

강내조사를 위한 고선량률 근접조사 선원맞춤형 선량계획

계명대학교 의과대학 의공학교실, *방사선종양학교실

최태진 · 오영기* · 김진희* · 김옥배*

근접조사에서는 인체의 강내 또는 종양조직내 어플리케이션을 삽입하여 지정된 선원위치와 정주시간에 따라 환부에 조사되는 선량이 결정되고 치료시간은 선량계획 소프트웨어를 통해서 얻게 된다. 특히 고선량률 조사법에서는 치료시간이 수 분 이내로 통원 시술하는 경우가 많다. 그러나 첫 시술일자에는 어플리케이션 삽입 시술시간이 소요되고, 시술 후 어플리케이션의 영상을 이용한 선원배열 분석 등의 선량계획이 이루어질 때까지 환자는 치료대위에 고정된 채 대기하게 되어 환자에게 상당한 불편을 주게 되고 당일 치료가 이루어 지지 못 하는 경우도 발생한다. 선원맞춤형 선량계획은 본원에서 치료받은 자궁경부암 시술환자 총 41명에 대해 자궁체강내 탠덤선원과 질원개(vaginal fonix) 선원의 선량기여도를 조사하여 선원의 위치를 개별적으로 표준화하여 실제와 근사한 위치를 얻을 수 있도록 개발된 소프트웨어이다. 자궁경부암의 근접조사에서 기준 "A"지점에 기여하는 선량은 선형 어플리케이션의 탠덤선원에 의해 $55.89 \pm 4.20\%$, 질원개 우측 선원에 의해 $38.14 \pm 4.46\%$, 좌측 선원에 의해 $5.97 \pm 0.50\%$ 로 나타났으며, 10도 흰 어플리케이션을 사용한 경우에는 $60.33 \pm 6.53\%$, $33.10 \pm 6.74\%$, $6.58 \pm 0.30\%$ 로 각각 나타나, 탠덤선원의 높이와 질원개선원의 폭과 높이를 이용하여 실제 선원 입력에 의한 선량에 대해 평균 $-0.55 \pm 2.15\%$ 범위로 근사한 값을 유도하여 치료선량을 구할 수 있음을 보여준다. 이에 저자들은 자궁경부암환자의 고선량률 근접조사시 어플리케이션 시술과 영상 취득 후 환자의 대기 없이 선량오차 $\pm 3\%$ 이하에서 당일 치료시간 결정을 할 수 있도록 선원맞춤형선량계획 프로그램을 개발하여 발표한다.

중심단어: 고선량률근접조사, 선원맞춤형, 선량계획 소프트웨어

서 론

근접조사는 인체의 강내 또는 종양조직내 어플리케이션 또는 유도관을 삽입하고 선량계획을 시행하여 분할치료회수와 선량을 정하여 조사한다.

근접조사에 의한 선량분포는 환부내 선원 배열의 위치 영상에서 선원의 위치, 선량평가점간 거리, 정주시간에 의해 선량이 결정되고, 선량분포와 치료시간의 결정은 주로 선량계획용 전산화프로그램을 통해서 얻게 된다.¹⁻³⁾

저선량률 근접조사는 대개 선원을 삽입하여 1회 수습 시간을 조사하게 되지만, 고선량률 근접조사에서는 6~12회의 분할조사가 많이 시행되고 있다.⁴⁾

특히 고선량률 조사법에서는 치료시간이 수 분 이내에

불과해 통원시술이 가능하다. 그러나 첫 시술일자에는 어플리케이션 삽입 시술시간이 소요되고, 시술 후 영상의 선원배열 분석 및 입력과 계산 시간 등의 선량계획에 약 20~30분 정도의 시간이 소요되므로, 환자는 시술대 위에서 선량계획시간 동안 고정 된 채로 기다리거나, 당일 치료가 이루어지지 못하는 경우도 있어 상당히 불편을 갖는 요인이 되고 있다.

본 연구에서는 자궁경부암환자의 고선량률 근접조사시 선량계획 시간을 줄이는 방법으로 선량분포에 크게 기여하는 변수를 조사하고, 어플리케이션의 위치 지정 방법을 표준화하여 어플리케이션의 시술 영상을 취득한 후 선량분포 결정까지 1~2분이내의 시간이 소요되나 선량오차는 $\pm 3\%$ 범위에서 이루어져 환자의 불편을 줄이고 당일 치료시간을 결정할 수 있는 선원맞춤형 선량계획 프로그램을 발표하고 임상적용의 신뢰를 확인하고자 한다.

재료 및 방법

본 연구는 본원 방사선종양학과에서 사용하는 고선량률 근접조사장치(Buchler 3M)를 이용하였으며, 장착 선원은

본 연구는 지식경제부 지방기술혁신사업(RT104-03-02)지원으로 수행되었음.

이 논문은 2008년 5월 29일 접수하여 2009년 6월 19일 채택되었음.

