \geq 2.0$ cm에서는 0.2% 이내에서 일치하였고, $r=0.1$ cm일 때는 39.10%의 최대 차이를 보였다. 선 선원 근사법에 의한 기하학적 인수의 비교에서 $r \geq 0.5$ cm에서는 0.2% 이내에서 일치하였고, $r=0.1$ cm일 때는 1.33%의 최대 차이를 보였다.

2. 비등방성함수와 반경선량함수

본 연구에서 몬테칼로 전산모사를 통해 계산한 선량률과 미소선원 적분법으로 계산한 기하학적 인수를 식 (4)와 (5)를 이용하여 비등방성함수와 반경선량함수를 구하였다. 각각의 결과는 상대적 평균 제곱근 오차를 이용하여 Williamson의 결과와 비교 및 분석하였다. Table 3과 Fig. 5에서 보는 바와 같이 본 연구에서 몬테칼로 전산모사를 통해 계산된 비등방성함수와 Williamson 등이 계산한 결과, $r=0.25$ cm에서 2.33%의 가장 큰 R-RMSE를 보였으며 $r \geq 0.5$ cm에서는 모두 1% 미만의 R-RMSE를 보였다. Fig. 6에서 보듯이 반경선량함수는 Williamson 결과와 비교했을 때, $r=0.1$ 에서 14.0 cm까지 0.46%의 R-RMSE를 보였다(Table 3).

Table 3. Relative-root mean square error (R-RMSE) of anisotropy function and radial dose function calculated by this work and Williamson (Ref. 6).

Distance (cm)	Anisotropy function R-RMSE (%)	Distance (cm)	Radial dose function R-RMSE (%)
0.25	2.23	0.1 ~ 14.0	0.46
0.50	0.95		
1.00	0.51		
2.00	0.70		
3.00	0.57		
5.00	0.59		

고찰 및 결론

본 연구에서는 microSelectron HDR Ir-192 선원을 작은 부 분으로 분할하여 계산하는 미소선원 적분법으로 기하학적 인수를 구하였다. 몬테칼로 전산모사를 통하여 측정 위치의 선량률을 계산한 값과 미소선원 적분법으로 구한 기하학적 인수를 적용하여 비등방성함수와 반경선량함수를 구하였다. 이와 다르게 Williamson 등은 microSelectron HDR Ir-192 선원을 선 선원으로 근사하여 기하학적 인수를 구하였고, MCPT 전산모사를 통해 선량률을 구하였다. 3,600개 분할 선원의 미소선원 적분법과 점 선원으로 근사하여 계산한 기하학적 인수는 $r \geq 1.0$ cm에서는 1.0% 이내였지만, $r \leq 0.5$ cm에서는 3.5% 이상의 차이를 보였고 최대 39.10% 차이가 발생하기 때문에 $r \leq 0.5$ cm에서 점 선원 근사하여 계산한 기하학적 인수는 주의가 필요하다. Williamson 등이 선 선원으로 근사하여 계산한 기하학적 인수는 $r \geq 0.2$ cm에서는 1.0% 이내이고 $r=0.1$ cm에서 최대 1.33%의 차이를 보였다. $r \geq 0.1$ cm에서 기하학적 인수를 계산에 있어서 두 계산방법의 결과에는 큰 차이가 없지만, 3차원의 Ir-192 선원을 적용하여 계산하는 미소선원 적분법이 실제 기하학적 인수를 반영하기에 기하학적 인수의 정확한 계산을 위해서는 미소선원 적분법을 사용하는 것이 필요하다고 생각된다. 비등방성함수에서는 $r=0.25$ cm에서 R-RMSE가 2.33%를 제외하면 본 연구에서 얻어진 반경선량함수와 비등방성함수는 Williamson 등의 결과와 비교하여 모두 1% 이내의 R-RMSE 값을 나타내었다.

