

인공심장박동기가 이식된 유방암환자의 방사선 치료에 대한 사례 보고

서울대학교병원 방사선종양학과, ¹서울대학교 의과대학 방사선응용생명과학 협동과정, ²서울대학교 의과대학 방사선종양학과

채승훈 · 박장필 · 이양훈 · 유숙현 · 성원모¹ · 김규보²

목 적: 본원을 내원한 인공심장박동기를 이식한 유방암 환자에 대해 장비위치이전수술, 차폐 또는 빔 정형 등을 고려하여 방사선치료를 시행한 사례의 전반적인 과정을 고찰해보고자 한다.

대상 및 방법: 본원을 내원한 유방암환자 중 좌측 흉부에 인공심장박동기를 이식한 54세 여성 환자를 대상으로 방사선치료를 시행하였다. 환자의 방사선치료 시행이 결정된 후, 인공심장박동기로의 선량 유입을 최소화하기 위해 순환기내과와의 협의를 통해 환자 좌측 흉부에 이식되어있던 기기를 우측 흉부로 이동시키는 수술을 시행하였다. 총 선량 5,040 cGy, 일일선량 180 cGy, 28회, 치료 조건으로 광자선 에너지 10 MV, 조사야 크기 0/9.5×20 cm를 사용하여 Half beam 대향이문조사치료를 시행하기 위한 방사선치료계획을 하였다. 방사선 치료계획 시 적합한 차폐체의 두께를 정하기 위하여 Solid water phantom (30×30×7 cm)에 Farmer-type chamber (TN30013, PTW, Germany)를 이용해 차폐체(납, Pb 28×27×0.1 cm)를 사용하였을 경우와 사용하지 않았을 경우 기기에 유입될 예상선량을 산출하였다. 전산화치료계획장비(Eclipse, Varian, USA)를 사용해 치료계획을 시행하고, 두께 2 mm의 차폐체를 사용하였을 경우와 사용하지 않았을 경우에 기기에 유입될 예상선량을 산출해내었다. 치료 첫 날, MOSFET Dose Verification System (TN-RD-70-W, Medical Canada Ltd., Canada)을 이용하여 인공심장박동기에 유입되는 선량을 측정하였다.

결 과: 차폐체 두께산정 실험에서 인공심장박동기가 위치한 B 지점에서 차폐체 2 mm일 경우, 105.265 cGy, 처방선량의 2.09%로 산출되어, 적합한 차폐체의 두께를 정할 수 있었다. 전산화치료계획장비에서 2 mm 차폐 시 총 치료기간 동안 11.5에서 38.2 cGy까지 기기에 유입될 수 있음이 나타났으며, DVH 최대값은 77.3 cGy로 나타났다. 환자의 첫 치료 시 MOSFET 측정 결과 4.3 cGy로 측정되어, 총 치료기간동안 120.4 cGy, 처방선량의 2.39%의 선량이 유입될 것으로 예상되었다. 환자는 치료기간동안 그리고 치료받은 후 어떠한 부작용도 일으키지 않았으며, 인공심장박동기는 치료시작 전과 후에 순환기내과에서 기능측정을 받은 결과 아무런 이상을 보이지 않았다.

결 론: 현재 인공심장박동기가 이식된 암 환자의 방사선 치료에 대한 공신력 있는 기관의 권고안이 노후화되어, 새로운 장비들에 대한 데이터가 부족한 상황에서 우리는 타과와 원활한 협업, 철저한 치료계획과 정밀한 QA, 지속적인 in-vivo dosimetry 와 monitoring 등을 통하여 이러한 환자들의 방사선치료를 성공적으로 해낼 수 있을 것으로 사료된다.

핵심용어: 인공심장박동기, 유방암환자, 차폐, 방사선치료

서 론

세계 심장 보조기기 시장조사 보고서에 따르면 심혈관 질환 이환율의 증가를 주요 원인으로, 인공심장박동기를 비롯한 세계의 심장보조기기 시장은 2011년에서 2015년까지 연평균 복합성장율(Compound Annual Growth Rate)이 8.5%로 확대될 전망이다.¹⁾ 이에 따라 인공심장박동기가 이식된 암환자의 방사선치료 또한 증가할 것으로 예상된다.