책임저자 : 최태진, (700-712) 대구시 중구 동산동 194

계명대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 053)250-7666, Fax: 053-250-7953

E-mail: tjchoi@dsmc.or.kr

^{60}Co (1.32 Ci) 선원과 호환성 있는 ^{192}Ir 선원을 이용하였다.

본 연구에 사용된 선원은 한국에너지연구소와 공동으로 개발한 ^{192}Ir (10Ci)를 사용하였다.⁵⁾ 실험에 사용된 근접조사의 선원의 크기는 직경 0.25 cm, 두께 0.025 cm인 디스크를 10개 적층하여 직경 0.25 cm에 길이 0.25 cm인 실린더형의 선원이며,¹⁾ 선원이동은 캠 왕복운동을 하는 회전디스크에 부착된 롤러에 의해 직선운동으로 변환되어 주기운동을 하며 주기운동의 거리가 치료길이가 된다.⁶⁾ 컴퓨터선량분포 계산은 전체 치료길이를 0.5 cm씩 나누어진 지정위치에 선원이 일정시간 정주한 뒤 다음 치료위치로 이동하며, 정주 시간 동안 선량점에 도달되는 선량을 이산적으로 구하였다.⁷⁾

맞춤형 선원의 선량분포는 자궁체의 탠덤선원과 질원개의 난형체선원 2개로 조사되는 선량계획에서 탠덤선원의 크기와 난형체선원의 끝위치, 시술일자 입력만으로 선량분포를 얻는 선원맞춤형 배열을 사용한 프로그램을 개발하였다(Fig. 1).

탠덤선원의 크기는 0.5, 1.0, 3.5, 4.0, 5.0, 6.0 cm와 6.5 cm이며, 자궁체강내와 자궁경부질원개 좌우에 각각 난형체캡슐이 씌워진 어플리케이션에 1.0 cm 길이의 선원을 배열하였다.

선량실험군은 Table 1과 같이 2008년 7월부터 2009년 1월까지 본원에서 근접조사 치료를 받은 환자 41명이다. 선형(0도) 탠덤배열과 10도 휜 탠덤배열이 각각 15, 26명씩 총 41명 환자의 “A”지점의 선량분포를 구하였으며, 환자 개별 영상자료의 선원을 입력하여 산출된 선량과 맞춤형에 의한 선량을 비교하였다.

선원맞춤형 선량프로그램은 환자명, 시술일자, 주당 2회 시술간격, 선원선택, 선량점을 입력하는 창과, 분할선량, 선량값, 등선량값, 분할선량결과와 치료시간보정, 평균선량점을 입력하는 창으로 나뉘어 있으며, 등록명과 환자번호를 제외한 모든 입력은 자동 및 클릭으로 선택할 수 있게 하였으며, 기록 저장된 자료는 환자개별 선량계획프로그램에서 연동하여 자동호출될 수 있도록 하였다.

결 과

코발트-60 대체선원으로 개발된 ^{192}Ir 선원의 물리적크기는 직경 0.25 cm에 길이 0.25 cm의 실린더형이며, 외경은 0.4 cm, 길이 0.7cm인 스텐리스 스틸(SUS316L)에 봉입되어 있다. 어플리케이션 내에 선원을 고정한 선량분포는 Fig. 1과 같은 분포를 보이며, 비등방성선량분포는 측방 1 cm 위

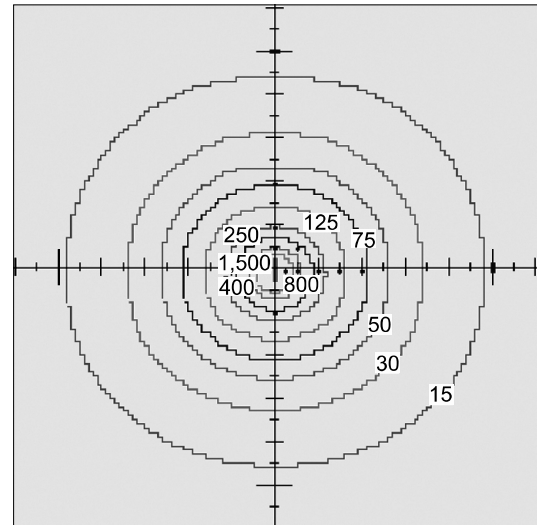


Fig. 1. The dose characteristics of a cylinder typed ^{192}Ir brachysource (in text). The anisotropy dose distributions were delivered from one minute exposure in a source activity 4.487 Ci (166.02 GBq).

Table 1. Showing the experimental events of tandem length and its angle. The 0 degree of tandem angle represents the straight type applicator and 10 degrees for bending applicator, respectively.