몇몇 연구자들은 몬테칼로 코드 사용하는데 있어서 발생할 수 있는 불확실성을 분석하였다.^{12,13} Rivard 등은 5개 기관에서 보고된 Ir-192 선원의 에너지 스펙트럼의 선택에 따라 약 1% 이내의 선량률과 공기커마율 차이가 발생할 수 있다고 보고하였다.¹² Granero 등은 물과 공기와 같은 낮은 원자번호 물질에 대한 광이온화 단면적(photoionization cross-section)이 물과 공기 선량 계산에서 약 1%의 불확실성을 보고하였다.¹³ 최근에 발표된 AAPM TG-138과 GEC-ESTRO¹⁴)에서는 임상에 사용하는 근접치료용 선원에 대한 선량분포를 평가하기 위해서 계측기를 이용한 측정과 Monte Carlo 방법을 적용하는데 있어서 발생할 수 있는 불확실성에 대하여 보고하였다. 여기서 Ir-192와 같은 고에너지 근접치료용 선원들에 대해서 Monte Carlo를 이용한 선량 평가 시 불확실성이 1.6%임을 보고하였다. Williamson 등은 Glasgow와 Dillman¹⁵)이 사용한 Ir-192 선원의 에너지 스펙

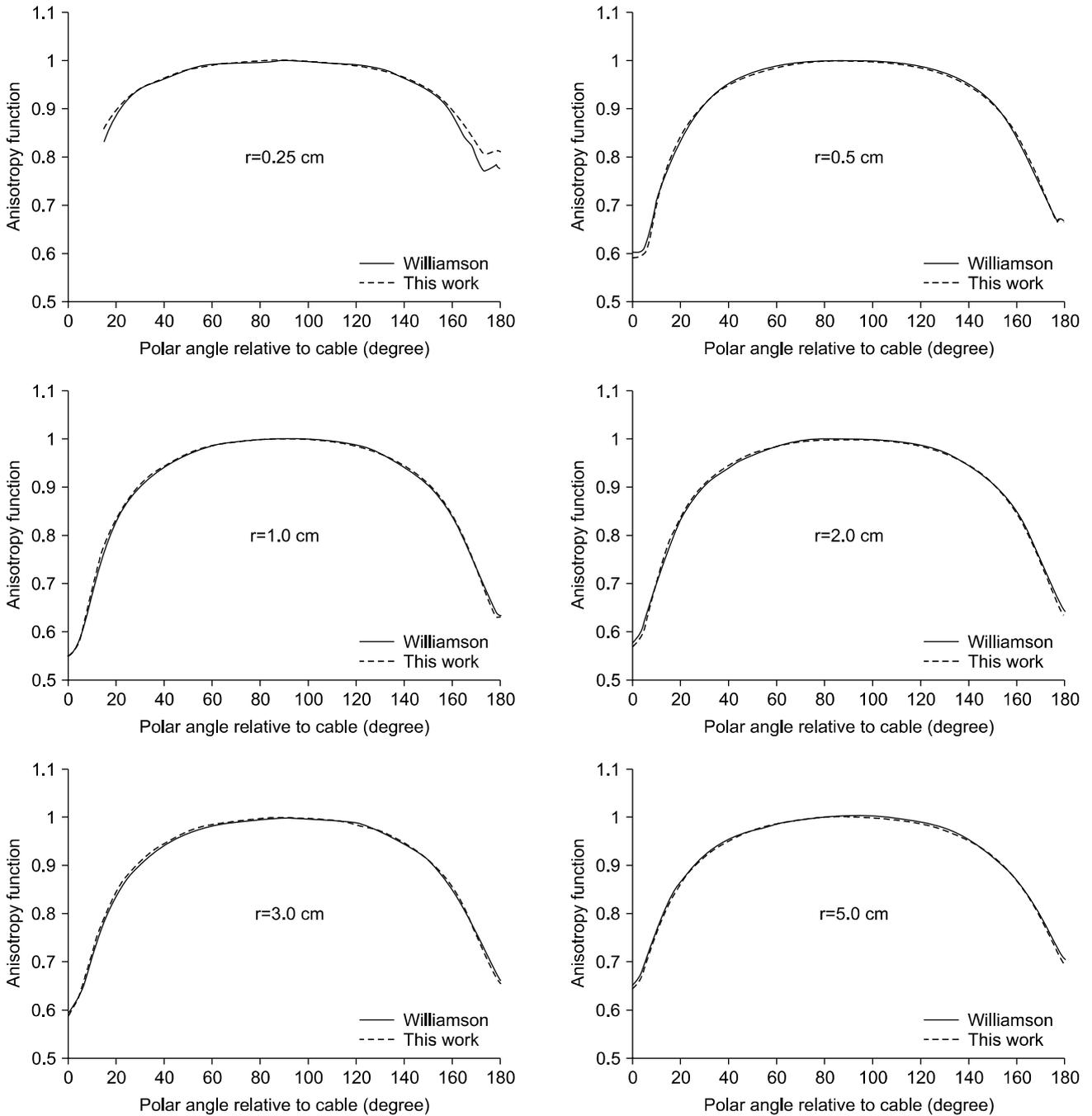


Fig. 5. Anisotropy function of microSelection HDR Ir-192 source at different radial distances r . dotted line and solid line is the result of Monte Carlo calculations of this work and Williamson, respectively.