인공심장박동기를 지닌 환자에 대한 방사선 치료의 영향

은 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM TG34)에 1994년 보고된 바 있다. 인공심장박동기는 치료 간 총 누적선량이 2 Gy를 초과한다면 다양한 기능이상이나 작동불능을 일으킬 수 있으므로, 치료시작 전과 매주 초에 인공심장박동기의 기능에 대한 점검이 필요하다고 한다.²⁾ 하지만 AAPM의 보고서는 이미 20여년이 지났으며, 소수의 초기 세대 기기들만을 분석하여 만들어진 것으로, 최신 CMOS 회로를 사용해 만들어진 기기들의 방사선에 대한 민감성과 기능장애의 종류를 자세하게 표현하지 못하고 있음이 보고된 바가 있다.³⁾ 또한 장비를 대상으로 한 실험들에서 각 장비들에서 이상을 일으키는 선량과 그 증상이 무작위로 나타나고 있어, 장비이상에 대한 한계선량을 가늠할 수가 없는 상황이다(Table 1).^{4,5)}

이 논문은 2012년 6월 19일 접수하여 2012년 9월 10일 채택되었음.
책임저자 : 채승훈, 서울대학교병원 방사선종양학과
Tel: 02)2072-2527, Fax: 02)2072-4782
E-mail: chaegoon@snuh.org

Table 1. Dose to ICPs and ICDs^{4,5)}

	Manufacturer	Model	First malfunction	Dose at first malfunction (Gy)	Dose at point of failure (Gy)
ICPs	Medtronic	EnPulse E2DR01	Lead impedance <80%	90	90
	Medtronic	Kappa kd 701	Lead impedance <2,000%	100	100
	Vitatron	Model 860	Lead impedance <160%	80	120
	Vitatron	Model 860	Lead impedance <3,600%	80	80
	Guidant	Contak TR CHFD 1241	Bad communication	10	20
ICDs	Guidant	Ventak PR1ZH VR HE 1852	Too-low shock energy of 22 J	120	120
	St. Jude Medical	Photon uDR model V-232	sensing threshold 65% too low (Vmin)	90	90
	Medtronic	Marquis dr model 7274 VVE DDDR	Attrial sensing threshold 100% too high	10	120
	Medtronic	Marquis dr model 7274 VVE DDDR	Bettery charge time increase by 40%	120	120
	Biotronic	Tupos LV/A +	Too low shock energy of 18 J	0.5	1.5
	Biotronic	Tupos LV/A +	Too low shock energy of 21 J	0.5	2.5

Table 2. Published reports of irradiation in patients with pacemakers

Year	Author	Ref.	Diagnosis	Beam type	Prescribed dose	Dose to pacemaker	Result/note
1983	Pourhamidi	6	Oesophageal cancer	X-rays	63 Gy	15 Gy	Pulse generator damaged
1983	Quertermous et al.	7	Lung cancer	Gamma rays	50.8 Gy	22.07 Gy	Circuitry failure, rhythm error
1986	Lee et al.	8	Breast cancer	X-rays	39.6 Gy	<40 Gy	Tachycardia/pacemaker in RT portal
1988	Brooks and Mutter	9	Lung cancer	X-rays	35 Gy	<35 Gy	Tachycardia
1990	Mueller et al.	10	Bronchogenic carcinoma	X-rays	64 Gy	6.2 Gy	Normally function/pacemaker out of RT portal
1994	Raitt et al.	11	Thyroid malignancy	Neutron	4.8 Gy	0.8 Gy	Rhythm error
2006	Mitra et al.	12	Lung cancer	X-rays	13 Gy	1.7 Gy	Normally function/shielded
2007	Sepe et al.	13	Laryngeal cancer	X-rays	60 Gy	2.5 Gy	Normally function/pacemaker out of RT portal
2008	Anusheel et al.	14	Breast cancer	X-rays	50.4 Gy	4.3 Gy	Normally function
2011	Youlia M et al.	15	Thoracic cancer	X-rays	30 Gy	0.1 Gy	Normally function/pacemaker out of RT portal, but pacing lead in portal

하지만 여러 사례들에서 볼 수 있듯이, 이러한 환자들에 대한 방사선 치료의 성패는 기기에 유입되는 선량이 최소한 이 되도록 치료계획을 수립하는 것 그리고 해당 진료과들과의 원활한 협업을 통한 환자에 대한 엄격한 관찰에 달려있다 (Table 2).⁶⁻¹⁵⁾

이에 본원에서는 좌측 가슴에 인공심장박동기가 삽입된 환자에 대해 좌측 유방에 대한 방사선 치료를 시행한 과정과 결과를 보고함으로써, 앞으로 이와 같은 환자들에 대한 안전

한 치료계획 수립과 정확한 치료를 위한 표준절차 확립에 기여하고자 한다.