Treatment length (mm)	Tandem angle (degree)	Events
40	0	—
	10	3
50	0	12
	10	16
60	0	2
	10	1
65	0	1
	10	6
Total	0	15
	10	26

치의 선량에 비해 측방향은 0.92를 나타내어 비교적 등방성을 띄고 있음을 알 수 있다. 근접조사선원을 이용한 조직 내 선량분포는 이 선량분포를 행렬화하여 선원중심에서 측방향의 거리와 측방향의 거리로 선량을 얻게 하였다.

근접조사치료기(Buchler 3K)는 선원케이블을 오실레이션시켜 선원이 지정된 치료부위를 연속 주기적으로 왕복하면서 치료선량을 조사하게 된다. 이에 저자들은 치료부위를 0.5 cm 간격으로 이동-정주하는 방법을 적용하여 매우 근사한 선량분포를 얻을 수 있음을 밝힌 바 있다.¹⁾ 자궁경부

암의 후선량계획 근접조사는 대체로 수정 Fletcher형 어플리케이션에 의한 선량분포와 근사한 선량분포를 얻기 위해 자궁강내의 선원배열과 질원개 좌우에 선원배열을 하고 있으며, 자궁체를 포함하는 선량분포에 가장 근사한 “A” 지점의 선량률은 강내치료의 분할 조사시간을 결정하는 주요 선량지표가 된다. 본 실험에서 Fig. 2와 같이 강내 탠덤선원배열의 크기를 5.0 cm, 질원개 좌우의 선원배열의 크기를 각각 1.0 cm로 정하여 강내 선원에 1분, 질원개 선원에 각각 18초씩을 조사했을 때의 환자의 선량분포를 구하였으며, Table 2는 각 선원의 선량기여도를 백분율로 보여준다. 환부 “A”지점에 도달되는 선량은 강내 탠덤선원에 의해 약 54%, 우측 질원개의 선원에서 약 40%, 좌측 질원개의 선원에서 약 6% 차지하고 있음을 알 수 있다.

선원맞춤배열의 통계적 신뢰를 얻기 위해 실험군에서 가장 빈도가 큰 탠덤선원을 택하여 탠덤선원과 질원개 좌우측 난형체와 각각 기여하는 선량을 얻은 결과 Table 3과 같이 선형 어플리케이션내 탠덤선원에 의한 선량기여도는 $55.89 \pm 4.20\%$, 질원개의 우측 선원에 의해 $38.14 \pm 4.46\%$, 좌측 선원에 의해 $5.97 \pm 0.50\%$ 로 나타났으며, 10도 흰 경우 $60.33 \pm 6.53\%$, $33.10 \pm 6.74\%$, $6.58 \pm 0.30\%$ 로 각각 나타났다.

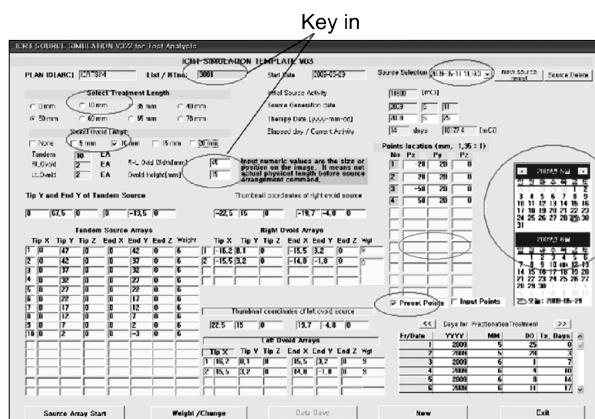


Fig. 2. Window screen shows the results of source template and manual input parameters for the patient ID, width and height of ovoid sources. The others line circled are chosen by click mouse for selection of parameters of brachytherapy plannings.

선량기여도는 어플리케이션이 10도 흰 경우 탠덤선원에 의한 기여가 약간 높게 나타난 것은 어플리케이션이 흰 경우 평가점까지의 거리가 선형 배열에 비해 상대적으로 짧은 것에 연유됨을 알 수 있다. 실험 선량계획에서는 평가점에 도달되는 선량은 모두 “A”지점에 비교적 가까운 탠덤선원에 영향이 있으나, 질원개 난형체 선원에 의한 기여도가 매우 높은 것을 알 수 있다.

근접조사의 알고리즘상 선량은 거리 자승에 역비례하므로 경부구를 중심으로 질원개의 좌우 선원의 폭과 높이에 따라 크게 영향 받게 됨을 알 수 있다.

저자들은 이 결과분석을 토대로 선원맞춤배열에 의한 선량전산화를 구현하였으며, 선량분에 큰 영향을 주는 탠덤선원 크기, 질원개 좌우 난형체선원의 폭과 높이를 Fig. 2와 같이 입력하고, 선원검색, 분할 치료일을 선택하는 것으로 Fig. 3 순서도와 같이 선원맞춤배열에 의한 선량계획이 이루어지도록 고안 하였다.