트럼 사용하여 선량률을 계산하였고, 본 연구에서는 최근에 발표된 NRC Report PIRS-629r¹¹⁾ (<http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/PIRS629r/pirs629r.html>)의 Ir-192 선원의 에너지 스펙트럼을 사용하였다. 광자 핵단면적 자료는 William-

son 등은 RSIC (Radiation Shielding Information Center)에서 배포된 DLC-99¹⁶⁾을 사용하였으며, 본 연구에서는 ENDF/B-VI Release 8 Photo atomic을 사용하였다. $r=0.25$ cm 위치에서의 비등방성함수를 제외하고는 MCPT와 MCNPX의 문

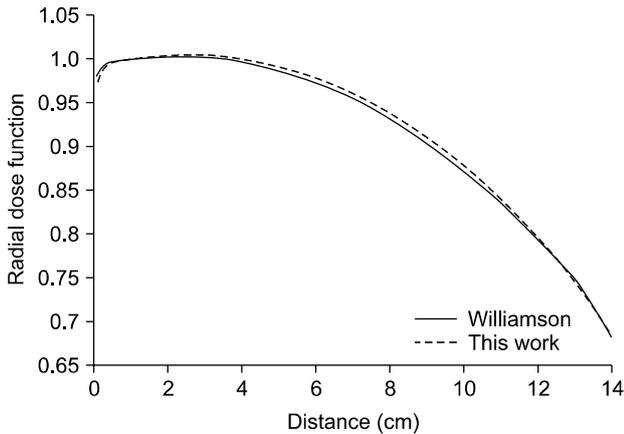


Fig. 6. Radial dose function of microSelection HDR Ir-192 source and comparison with Monte Carlo results by Williamson.

테칼로 코드를 이용하여 얻어진 비등방성함수와 반경선량함수는 몬테칼로 코드에 대한 불확실성 이내에서 일치하였다.

자궁경부암의 근접치료에 가장 많이 사용되는 Nucletron사의 Fletcher Williamson applicator는 tandem의 외경이 3.2 mm이고 작은 난형체(ovoid) cap의 외경은 20 mm이다. 비록 비등방성함수에서 $r=0.25$ cm 지점(R-RMSE가 2.33%)은 탠덤(tandem) 외경의 반지름과 0.9 mm의 차이가 발생한다. 하지만 일반적인 자궁경부암의 근접치료에서 자궁입구 표지로부터 상방 2 cm 및 좌우 2 cm 위치한 지점(A point)^{17,18}에 선량을 처방하며, 직장과 방광에 조사되는 방사선선량을 낮추기 위해서 대부분의 환자에서 질 내 gauze packing을 수행함을 고려한다면 Williamson 등과 본 연구에서 사용한 각각의 MCPT와 MCNPX 전산모사를 통해 계산한 비등방성함수와 반경선량함수가 잘 일치함을 알 수 있었다. 따라서 MCNPX 전산모사 결과를 통해 TG-43의 선량 계산식에 사용된 인자를 Williamson 등의 결과와 비교 및 검증하였고, 이는 Monte Carlo 기반의 연구가 가능할 것으로 기대된다. 또한 본원에 도입될 예정인 Nucletron사의 micro-Selectron[®] Digital에 사용되는 HDR Ir-192 선원에 대해서도 TG-43 선량계산 인자를 평가하는데 이용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. 지영훈, 김미숙, 류성렬, 유대현, 최문식, 정해조: 방사선종양학과 전국 통계(2006년). 방사선종양학회지 26(2):131-133 (2008)
2. AAPM TG-56: Code of Practice for Brachytherapy Physics. Med Phys 24(10):1557-1598 (1997)
3. AAPM TG-59: High Dose-rate Brachytherapy Treatment Delivery. Med Phys 25(4):375-403 (1998)
4. 식품의약품안전청연구보고서 8-1: 근접방사선치료기 및 선원에 대한 성능평가 기준 개발. 식품의약품안전청, 서울 (2004)
5. AAPM TG-43: Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources. Med Phys 22(2):209-234 (1995)
6. Update of AAPM TG-43: Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 31(3):633-674 (2004)
7. Supplement to AAPM TG-43 update: Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No.43 Report. Med Phys 34(6):2187-2205 (2007)
8. Williamson J, Li Z: Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose rate Ir-192 sources. Med Phys 22(6):809-819 (1995)
9. Karaiskos P, Sakelliou L, Sandilos P, et al: Limitations of the point and line source approximations for the determination of geometry factors around brachytherapy sources. Med Phys 27(1):124-128 (2000)
10. Denise B. Pelowitz: MCNPX user's manual version 2.5.0. LA-CP-05-0369 (Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory) (2005)
11. Brog J, Rogers DWO: Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air From ¹⁹²Ir Sources. NRC-report PIRS 629r, Ottawa, Canada (1999)
12. Rivard MJ, Granero D, Perez-Calatayud J, Ballester F: Influence of photon energy spectrum from brachytherapy sources on Monte Carlo simulations of kerma and dose rates in water and air. Med Phys 37(2):869-876 (2010)
13. Daskalov GM, Löffler E, Williamson JF: Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys 25(11):2200-2208 (1998)
14. AAPM TG-138 and GEC-ESTRO: A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources. Med Phys 38(2):782-801 (2011)
15. Glasgow GP, Dillman LT: Specific gamma-ray constant and exposure rate constant for ¹⁹²Ir. Med Phys 6(1):49-52 (1979)
16. Roussin RW, Knight JR, Hubbell JH, Howerton RJ: Description of the DCL-99/Hugo Package of Photon Interactions. Oak Ridge National Laboratory, RSIC Data Library Collection, (Radiation Shielding Information Center, Report No. ORNL/RSIC-46, Oak Ridge, TN) (1983)
17. Tod M, Merceith WJ: Treatment of cancer of the cervix uteri—a revised "Manchester Method". Br J Radiol 26:252-257 (1953)
18. Pierquin B, Wilson JF, Chassagne D: Modern Brachytherapy. New York, Masson (1987)