1. 이론적 배경

인공심장박동기(Pacemaker)는 심장의 리듬을 감지하여 심장이 규칙적이고 제시간에 박동할 수 있도록 필요 시 전기 자극을 내보내는 목적을 가진 장치로 쇄골 아래 쪽 피하에 삽입되어진다. 이식형 제세동기(Implantable cardioverter-de-

fibrillator, ICD)는 인공심장박동기의 기능을함과 동시에 심실세동을 감지하여 전기쇼크를 발생시켜 제세동을 하는 기능까지 갖춘 장비이다.

1) 인공심장박동기의 구성

이 장치는 세 가지 중요한 부분으로 구성이 되어있는데, 첫째는 인공심박조율기(Pulse generator)로 전지와 전자회로 및 부품으로 만들어진 통상 4에서 6 cm 직경에 1 cm 미만의 두께의 금속 케이스이다. 둘째는 전기 유도선(Lead)으로 심장의 전기활동을 심박동기로 전달하고 필요 시 심박동기의 전기 자극을 심장에 전달하여 심장을 수축시킨다. 셋째는 전기유도선 끝의 전극(electrodes)으로 심장의 근육에 밀착되어 전기 자극을 전달한다(Fig. 1).

2) 방사선에 의한 장비 이상

구식 장비들에서는 이중극자가 사용되었으나, 새로운 장비들은 상보성 금속 산화물 반도체(Complementary Metal-Oxide-Semiconductor, CMOS)기술을 사용한다. 소비전력이 적은 이 회로는 환자의 몸속에서 오랜 시간 작동하는 것을 가능하게 하였지만, 방사선이 실리콘과 실리콘 산화물 절연체에 영향을 미쳐 민감한 영향을 받게 되어있다. 심장으로 출력되는 전류의 변화, 출력이 필요한 상황에 출력의 억제, Reset mode 혹은 Safety mode로의 변경 등의 기능 이상이 일어날 수 있다. 또한 배터리와 반응하여 기기의 수명을 낮출 수 있고, 기기의 모든 기능이 손실될 수도 있다.

대상 및 방법

1. 대상 및 장비

1) 대상

본원을 내원한 54세 여성으로써, 침윤성 유관암(infiltrating duct CA.) 병기 pT1N0을 판정받았으며, 2007년 심장관막증의 치료를 위해 왼쪽 쇄골 아래쪽 피하에 인공심장박동기(Sigma SS303, Medtronic, Inc.)를 이식받은 이력이 있다. 2011년 9월 중앙제거수술과 항암치료를 받았으며, 당해 11월 방사선치료를 위하여 본과를 방문하였다.

2) 장비

본원에서 사용되고 있는 선형가속기(Clinac, 21 EX-Silhouette, Varian, USA)의 10 MV 에너지를 사용하여 측정 및 치료하였으며, 전산화치료계획장비(Eclipse, Varian, USA)를 사용하여 환자치료를 계획하였다. 측정 장비는 Farmer-type chamber (TN30013, PTW, Germany)와 MOSFET Dose Verification System (TN-RD-70-W, Medical Canada Ltd., Canada)이 사용되었다. 또한 Solid water phantom (30×30×7 cm)을 사용하였으며, 인공심장박동기의 선량감소를 목적으로 차폐체(납/Pb, 28×27×0.1 cm)를 사용하였다.

2. 방법

1) 장비 위치 이식 수술

환자에 대한 방사선 치료를 시행하기로 결정된 후, 방사선 치료에 의해 인공심장박동기로 유입되는 선량을 최소화하기 위해 순환기내과와의 협의를 통해 기기의 위치를 환자 좌측에서 우측 쇄골아래 피하로 옮기는 수술을 시행하였다.