전산화된 선원맞춤형 선량계획에는 환자등록 입력창과 선량계획 및 분할선원위치별 선량값과 등선량분포를 얻는 창으로 구분시켰으며, Fig. 4와 같이 선량값에 영향을 주는 선원을 쉽게 알아 볼 수 있도록 각 선원배열의 기여선량을 출력하여 분석 및 선량결정에 도움을 줄 수 있게 하였다.

전산프로그램에서 강내 탠덤배열의 크기를 선택하고, 질원개 선원의 폭과 높이를 입력하는 선원맞춤배열 프로그램을 Fig. 2와 Fig. 4과 같이 개발함으로써 시술당일 치료대에서 환자의 대기 불편 없이 어플리케이션 삽입 시술 후 영상이 얻어지는 즉시 치료가 이루어질 수 있도록 하였다.

고선량률에 의한 본원 방사선종양치료 임상에서 강내근

Table 3. The percent of contribution dose to A-point shows the intracavitary radiation therapy with ^{192}Ir source as a function of tandem angles in a 5.0 cm of tandem length and 1.0 cm of ovoid sources.

Tandem angle	Events	Tandem	R-ovoid	L-ovoid
0	12	55.89 ± 4.20	38.14 ± 4.46	5.97 ± 0.50
10	16	60.33 ± 6.53	33.10 ± 6.74	6.58 ± 0.30

Table 2. The percent of contribution dose to A-point were derived on fragment sources in a given time. The Sn, Rn and Ln represent the segment number of tandem source (Sn), right ovoid (Rn) and left ovoid source (Ln), respectively.

Segment source	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	R1	R2	L1	L2
Dose distribution	2.91	3.65	4.88	6.10	6.89	7.56	6.85	6.12	4.93	3.75	27.15	13.17	3.13	2.91
Sub total dose						53.64					40.32		6.04	

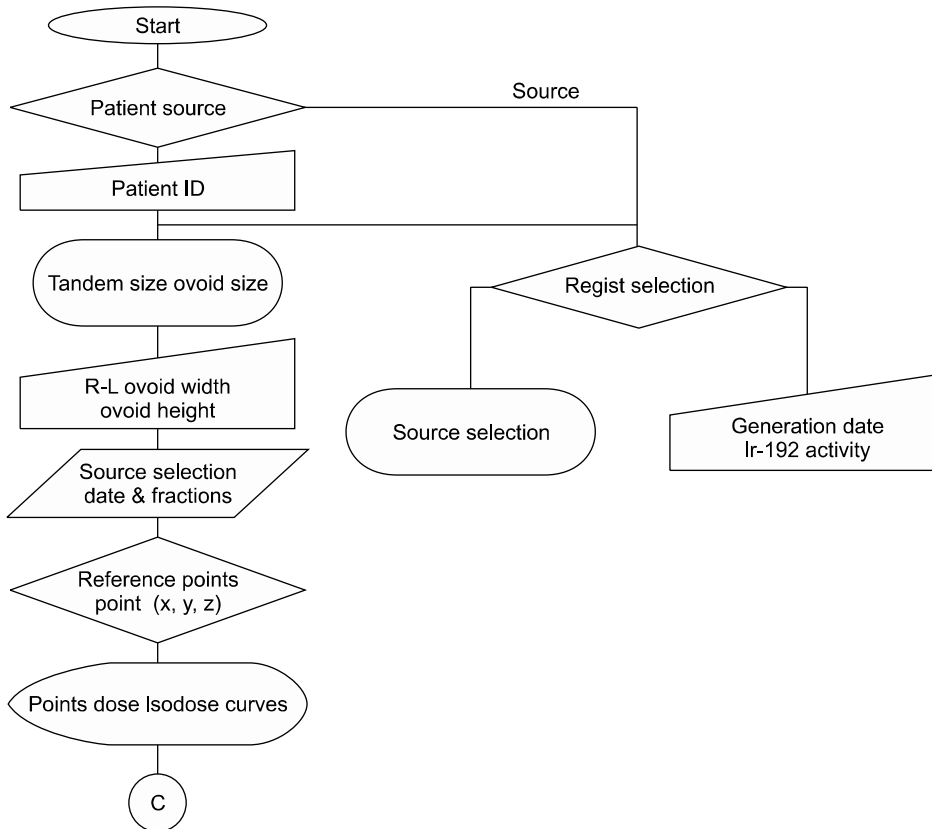


Fig. 3. Showing the flow chart for template source array of remote afterloading sources for intracavitary radiation therapy planning.