Evaluation of Factors Used in AAPM TG-43 Formalism Using Segmented Sources Integration Method and Monte Carlo Simulation: Implementation of microSelectron HDR Ir-192 Source

Woo Sang Ahn*, Won Woo Jang*, Sung Ho Park*, Sang Hoon Jung*,
Woon-Kap Cho[†], Young Seok Kim*, Seung Do Ahn*

*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul,

[†]Radiation Research Department, Korea Institute of Nuclear Safety (KINS), Daejeon, Korea

Currently, the dose distribution calculation used by commercial treatment planning systems (TPSs) for high-dose rate (HDR) brachytherapy is derived from point and line source approximation method recommended by AAPM Task Group 43 (TG-43). However, the study of Monte Carlo (MC) simulation is required in order to assess the accuracy of dose calculation around three-dimensional Ir-192 source. In this study, geometry factor was calculated using segmented sources integration method by dividing microSelectron HDR Ir-192 source into smaller parts. The Monte Carlo code (MCNPX 2.5.0) was used to calculate the dose rate $\dot{D}(r, \theta)$ at a point (r, θ) away from a HDR Ir-192 source in spherical water phantom with 30 cm diameter. Finally, anisotropy function and radial dose function were calculated from obtained results. The obtained geometry factor was compared with that calculated from line source approximation. Similarly, obtained anisotropy function and radial dose function were compared with those derived from MCPT results by Williamson. The geometry factor calculated from segmented sources integration method and line source approximation was within 0.2% for $r \geq 0.5$ cm and 1.33% for $r = 0.1$ cm, respectively. The relative-root mean square error (R-RMSE) of anisotropy function obtained by this study and Williamson was 2.33% for $r = 0.25$ cm and within 1% for $r > 0.5$ cm, respectively. The R-RMSE of radial dose function was 0.46% at radial distance from 0.1 to 14.0 cm. The geometry factor acquired from segmented sources integration method and line source approximation was in good agreement for $r \geq 0.1$ cm. However, application of segmented sources integration method seems to be valid, since this method using three-dimensional Ir-192 source provides more realistic geometry factor. The anisotropy function and radial dose function estimated from MCNPX in this study and MCPT by Williamson are in good agreement within uncertainty of Monte Carlo codes except at radial distance of $r = 0.25$ cm. It is expected that Monte Carlo code used in this study could be applied to other sources utilized for brachytherapy.

Key Words: microSelectron HDR Ir-192 source, Segmented sources integration method, Monte Carlo calculation, MCNPX