2) 차폐체 두께 산정 실험

치료에 필요한 적합한 차폐체(Pb)의 두께를 산정하기 위하여 먼저 Solid water phantom (30×30×7 cm)을 SSD 90 cm으로 맞추고, 조사야를 20×20 cm으로 하였다. 그리고 팬텀 깊이가 1 cm되는 지점에 Farmer-type chamber (TN30013, PTW, Germany)를 삽입하였다(Fig. 2, 3). 치료대를 이동시키며 조사야 중심과 조사야 중심점으로 우측경계부에서 측정기까지 거리(Offset)가 2 cm 그리고 4 cm되는 지점들에서 차폐체(납/Pb 28×27×0.1 cm)를 사용하였을 경우 그리고 사용하지 않았을 경우로 구분하여 수집되는 전자의 양을 각각 얻어내었다(A: Offset 2 cm Depth 1 cm지점, B: Offset 4 cm Depth 1 cm지점). 그 값들을 통하여 조사야 중심부와 각 측정지점과의 흡수비율과 각 지점에서의 차폐비율을 구하였다.

$$\text{흡수비율} = \frac{\text{각 측정지점의 값}}{\text{조사야 중심부의 값}}$$

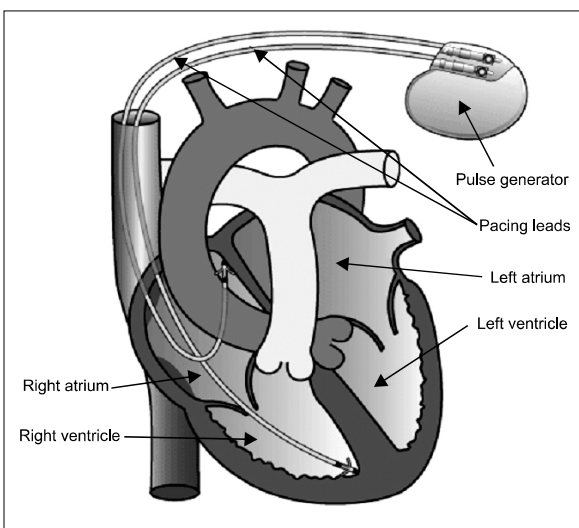


Fig. 1. Structure of a pacemaker (<http://www.understandingatrialfibrillation.com/16>).

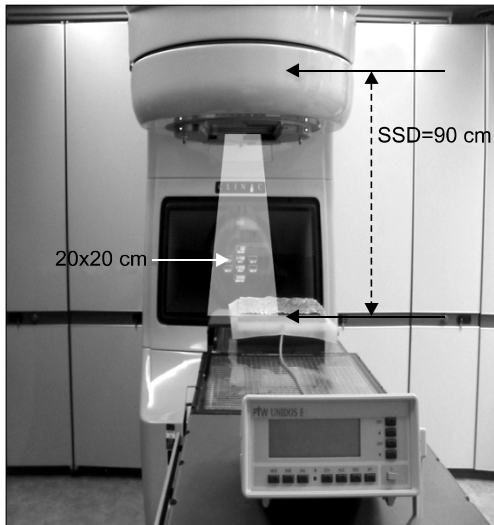


Fig. 2. Diagram of measurement method.

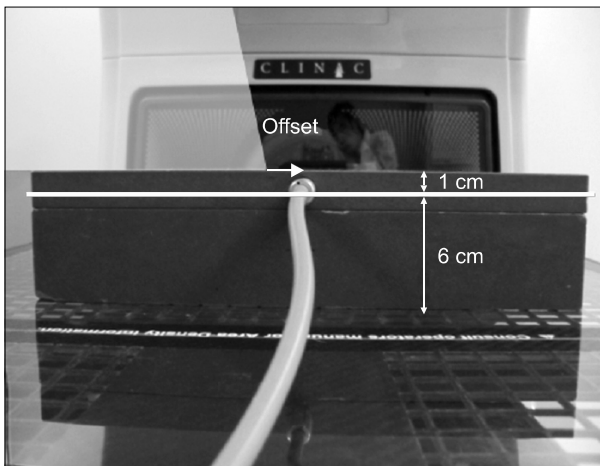


Fig. 3. Farmer-type chamber's measurement view.

$$\text{차폐비율} = \frac{\text{차폐체 적용한 경우의 값}}{\text{차폐체 적용안한 경우의 값}}$$

이후 환자의 처방선량에 두 비율을 적용하여 각 지점에서 흡수될 예상 선량을 계산해내었다.