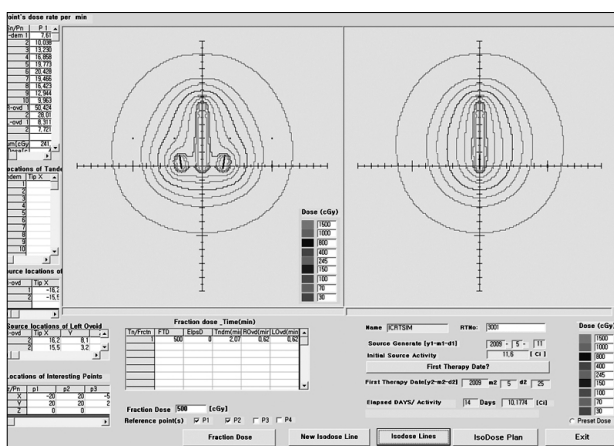


Fig. 4. The dose distributions derived on the template source arrangement for ICR treatment with ^{192}Ir source. The picture shows the current source activity isodose value in color, points dose and fraction times.

접조사는 6회 분할하여 주당 2회, 총 3,000 cGy를 분할치료 선량으로 조사함에 따라 프로그램상에 분할치료일을 선택할 수 있도록 규격화하였다.

시술환자에게 근접한 선원맞춤배열을 자동 생성하여 얻은 선량분포와 영상의 선원배열을 입력한 환자개인별 치료선량 계획으로부터 얻은 41명의 선량분포를 비교한 결과 $-0.8 \pm 2.83\%$ 이내의 오차범위를 나타내었다. 이는 개인별 선량계획시 입력되는 커서 위치지정의 오차범위에 있음을 알 수 있으며, 오차에 의한 선량은 개인별 선량계획 시 남은 분할 치료회수에서 자동으로 교정된 선량이 조사되도록 입력자료가 저장되며, ^{192}Ir 선원의 반감기가 74.17일로 비교적 짧아 1일 약 1%의 방사능감쇠가 있으므로 동일한 분할선량을 얻기 위해 분할치료회수의 경과에 의한 방사능보정에 따라 치료시간을 보정할 수 있도록 하였으며, 선원맞춤배열에 의한 선량값은 개인별 선량계획과 자동으로 연동 합산되도록 프로그램 되었다.

Fig. 5에서 선원맞춤배열에 의한 결과와 개인별 선량계획에 의한 결과의 차이를 나타내었는데 전체 41례에서 평균 $-0.55 \pm 2.15\%$ 의 오차를 보여주고 있으며 최대 오차는 -6% 였다. 이를 탠덤의 길이에 따라 분석한 결과는 Fig. 6, Fig. 7과 Fig. 8에 나타내었다. Fig. 6은 탠덤의 길이가 5.0 cm인 28예 중 선형 어플리케이션(N=12예)에서 평균 $-0.84 \pm 2.18\%$,

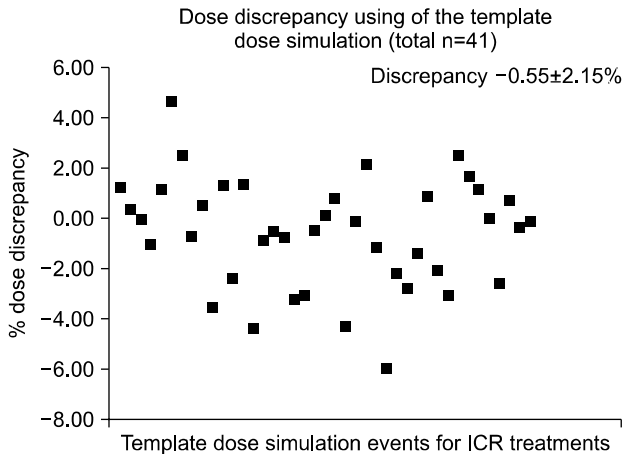


Fig. 5. The dose discrepancy function as a comparison template dose with patient dose of A-point in intracavitary brachytherapy.

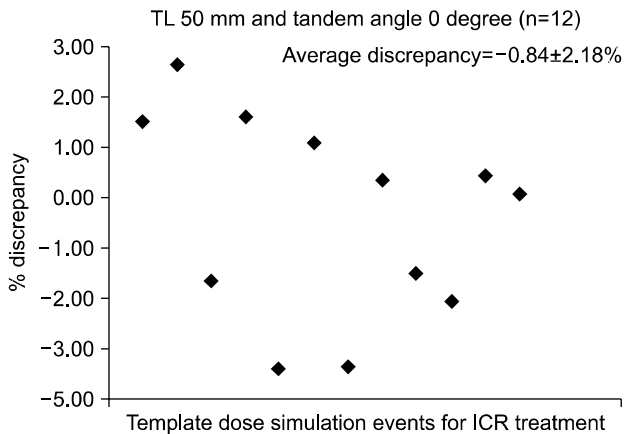


Fig. 6. The dose discrepancy function as a comparison template dose of tandem source length of 50 and angle 0 degree that of the patient dose of A-point in intracavitary brachytherapy.

최대 4.2%의 오차를 보였으며, 10도 흰 어플리케이터(N=16)에서 평균 $-1.0 \pm 2.06\%$ 이며, 최대 -6%의 오차를 보였다.⁷⁾

Fig. 8에서 탠덤의 길이가 6.0, 6.5 cm인 경우는 합하여 10에 평균 $0.18 \pm 2.09\%$ 이고 최대 오차가 4.8%로 짧은 선원 길이의 선량오차에 비해 낮게 나타나고 있다.

이는 탠덤의 길이가 긴 경우 선원이 길게 분포되어 있기 때문에 각 선원별 기여도가 상대적으로 낮아지게 되어 위치 지정 등에 의한 오차가 줄어들기 때문으로 생각된다.

결과적으로 선원맞춤배열에 의한 선량이 약 $\pm 3\%$ 오차범위 내에서 얻어질 수 있으며, 선량 계산에 중요한 인자인 선원길이, 질원개 선원의 폭과 높이를 환자별 입력함으로써 영상의 선원위치와 선량평가점을 입력한 선량계획과 오

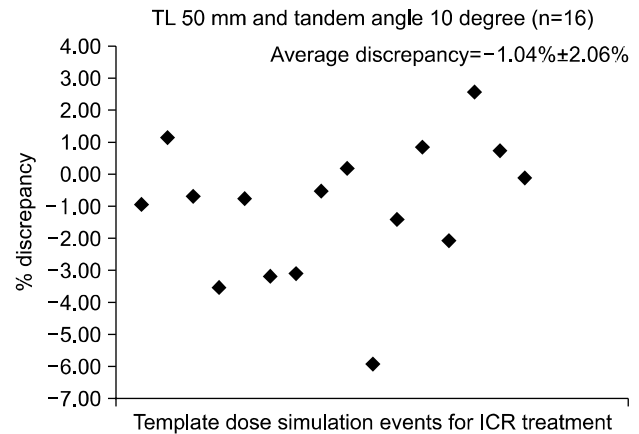


Fig. 7. The dose discrepancy function as a comparison template dose of tandem source length of 50 and angle 10 degrees that of the patient dose of A-point in intracavitary brachytherapy.

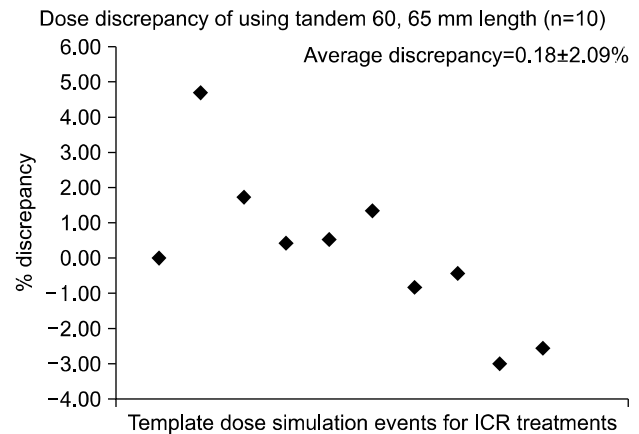


Fig. 8. The dose discrepancy function as a comparison template dose of tandem source length of 60 and 65 cm with that of the patient dose of A-point in intracavitary brachytherapy.

차범위에서 근사한 선량을 얻을 수 있음을 보여 준다.

고 찰

강내근접조사는 종양에 높은 치사선량을 조사하기 위해 체외조사와 병용으로 자주 사용되는 치료법으로, 체외조사 시 내부장기의 이동에 대한 조사면의 이탈을 고려하지 않고, 정상 장기에 방사선손상이 극히 적고 종양부위에 치사선량을 도달시킬 수 있는 장점이 있으며 고선량률 선원의 원격제어에 의해 분할치료가 이루어지게 되어 종양에 높은 치료선량을 줄 수 있어 치료효과가 높은 것으로 발표되고 있다.³⁾

근접조사는 인체의 강내 또는 종양조직내 어플리케이션터를 삽입하여 지정된 배열선원의 정주시간과 환부위치에 따라 조사되는 선량이 결정되고, 선량치료계획은 전산화프로그램을 통해서 얻은 선량률로 조사시간을 얻는다. 특히 고선량률 조사법에서는 치료시간이 수 분 정도로 통원시술이 많이 시행되고 있다. 그러나 첫 시술일자에는 선량계획에 상당한 시간이 소요되어 환자에게 불편을 주게 된다.

본 연구에서는 자궁경부암환자의 고선량률 근접조사시 어플리케이션터의 위치 지정 방법을 표준화하여 어플리케이션터 영상 취득 후 환자의 대기 시간이 거의 없을 정도의 짧은 시간에 선량오차가 $\pm 3\%$ 이하의 범위에서 당일 치료시간 결정을 할 수 있는 선원맞춤형 선량계획 프로그램을 개발하여 환자개별 선원 입력 선량계획과 비교한 결과 선원맞춤형의 선량계획이 시술 당일 이용에 타당성 있음을 확인하였다.