$$\text{처방선량} \times \text{흡수비율} \times \text{차폐비율} = \text{예상흡수선량}$$

3) 전산화치료계획과 유입선량 측정

환자는 CT-simulation (Brilliance Big bore CT, Philips, USA) 시행 후 전산화치료계획장비(Eclipse, Varian, USA)를 이용해 치료계획을 시행하였다. 그 후, 2 mm 차폐체의 윤곽을 그리고 RTP 상에서 부여할 수 있는 최대한 높은 CT number 값을 지정해주었다. 치료 조사야 중심부에서 환자의 위쪽으로 5 mm 간격 간에 환자에게 흡수될 예상선량을 2 mm 차폐체를 적용하였을 경우와 적용하지 않았을 경우로



Fig. 4. RTP's measurement view.

각각 구하였다(Fig. 4).

4) 치료 첫날 환자에 in-vivo 측정

치료 첫날, 환자의 인공심장박동기가 이식된 피부위치에 MOSFET을 이용하여 치료 시 장비로 유입되는 Head scatter를 측정하였다.

5) 치료

환자에 대한 치료처방은 일일선량 180 cGy, 28회, 총 선량 5,040 cGy, 치료 조건으로 광자선 에너지 10 MV, 조사야 크기 0/9.5×20 cm으로 대향이문조사치료를 시행하였다. 또한 조사야 끝부터 오른쪽 가슴 전체를 2 mm의 차폐체를 적용하여 치료하였다.

6) 장비 기능 측정

환자의 인공심장박동기가 정상적으로 기능하는지 확인하기 위해 순환기 내과에서 방사선 치료 전과 후에 Programmer를 사용하여 기능 검사를 시행하였다.

결 과

1. 차폐체 두께 산정 실험 결과

각 측정 지점에서의 측정값은 Table 3에 나타나 있다. 조사야 중심부에 대한 각 측정지점의 흡수비율은 A: 0.11, B: 0.06으로 나타났으며, 차폐비율은 A: 0.70, B: 0.59로 산출되었다.

계획된 처방선량 5,040 cGy를 이 두 비율에 적용해본 결과, 차폐체(1 mm)를 적용한 경우에 총 치료동안 A: 388.08, B: 178.416 cGy, 2 mm를 적용한 경우에 A: 271.656, B: 105.265 cGy가 흡수될 것으로 예상되었다. 인공심장박동기가 위치한 B지점에서 차폐체 1 mm를 적용한 경우 AAPM Task Group-34 Report의 권고사항인 200 cGy에 근접한 결과를 얻어냈으며, 2 mm를 적용한 경우 105.265 cGy, 처방선량의 2.09%의 선량이 흡수되어 적합한 차폐체를 두께를 알아

낼 수 있었다.

처방선량×흡수비율×(Pb 1 mm 차폐비율)²=차폐체 2 mm 적용 시 예상흡수선량

2. 전산화치료계획장비를 이용한 유입선량 산출 결과

CT영상에서 인공심장박동기는 조사야 중심에서 환자의 위쪽으로 6에서 10 cm까지 떨어진 지점에 나타났다. 2 mm의 차폐체를 적용하였을 경우 11.5에서 38.2 cGy까지 유입될 것임을 알 수 있었으며, DVH 최대값은 77.3 cGy임을 알 수 있었다(Table 4).

3. In vivo 측정결과

치료 첫날, 인공심장박동기가 이식된 위치 피부에 MOSFET을 이용하여 측정해본 결과 4.3 cGy로 측정되어 28회의 총 치료동안 누적선량은 120.4 cGy, 처방선량의 2.39%가 흡수될 것으로 측정되었다.

4. 치료기간 동안 환자는 어떤 부작용도 일으키지 않았으며, 치료 전과 후에 순환기 내과에서 인공심장박동기의 기능검사를 시행한 결과와 치료기간 동안 맥박 및 혈압검사를 한 결과에서 어떠한 이상도 나타나지 않았다(Table 5).

줄여야 한다는 ALARA (As Low As Reasonably Achievable)의 법칙을 환자의 생명을 담당하고 있는 인공심장박동기에도 적용하여 환자의 치료에 임하여야 할 것이다.

본원에서 이러한 환자를 치료함에 있어 여러 노력에도 불구하고 아쉬운 점들이 있다. 차폐비율측정 시 보다 정확한 기하학적 배치를 하지 못한 점, 환자 치료 시 과도한 크기의 차폐체를 사용한 점, 때 치료 시 실시간 심전도 확인을 하지 못한 점, 정확한 지점에서 in-vivo 측정을 시행하지 못한 점이 그것이다.

우리의 경험을 바탕으로 다음의 사항들을 고려한다면 충분히 이와 같은 환자들의 방사선치료를 성공적으로 해낼 수 있을 것으로 사료되어 제안하고자 한다.

1. 순환기내과 등 관련 과들과 긴밀한 협력이 이루어져야 한다.
2. 치료 전후 환자는 기기 기능 점검을 받아야 한다.
3. 가능하다면 수술을 통해 인공심장박동기의 위치를 방사선 조사야에서 최대한 떨어트려 흡수되는 선량을 최소화시킨다.
4. 치료 시 심전도를 실시간 확인하며, 치료 받는 기간 동안 매일 맥박과 혈압을 확인하여야 한다.

고안 및 결론

1994년 발표된 AAPM TG-34의 보고서에 의하면 인공심장박동기가 이식된 환자에 대한 방사선치료의 기기에 대한 한계선량은 2 Gy로 보고되어 있지만, 그 권고안이 노후화되었으며, 여러 장비를 이용한 실험에서 장비 이상증상이 무작위로 나타나 장비에 대한 정확한 한계흡수선량을 파악할 수 없는 상황이다. 그러므로 가능한 한 최대한 방사선 피폭을

Table 3. Farmer-type chamber's results (unit: nC)

	Center	A	B
Pb 0 mm	42.67	4.696 (0.11)	2.589 (0.06)
Pb 1 mm		3.266 (0.11×0.70)	1.527 (0.06×0.59)

Table 4. Expected absorbed dose to pacemaker in RTP system (unit: cGy)

Distance from center (cm)	No shielding	Pb shielding (2 mm)	Ratio
10	25.2	11.5	0.456
9.5	27.1	14.4	0.531
9	37.2	21.9	0.589
8.5	38.3	27.1	0.708
8	45.6	27.9	0.612
7.5	45.5	33.1	0.727
7	52.8	34.2	0.648
6.5	59.4	36.9	0.621
6	62.7	38.2	0.609
5.5	99.9	54.9	0.549
5	99.0	56.3	0.569
DVH Max.	164.6	77.3	0.469

Table 5. Functional test of the pacemaker using a programmer

	Pre radiation therapy	Post radiation therapy	Normal range
Ventricular pacing threshold	0.50 V/0.40 ms	0.50 V/0.40 ms	<1 V/0.4 ms
Ventricular sensing threshold	11.20 mV	11.20 mV	>6.0 mV
Lead impedance	477 ohms	494 ohm	250~1,200 ohm
Battery longevity	5.5 years	5 years	-