ICRU38에서 근접조사 치료볼륨은 체외조사의 타겟볼륨, 치료볼륨과 동일하게 정의하고 있으나, 종양 또는 타겟볼륨 내부의 선원주위에 선량-기울기가 커서 타겟볼륨 내 한 개 또는 여러 개의 참고지점에 흡수선량을 특정지우는 것은 의미가 떨어지며 근접조사는 체외조사 치료에 사용할 수 없다고 주장하였다.⁸⁾

이 주장은 근접조사치료의 치료볼륨을 포함하는 선량분포계획으로부터 선량해석이 필요함을 의미한다. 임상에 근거한 저선량률 근접조사에는 자궁체강내의 선원과 질원개의 어플리케이션터 선원을 거의 같은 방사능강도를 사용하는 스톱홀름 방식과 자궁체강 선원과 질원개 좌우와 자궁경부 앞에 어플리케이션터를 시술하는 파리스 시스템과 자궁체강내 선원을 탠덤으로 배열하고 질원개의 좌우에 콜포스타트(colpostat)를 삽입하여 자궁체강 중앙에서 2 cm 상방과 측방 질원개의 점막에서 2 cm 상방의 위치를 “A”지점으로 하고, 중앙선에서 “A”지점을 통과하여 5 cm 위치를 “B”지점으로 정의한 위치에 도달되는 선량으로 치료선량을 결정하는 Manchester 방법이 있다. 고선량률 근접조사에서도 선원배열은 저선량률 근접조사와 근사한 선량분포를 얻는 방법을 쓰거나 일부 수정된 방법을 사용하고 있다.

한편 근접조사의 경우 ICRU38에서 자궁체를 포함하는 등선량곡선의 좌우폭과 높이와 측면선량분포에서 두께로 구한 볼륨에 치료선량을 조사하는 것을 권장하고 있다.

ICRU38 권장사항이 타당성이 있는 주장이나 근사적인 볼륨을 얻게 되므로 임상에서는 “A”지점을 통과하는 등선량분포의 크기와 자궁체의 포함여부를 고려한 등선량곡선에 의한 선량계획을 이용하므로 여전히 “A”지점의 선량을

처방선량으로 이용하고 있다.⁴⁾

선량계획을 통해 자궁체를 포함하는 선량분포와 “A”지점의 선량분포가 거의 일치하는 선원배열이 되면, “A”지점의 선량은 치료선량 지표로 사용할 수 있으며, 컴퓨터 선량계획으로 “A”지점을 지나는 등선량곡선이 타겟볼륨을 포함하는 지 확인은 어렵지 않을 것이라고 본다.⁹⁾

본원의 자궁강내 근접조사는 Manchester 방법에서 방사능 크기를 변화시킬 수 있는 수정된 Fletcher 방법으로 LDR 근접조사를 시행해 온 임상경험이 있어 고선량률에 의한 근접조사를 시행하더라도 동일한 선량분포를 얻을 수 있도록 자궁강내 탠덤선원을 기준으로 질원개 좌우 선원에는 각각 30%의 시간 비중을 조사하는 선량계획을 수행하였으며, 분 할 조사량은 “A”지점에 1회당 500 cGy가 조사되었으며, 분할회수는 주당2회, 3주간 총 6회이다.

따라서 저자들이 고안한 환자별 선원맞춤배열에 의한 선량계획에서 약 $\pm 3\%$ 의 선량오차를 보인 것은 남은 분할 치료 횟수에서 보상하여 조사할 수 있게 하였다.

AAPM TG-56은 고선량률 근접조사가 짧은 시간에 치료가 이루어지므로, 물리학자는 전과정에 특별한 주의를 기울여 정확한 선량과 선원정주시간을 컴퓨터로 얻을 수 있어야 한다.⁹⁾ 또 고선량률 근접조사에서 빠르게 조사되지 못하는 경우에는 가능한 한 빠른 시간내 교정할 수 있게 하는 압력을 받게 되는 데, 이런 압력을 받게 되는 일을 줄이는 한 가지 방법으로 언제든지 바로 적용할 수 있는 표준 선량계획을 사용하는 방법을 제시하고 있어, 저자들의 선원맞춤선량계획 구상과 잘 일치하는 것으로 생각된다.¹⁰⁾

저자들에 의해 개발된 선원맞춤형 선량프로그램은 환자명, 시술일자, 주당 2회 시술간격, 선원선택, 선량점을 입력하는 창과, 분할선량, 선량값, 등선량값, 분할선량결정과 치료시간보정, 평균선량점을 입력하는 창으로 나뉘어 있으며, 등록명과 환자번호를 제외한 모든 입력은 자동 및 클릭으로 선택할 수 있게 함으로써 어플리케이션터 영상취득 후 즉시 치료시간을 제공할 수 있게 고안되었다. 또한 기록 저장된 자료는 환자개별 선량계획프로그램에서 연동하여 자동 호출 될 수 있도록 하여 입력절차에 따른 오류를 줄이도록 구현하였다.