5. 환자의 인공심장박동기에 대해 제조사가 권고한 허용선량이 있는지 문의하여야 한다.
 6. 정밀한 QA를 통해 기기에 유입될 선량을 예측하고, 점검하여야 한다.
 7. 적합한 방사선 조사 각도와 조사야 선택을 통해 인공심장박동기를 조사야 범위 밖으로 위치시켜야 한다.
 8. Head scatter의 영향이 크므로, 차폐체를 사용해 차단하여야 한다.
 9. 치료 중 주기적인 in-vivo 측정을 하여야 한다.
- 각종 새로운 치료 장비들, 에너지의 종류, 선량율의 변화에 인공심장박동기가 이식된 환자의 방사선치료에 대한 많은 연구가 필요하다고 느껴진다. 또한 이식형 의료용 전기자극기와 전기배뇨억제기 등 또 다른 이식형 의료기기들에 대하여도 공신력 있는 기관에서의 기준이 세워져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Infiniti Research Limited: Global cardiac assist device market 2011-2015. 2012;1:5
2. AAPM REPORT No. 45 - The Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers Report of AAPM Task Group No. 34 1994;21:85-90
3. Sundar S, Symonds RP, Deehan C, et al.: Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers. *Cancer Treat Rev* 2005;31:474-486
4. Hurkmans CW, Scheepers E, Springorum BG, Viterwaal H: Influence of radiotherapy on the latest generation of pacemaker. *Radiotherapy and Oncology* 2005;76:93-98
5. Hurkmans CW, Scheepers E, Springorum BG, Viterwaal H: Influence of radiotherapy on the latest generation of implantable cardioverter-defibrillators. *Int J Radiat Oncol Biol Phy* 2005;63:282-289
6. Pourhamidi H: Radiation effect on implanted pacemakers. *Chest* 1983;84:499-500
7. Quertermous T, Megahy S, Das Gupta S: Pacemaker failure resulting from radiation damage. *Radiology* 1983;148:257-258
8. Lee W, Huang K, Mechling E: Runaway atrioventricular sequential pacemaker after radiation therapy. *Am J Med* 1986; 81:883-886
9. Brooks C, Mutter M: Pacemaker failure associated with therapeutic radiation. *Am J Emerg Med* 1988;6:591-593
10. Muller-Runkel R, Orsolini G, Kalokhe P: Monitoring the radiation dose to a multiprogrammable pacemaker during radical radiation therapy. *Electrophysiol* 1990;13:1466-1470
11. Raitt H, Stelzer J, Laramore E, et al.: Runaway pacemaker during high-energy neutron radiation therapy. *Chest* 1994; 106:955-957
12. Mitra D, Ghosh K, Gupta P, et al.: Radiation dose monitoring in a lung cancer patient with a pacemaker-A case report. *Ind J Radiol Imag* 2006;16:4:875-877
13. Sepe S, Schaffer P, Krimmel K, et al.: Irradiation treatment of laryngeal cancer in a patients with an implantable ICD. *Onkologie* 2007;30:378-380
14. Munshi A, Wadasadawala T, Sharma PK, et al.: Radiation therapy planning of a breast cancer patient with in situ pacemaker-challenges and lessons. *Acta Oncologica* 2008;47:255-260
15. Kirova YM, Menard J, Chargari C, Mazal A, Kirov K: Case study thoracic radiotherapy in an elderly patient with pacemaker. *Medical Dosimetry* 2011;37:192-194

Abstract

Case Report of Radiotherapy to a Breast Cancer Patient with a Pacemaker

Seung Hoon Chae, Jang Pil Park, Yang Hoon Lee, Suk Hyun Yoo, Won Mo Seong¹, Kyu Bo Kim²

Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital,

¹Interdisciplinary Program of Radiation Applied Life Science, Seoul National University College of Medicine,

²Department of Radiation Oncology, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: In this study, we considerate our radiation therapy process for the breast cancer patient implanted a pacemaker applying the machine movement surgery, shielding, beam selection.

Materials and Methods: We perform radiation therapy to a 54 years old, breast cancer patient implanted a pacemaker. The patient underwent a surgery to move the position of a pacemaker to right side breast after consultation with cardiology department. Prescribed dose was 5,040 cGy and daily dose 180 cGy for 28 fractions. The 10 MV photon energy, field size 0/9.5×20 cm, half beam and opposing portal irradiation are used. To find out appropriate thickness of shielding board, we carried out an experiment using a solid water phantom (30×30×7 cm), a Farmer-type chamber (TN30013, PTW, Germany) and a shielding board (Pb 28×27×0.1 cm). We calculated expected absorbed dose to te pacemaker with absorb ratio and shielding ratio. In the PTP system (Eclipse, Varian, USA), we figured out how much radiation would be absorbed to the machine with and without shielding. First day of the radiation therapy, we measured head scatter to the pacemaker with MOSFET Dose Verification System (TN-RD-70-W, Medical Canada Ltd., Canada).

Results: In the phantom measurement, we found out appropriate thickness was 2 mm of shielding board. In the RTP, when using 2 mm shielding the pacemaker will be absorbed 11.5~38.2 cGy and DVH is 77.3 cGy. In the first day of the therapy, 4.3 cGy was measured so 120.4 cGy was calculated during total therapy. The patient was free from any side effects, and the machine also normally functioned.

Conclusion: As the report of association which have public confidence became superannuated, there is lack of data about new machine. We believe that radiation therapy to thiese kind of patients could be done successfully with co-operation, patient-suitable planning, accurate QA, frequent in-vivo dosimetry and monitoring.

Key words: pacemakers, breast cancer, shielding, radiotherapy