최근 종양치료에 대한 선량계획 소프트웨어는 시뮬레이션 영상장치에 의한 선량계획보다 컴퓨터단층영상을 이용한 선량계획이 늘어나 선량분포와 환부를 3차원으로 구현하는 추세이고, 향후 근접조사선량계획도 컴퓨터단층영상장치를 이용한 치료계획이 상당부분을 차지할 것으로 예상되므로, 본 선원맞춤형 선량계획을 확장 연구할 필요가 있

을 것으로 생각된다.

결 론

개발된 선원맞춤형 선량계획 시뮬레이션 프로그램은 자궁경부암에 고선량률선원에 의한 후선량계획 근접조사를 시행할 때, 개별 선원과 평가점 위치를 맞춤형으로 전산화하여 입력 절차를 탠덤선원길이, 질원개선원의 폭과 높이 및 선량평가점 위치 선택입력 등을 최소화하여 치료선량분포를 구할 수 있는 소프트웨어이다. 선원맞춤형 선량계획에서 얻은 선량분포는 선원배열 전과정을 입력한 선량계획과 비교한 결과 $-0.8 \pm 2.83\%$ 로 근소한 선량 오차를 보이고 있어 분할조사의 시술당일 치료대기시간을 현저히 줄일 수 있는 선량계획 프로그램으로 임상에 응용할 수 있음을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. 최태진, 예지원, 김진희, 김옥배, 이호준, 함현수: 고선량률 강내조사선원을 이용한 근접조사선량계획전산화 개발. 대한방사선종양학회지 20:283-293 (2002)
2. Teppen JE: Three-dimensional treatment planning. Seminars in Radiation Oncology. 19:246-256 (1992)
3. Utlet JF, Essen CF, Hom RA, Moeller JH: High-Dose Rate Afterloading Brachytherapy in Carcinoma of the Uterine Cervix. Int J Radiat Oncol Biol Phys 10:2259-2263 (1984)
4. 김옥배, 김진희, 최태진: 초기자궁경부 유리세포암의 치료. 대한방사선종양학회지 24:123-127 (2006)
5. 최태진, 원철호, 김옥배 등: 원격강내조사용 Co-60 선원 대체용 ^{192}Ir 선원의 조사선량결정 및 선량등방성 조사. 의학물리 9: 55-64 (1998)
6. 최태진, 김옥배: 고선량률 원격강내조사의 코발트-60 이동선원에 의한 선량특성. 의학물리 1:51-60 (1990)
7. Glasgow GP: Remote Afterloading Technology. AAPM Report 41:6-30 (1993)
8. ICRU REPORT 38: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU (1985)
9. Orton CG, Ezzell GA: Physics and dosimetry of high-dose-rate brachytherapy. Principles and Practice of Radiation Oncology. 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, A Wolters Kluwer Co, Philadelphia, (2004), pp. 604-618
10. Nath et al: AAPM TG-56: Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56:1584-1591 (1997)
1. 최태진, 예지원, 김진희, 김옥배, 이호준, 함현수: 고선량률 강내조사선원을 이용한 근접조사선량계획전산화 개발. 대한방사선

Development of Source Template ICRT Dose Planning Software for Uterine Cervix Using the HDR: ^{192}Ir

Tae-Jin Choi, Youngkee Oh*, Jinhee Kim*, Okbae Kim*

Departments of Medical Engineering, *Radiation Oncology, Keimyung University School of Medicine, Daegu, Korea

The source position and source dwelling time in a given source arrangement in the applicators is very high effect to determine the expose time which in general is derived from the brachytherapy planning system. In high dose rate (HDR) intracavitary radiation therapy (ICRT), the treatment is often performed in based out-patient during the whole fractionation irradiations. However, the patient should be waited on couch for ICR treatment in first start fraction as unconvinient and immobilized state until perform the dose plannings. In our experiments, the HDR source contributed dose for $55.89 \pm 4.20\%$ for straight tandem source, $38.14 \pm 4.46\%$ for the right ovoid source on the fornix and $5.97 \pm 0.50\%$ for left ovoid source. It also showed the $60.33 \pm 6.53\%$ for the tandem, $33.10 \pm 6.74\%$ for right ovoid and $6.58 \pm 0.30\%$ for the left ovoid source in 10 degrees of applicator. The authors designed the source template dose planning software for ICRT of uterine cervix results average $-0.55 \pm 2.15\%$ discrepancy of the full charged brachytherapy dose planning. Developed Source template ICRT planning software guide a minimized the complains and operating times within a $\pm 3\%$ of dose discrepancies.

Key Words: High dose rate brachytherapy, Template brachysource, Dose planning software